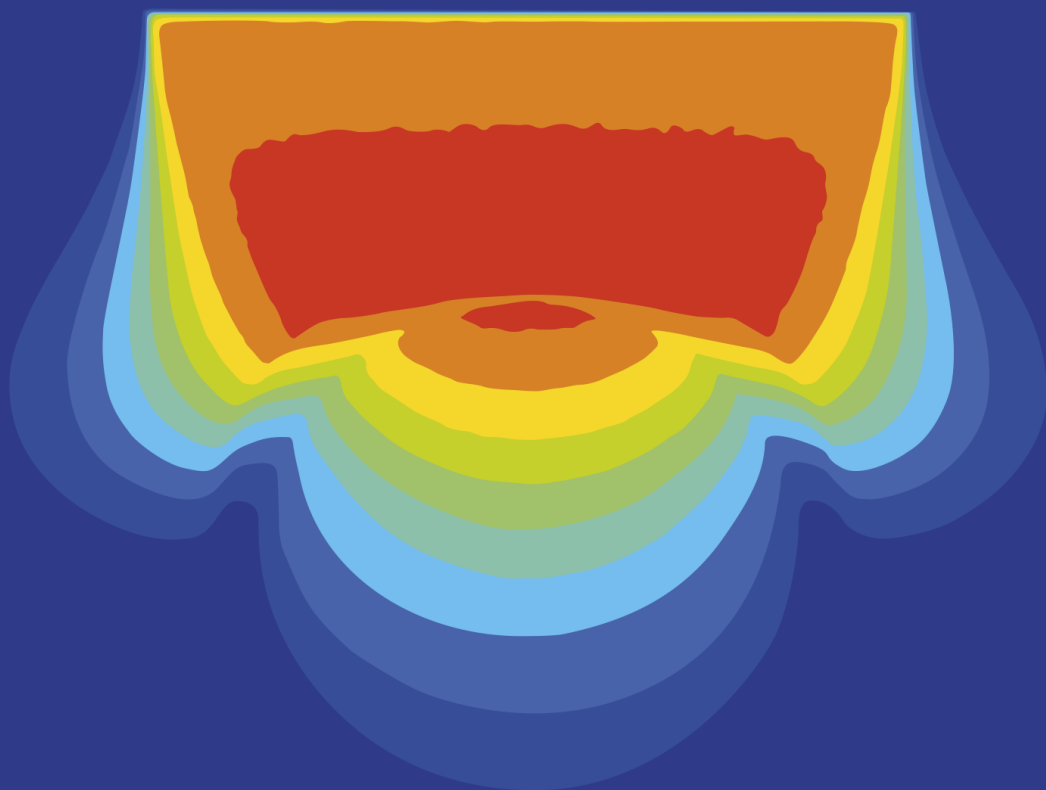


# TÓPICOS ESPECIAIS EM **FÍSICA MÉDICA E RADIOPROTEÇÃO**

**Carlos E. de Almeida,**  
PhD. FMDAH. ABMP. FAAPM. FIOMP. FIUPESM  
Editor Científico

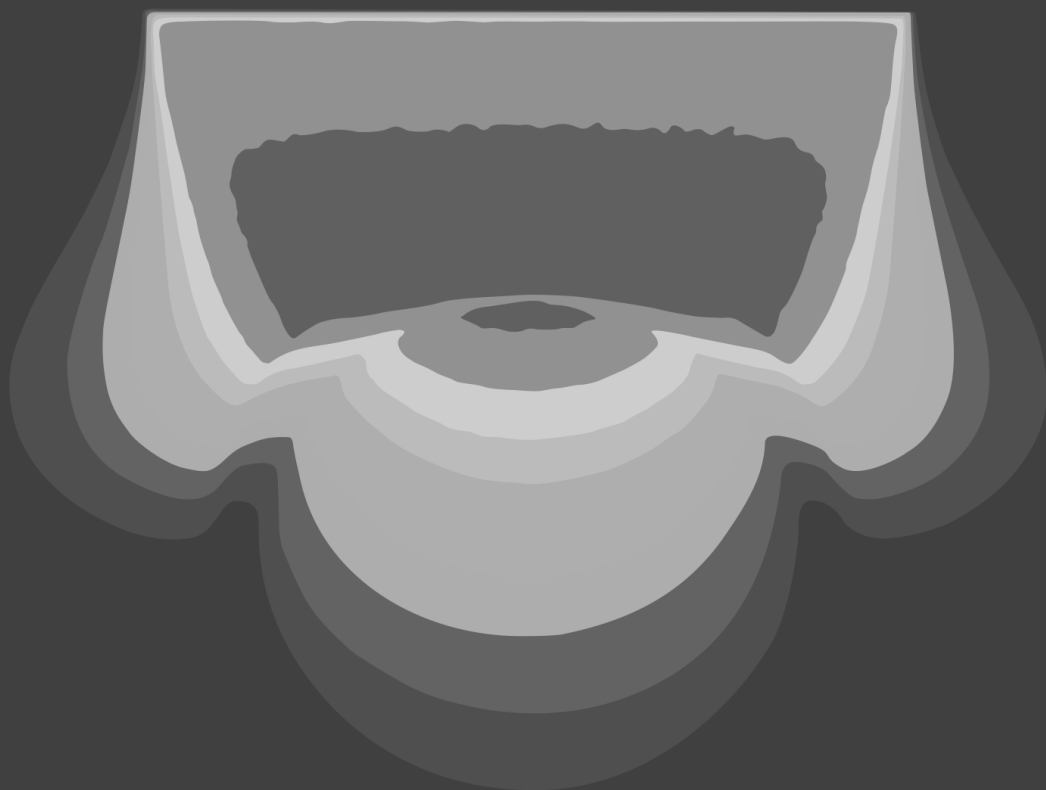


Atena Editora  
Rio de Janeiro - 2023

**Atena**  
Editora  
Ano 2023

# TÓPICOS ESPECIAIS EM **FÍSICA MÉDICA E RADIOPROTEÇÃO**

**Carlos E. de Almeida,**  
PhD. FMDAH. ABMP. FAAPM. FIOMP. FIUPESM  
Editor Científico



Atena Editora  
Rio de Janeiro - 2023

**Atena**  
Editora  
Ano 2023

**Editora chefe**

Profª Drª Antonella Carvalho de Oliveira

**Editora executiva**

Natalia Oliveira

**Assistente editorial**

Flávia Roberta Barão

**Bibliotecária**

Janaina Ramos

**Projeto gráfico**

Camila Alves de Cremo

Luiza Alves Batista

Nataly Evilin Gayde

**Imagens da capa**

O autor

**Edição de arte**

Anne Azzoi

Luiza Alves Batista

2023 by Atena Editora

Copyright © Atena Editora

Copyright do texto © 2023 Os autores

Copyright da edição © 2023 Atena

Editora

Direitos para esta edição cedidos à

Atena Editora pelos autores.

Open access publication by Atena

Editora



Todo o conteúdo deste livro está licenciado sob uma Licença de Atribuição *Creative Commons*. Atribuição-Não-Comercial-NãoDerivativos 4.0 Internacional (CC BY-NC-ND 4.0).

O conteúdo dos artigos e seus dados em sua forma, correção e confiabilidade são de responsabilidade exclusiva dos autores, inclusive não representam necessariamente a posição oficial da Atena Editora. Permitido o *download* da obra e o compartilhamento desde que sejam atribuídos créditos aos autores, mas sem a possibilidade de alterá-la de nenhuma forma ou utilizá-la para fins comerciais.

Todos os manuscritos foram previamente submetidos à avaliação cega pelos pares, membros do Conselho Editorial desta Editora, tendo sido aprovados para a publicação com base em critérios de neutralidade e imparcialidade acadêmica.

A Atena Editora é comprometida em garantir a integridade editorial em todas as etapas do processo de publicação, evitando plágio, dados ou resultados fraudulentos e impedindo que interesses financeiros comprometam os padrões éticos da publicação. Situações suspeitas de má conduta científica serão investigadas sob o mais alto padrão de rigor acadêmico e ético.

**Conselho Editorial**

**Ciências Exatas e da Terra e Engenharias**

Prof. Dr. Adélio Alcino Sampaio Castro Machado – Universidade do Porto

Profª Drª Alana Maria Cerqueira de Oliveira – Instituto Federal do Acre

Profª Drª Ana Grasielle Dionísio Corrêa – Universidade Presbiteriana Mackenzie

Profª Drª Ana Paula Florêncio Aires – Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

Prof. Dr. Carlos Eduardo Sanches de Andrade – Universidade Federal de Goiás

Profª Drª Carmen Lúcia Voigt – Universidade Norte do Paraná

Prof. Dr. Cleiseano Emanuel da Silva Paniagua – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás

Prof. Dr. Douglas Gonçalves da Silva – Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia

Prof. Dr. Eloi Rufato Junior – Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Profª Drª Érica de Melo Azevedo – Instituto Federal do Rio de Janeiro

Prof. Dr. Fabrício Menezes Ramos – Instituto Federal do Pará

Profª Drª Glécilla Colombelli de Souza Nunes – Universidade Estadual de Maringá

Profª Drª Iara Margolis Ribeiro – Universidade Federal de Pernambuco

Profª Dra. Jéssica Verger Nardeli – Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho

Prof. Dr. Juliano Bitencourt Campos – Universidade do Extremo Sul Catarinense

Prof. Dr. Juliano Carlo Rufino de Freitas – Universidade Federal de Campina Grande

Profª Drª Luciana do Nascimento Mendes – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio Grande do Norte

Prof. Dr. Marcelo Marques – Universidade Estadual de Maringá

Prof. Dr. Marco Aurélio Kistemann Junior – Universidade Federal de Juiz de Fora

Profª Drª Maria José de Holanda Leite – Universidade Federal de Alagoas

Prof. Dr. Miguel Adriano Inácio – Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais

Prof. Dr. Milson dos Santos Barbosa – Universidade Tiradentes

Profª Drª Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte

Profª Drª Neiva Maria de Almeida – Universidade Federal da Paraíba

Prof. Dr. Nilzo Ivo Ladwig – Universidade do Extremo Sul Catarinense

Profª Drª Priscila Tessmer Scaglioni – Universidade Federal de Pelotas

Profª Dr Ramiro Picoli Nippes – Universidade Estadual de Maringá

Profª Drª Regina Célia da Silva Barros Allil – Universidade Federal do Rio de Janeiro

Prof. Dr. Sidney Gonçalo de Lima – Universidade Federal do Piauí

Prof. Dr. Takeshy Tachizawa – Faculdade de Campo Limpo Paulista

## Temas especiais em física médica e radioproteção

**Diagramação:** Camila Alves de Cremona  
**Correção:** Maiara Ferreira  
**Indexação:** Amanda Kelly da Costa Veiga  
**Revisão:** Os autores  
**Organizador:** Carlos Eduardo de Almeida

| Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) |   |
|---|---|
| T278  | <p>Temas especiais em física médica e radioproteção /<br/> Organizador Carlos Eduardo de Almeida. – Ponta<br/> Grossa - PR: Atena, 2022.</p> <p>Formato: PDF<br/> Requisitos de sistema: Adobe Acrobat Reader<br/> Modo de acesso: World Wide Web<br/> Inclui bibliografia<br/> ISBN 978-65-258-0442-2<br/> DOI: <a href="https://doi.org/10.22533/at.ed.422231204">https://doi.org/10.22533/at.ed.422231204</a></p> <p>1. Física médica. 2. Radiologia. I. Almeida, Carlos<br/> Eduardo de (Organizador). II. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDD 616.0757</p> |
| Elaborado por Bibliotecária Janaina Ramos – CRB-8/9166  |   |

**Atena Editora**  
Ponta Grossa – Paraná – Brasil  
Telefone: +55 (42) 3323-5493  
[www.atenaeditora.com.br](http://www.atenaeditora.com.br)  
contato@atenaeditora.com.br

## DECLARAÇÃO DOS AUTORES

Os autores desta obra: 1. Atestam não possuir qualquer interesse comercial que constitua um conflito de interesses em relação ao artigo científico publicado; 2. Declaram que participaram ativamente da construção dos respectivos manuscritos, preferencialmente na: a) Concepção do estudo, e/ou aquisição de dados, e/ou análise e interpretação de dados; b) Elaboração do artigo ou revisão com vistas a tornar o material intelectualmente relevante; c) Aprovação final do manuscrito para submissão.; 3. Certificam que os artigos científicos publicados estão completamente isentos de dados e/ou resultados fraudulentos; 4. Confirmam a citação e a referência correta de todos os dados e de interpretações de dados de outras pesquisas; 5. Reconhecem terem informado todas as fontes de financiamento recebidas para a consecução da pesquisa; 6. Autorizam a edição da obra, que incluem os registros de ficha catalográfica, ISBN, DOI e demais indexadores, projeto visual e criação de capa, diagramação de miolo, assim como lançamento e divulgação da mesma conforme critérios da Atena Editora.

## DECLARAÇÃO DA EDITORA

A Atena Editora declara, para os devidos fins de direito, que: 1. A presente publicação constitui apenas transferência temporária dos direitos autorais, direito sobre a publicação, inclusive não constitui responsabilidade solidária na criação dos manuscritos publicados, nos termos previstos na Lei sobre direitos autorais (Lei 9610/98), no art. 184 do Código Penal e no art. 927 do Código Civil; 2. Autoriza e incentiva os autores a assinarem contratos com repositórios institucionais, com fins exclusivos de divulgação da obra, desde que com o devido reconhecimento de autoria e edição e sem qualquer finalidade comercial; 3. Todos os e-book são *open access*, *desta forma* não os comercializa em seu site, sites parceiros, plataformas de *e-commerce*, ou qualquer outro meio virtual ou físico, portanto, está isenta de repasses de direitos autorais aos autores; 4. Todos os membros do conselho editorial são doutores e vinculados a instituições de ensino superior públicas, conforme recomendação da CAPES para obtenção do Qualis livro; 5. Não cede, comercializa ou autoriza a utilização dos nomes e e-mails dos autores, bem como nenhum outro dado dos mesmos, para qualquer finalidade que não o escopo da divulgação desta obra.

# DEDICATÓRIA

*Dedico este livro a minha esposa Marta e aos meus netos:  
Rafaela, Bruna, Amir, Celina e Bernardo, desejando a eles um Brasil melhor.*

## AGRADECIMENTOS

Agradeço aos amigos e colegas de fora do Brasil, por seu tempo dedicado a este trabalho, considerando a agenda superintensa de cada um, e por terem escrito capítulos de altíssima qualidade abrindo mão como todos de qualquer honorário.

Agradeço aos colegas e amigos brasileiros pela aceitação do convite e por prepararem excelentes capítulos

Um agradecimento especial Ao Prof. Rex Nazaré Alves, por ter me descoberto na Bahia, e pelo importante incentivo dado quando da realização do meu doutorado e pelo apoio incondicional duramente minha gestão como Diretor do Instituto de Radioproteção e Dosimetria.

Um agradecimento prazeroso e saudoso a todos os colegas Físicos, Radio Oncologistas e Tecnólogos com quem tive o privilégio de conviver durante minha vida profissional e acadêmica incluindo a fase inicial do PQRT, o PRONON e dezenas de cursos que estivemos juntos.

Agradeço a alguns dos muitos amigos com quem aprendi com sua convivência; Peter Almond, (meu orientador de Mestrado e Doutorado), Robert Shalek, Andre Alissy, Harold Wyckof, Jean Chavaudra, Bhudatt Paliwal, Gunther Drexler, Nathalie Founier, Alejandro Mazal, M. Niatel. M. Boutillon, Saiful Huq, Luiz Carlos Calmon, João Luís Silveira, Marcos Moraes, Miguel Gonçalves, Claudio Sibata, Eliana Amaral, Paulo Cunha, Helvécio Motta, Alejandro Mazal, Cecilia Hadadd, Rodolfo Alfonso, Federico Gutt, Eugenio del Vigna, Dirceu Vizeu, Adelino Pereira, e o jovem Wellington Pimenta,

Aos meus colegas do IRD e do LCR pela convivência, pelo aprendizado, pela amizade e pela paciência em me aturar.

A Michele Rodrigues e Milene Couto por ajudarem muito na formatação.

Por último, porém não menos importante aos meus alunos abaixo citados nominalmente, em ordem alfabética por aceitarem meus ensinamentos e ao mesmo tempo terem sido fundamentais para manter o meu conhecimento atualizado num constante desafio que me obrigava a superar a minha ignorância.

## NOTA SOBRE O EDITOR



**Carlos E. de Almeida, PhD. FMDAH. ABMP. FAAPM. FIOMP. F IUPESM**

Professor Titular em Física Médica

Departamento de Ciências Radiológicas

Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Cientista do Estado do Rio de Janeiro

Especialista em Física Médica pela ABFM

Supervisor de Proteção Radiológica pela CNEN

Certificado pelo American Board of Medical Physics

Fellow M.D. Anderson Hospital MDAH

Fellow American Association of Physicists in Medicine

Fellow International Organization on Medical Physics

Fellow International Union for Physical and Engineering Sciences in Medicine

Lattes: <http://lattes.cnpq.br/6836623990976293>

## COLABORADORES



**Abel Gonzalez, D.Sc.**

Assesor President Autoridade Regulatoria Nacional  
Ex Diretor Radiation Transport and Radiation Safety Safety Division- IAEA  
Membro do ICRP Main Commission,  
Membro da UNSCEAR  
Argentina



**Angela Kinoshita, D.Sc.**

Professora da Pós Graduação  
UNOESTE, Universidade do Oeste Paulista



**Camila Salata, D.Sc.**

Pesquisadora Senior - CNEN  
Professora colaboradora - LCR  
Professora Mestrado Profissional em Física  
Médica -UERJ



**Carlos Frederico Alves, D.Sc.**

Professor Adjunto LCR-UERJ  
Coordenador da Área de Metrologia- LCR-UERJ  
Professor da Pós Graduação Mestrado Profissional em Física Médica  
Universidade do Estado do Rio de Janeiro - UERJ  
Rio de Janeiro



**Cecilia Haddad, D.Sc.**

Coordenadora de Física da Radioterapia do Hospital Sírio Libanes  
Coordenadora da Comissão de Proteção Radiológica do HSL  
Ex Presidente da ABFM  
São Paulo



**Daniel Venencia, Ph.D.**

Jefe Fisica Medica del Instituto Zunino - Fundación Marie Curie  
Consultor da IAEA. Programa de Quality Assurance of the Physical Aspects of  
Advanced Technology in Radiotherapy  
Cordoba - Argentina



**Daniel Villani**

Físico da Sapra Landauer  
São Carlos



**Eder Aguirre, M.Sc.**

Doutorando em Física Médica  
Colaborador Pós Graduação Mestrado LCR-UERJ  
Rio de Janeiro



**Eliana Quinteros**

Física Médica  
Leben Salud  
Neuquen - Argentina



**Eliana Amaral, D.Sc.**

Ex Diretora do IRD  
Ex Diretora Radiation Transport and Radiation Safety Safety Division. IAEA  
Consultora Proteção Radiológica CNEN  
Rio de Janeiro



**Erika Muñoz Arango, D.Sc.**

Coordenadora da Área de Física Médica  
Hospital Universitário de Caldas,  
Colômbia



**Ezequiel Larger**

Físico Médico  
Leben Salud  
Neuquen - Argentina



**Flavia Teixeira, D.Sc.**

Pesquisadora da CNEN  
Professor da Pós Graduação Mestrado Profissional em Física Médica  
Universidade do Estado do Rio de Janeiro- UERJ  
Rio de Janeiro



**Frederico Gutt, Ph.D.**

IAEA Expert in Medical Physics  
Los Angeles



**Professor Indra J Das, PhD, C.Sci, FIPEM, FAAPM, FACMP, FACR, FASTRO**

Director of Medical Physics & Dosimetry  
Professor & Vice Chair, Department of Radiation Oncology  
Northwestern Memorial Hospital | Northwestern University Feinberg School of Medicine  
Chicago - USA.



**Professor Jacob van Dyk, Ph.D. FAAPM. FCCPM.DABMP. FIOMP**

Western University, London,  
Professor, Department of Oncology  
Ontario, Canada.



**José Luis Rodríguez**

Físico Médico  
Clínica Las Condes  
Santiago



**Karla Padrão, D.Sc.**

Coordenadora do Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes- LNMRI  
Instituto de Radioproteção e Dosimetria- CNEN  
Rio de Janeiro



**Laura Natal Rodrigues, D.Sc.**

Pesquisadora Senior Comissão Nacional de Energia Nuclear-  
Aposentada  
Ex- Presidente da ABFM  
Lisboa



**Leo Franco, M.Sc.**

Responsável pelo Serviço de Física Médica da Radioserra  
Professor da Pós Graduação Mestrado Profissional em Física Médica  
Universidade do Estado do Rio de Janeiro- UERJ  
Rio de Janeiro



**Dr. João Luís Fernandes da Silva**

Fundador e Diretor Adjunto da Radioterapia  
Hospital Sírio Libanês  
Ex. Presidente Sociedade Brasileira de Radioterapia  
São Paulo



**M. Ahmed, Ph.D.**

Ex Chefe da Dosimetry Section-IAEA  
Viena  
Austria



**Maira Santos, M.Sc.**

Física Médica em Radioterapia - Instituto Nacional de Câncer  
Rio de Janeiro



**Malcolm McEwen, PhD.**

Team Leader, Medical and Industrial Dosimetry  
CHAIRMAN CCMRI- BIPM  
National Research Council Canada  
Ottawa



**Marco A. Coca Pérez**

MSc. en Física Médica  
MEDSCAN  
Neuquen - Argentina



**Maria de Fátima Magon, D.Sc.**

Responsável Técnica  
Gerente de Operações e do Sistema da Qualidade  
Sapra Landauer  
São Carlos- Brasil



**Prof. Oswaldo Baffa, Ph.D.**

Professor Titular Física  
Faculdade de Filosofia Ciências e Letras  
USP- Ribeirão Preto



**Paulo Cunha, D.Sc.**

Prof. Visitante do Laboratório de Ciências Radiológicas-LCR  
Professor da Pós Graduação Mestrado Profissional em Física Médica  
Universidade do Estado do Rio de Janeiro- UERJ  
Rio de Janeiro



**Professor Pedro Andreo, FInstP, CPhys**

Department of Medical Radiation Physics and Nuclear Medicine  
Karolinska University Hospital, Karolinska Institutet  
Stockholm, Sweden



**Renato Dimenstein, M.Sc.**

RAD- Dimenstein  
Especialista pela ABFM e CNEN  
Delegado da ALFIM  
Ex Presidente da ABFM  
São Paulo



**Renato di Prinzio, D.Sc.**

Ex. Diretor do IRD  
Prof. Colaborador do Laboratório de Ciências Radiológicas-LCR  
Professor da Pós Graduação Mestrado Profissional em Física Médica  
Universidade do Estado do Rio de Janeiro- UERJ  
Rio de Janeiro



**Ricardo Ruggeri, MSc.**

Diretor do Programa de Física Médica  
Leben Salud  
Neuquen - Argentina



**Rodolfo Alfonso Laguardia, PhD.**

Prof. Titular, Instituto Superior de Tecnologías y Ciencias Aplicadas (InSTEC),  
Universidad de la Habana, Cuba



**Saiful Huq, Ph.D. FAAPM, FInstP**

Chairman of the Board of Directors (AAPM)  
Professor, Radiation Oncology and Clinical and Translational Science  
Director, Division of Medical Physics  
Department of Radiation Oncology  
UPMC Hillman Cancer Center and University of Pittsburgh School of Medicine  
Pittsburgh



**Yvone Mascarenhas**

Diretora e Física Responsável  
Sapra Landauer - São Carlos

## APRESENTAÇÃO

Por volta de 1977 conhecia, superficialmente, o Carlos Eduardo de Almeida, mais profundamente suas referências pessoais e científicas.

Quando estávamos em estágio de Observador Clínico no MD Anderson Cancer Center (MSKCC), lá estava o Carlos em aprimoramento, Mestrado e PhD, com o Prof. Peter Almond.

Além de me ciceronear nos primeiros dias de uma conversa e demonstração, uma das quais nunca vou me esquecer. Montava ele, um modelo que atenuava e maximizava a radiação, que era uma das suas atribuições no momento.

Sempre com muito zelo e precisão, semelhança com a fluência de campos com que a radioterapia passaria a ser modulada. Primórdios da radiação com Intensidade Modulada, IMRT?

Ao retornar teve um papel importante na criação e coordenação do Título de Especialista em Física Médica pela ABFM.

Algum tempo depois, em Teresópolis, por volta de 1979, liderava ele um “livrão”, de maneira pioneira no País, de controle da qualidade (QA) da Radioterapia brasileira, quando o ilustre Dr Alberto Coutinho era Presidente do INCA, para culminar em 1998 e 2000, com a primeira tentativa de QA em instituições públicas no Brasil. ABIFIC; a obsessão por QA era intensa, criando o PQRT.

Até que leva a cabo entre nós um programa de atualização dos tratamentos dos tumores mais frequentes.

Juntamente com a Universidade do Estado do Rio de Janeiro, SUS, INCA e Ministério da Saúde na celebração dos 25 anos da Fundação do Câncer “com você pela vida” lança o Programa Nacional de Formação em Radioterapia, culminância do Mestrado Profissional em Física Médica também de sua autoria.

O acompanhei pelo Brasil no capítulo de Urologia, sempre e acima de tudo QA.

Em 2013 foi internacionalmente reconhecido pela organização Internacional de Física Médica com um dos 50 Físicos Médicos que mais contribuíram para o desenvolvimento nos últimos 50 anos.

Não bastassem estas referências, o livro significou contato estrito com nomes de maior expressão, que lidam com os princípios da Física Médica, na Metrologia, Radiologia, Medicina Nuclear e Radioterapia.

A obra não tem enredo, mas é a legitimidade da importância da Física Médica para a Radioterapia, particularmente no momento de Hightech em que vivemos com reflexões importantes sobre o futuro da nossa área.

A comunhão do autor com seus colaboradores internacionais neste livro como Van Dyk, Saiful Huq, Pedro Andreo, A. Ahmed, Malcolm Ewen, Indra Dass, Abel Gonzalez e vários proeminentes colegas brasileiros e latinoamericanos não só recomenda o compendio, bem como, sacramenta a precisão e o QA típicos de quem o concebeu.

O diálogo com esta plêiade de nomes sobremaneira recomenda ainda mais, os colaboradores e o próprio Carlos Eduardo.

Torna-se, pois, obrigatório para a composição do armamentário de consulta de todas as instituições da Física Médica, do Brasil e América latina particularmente a Radioterapia, e a Radio Proteção.”

Dr. João Luís Fernandes da Silva

# SUMÁRIO

**KEYNOTE CHAPTER: HIGHLIGHTS OF TECHNOLOGY TRENDS IN RADIATION ONCOLOGY<sup>1</sup>** ..... 1

**CAPÍTULO 1** ..... 33

**A BASE CIENTÍFICA DA MEDIÇÃO DAS GRANDEZAS ASSOCIADAS ÀS FONTES DE RADIAÇÕES IONIZANTES**

Jacob Van Dyk and Carlos de Almeida  
Carlos Eduardo de Almeida

 <https://doi.org/10,22533/at.ed.4222312041>

**CAPÍTULO 2** ..... 52

**GRANDEZAS E UNIDADES DE INTERESSE**

Carlos Eduardo de Almeida  
Renato Di Prinzio

 <https://doi.org/10,22533/at.ed.4222312042>

**CAPÍTULO 3** ..... 80

**DOSIMETRIA ABSOLUTA, DOSIMETRIA DE REFERÊNCIA E DOSIMETRIA RELATIVA EM USO NA RADIOTERAPIA**

Carlos Eduardo de Almeida  
Camila Salata

 <https://doi.org/10,22533/at.ed.4222312043>

**CAPÍTULO 4** ..... 103

**HISTORICAL EVOLUTION OF DOSIMETRY PROTOCOLS**

Pedro Andreo

 <https://doi.org/10,22533/at.ed.4222312044>

**CAPÍTULO 5** ..... 136

**OS DESAFIOS PARA A IMPLANTAÇÃO DE UM PADRÃO PRIMÁRIO PARA AS GRANDEZAS EXPOSIÇÃO E KERMA NO AR**

Carlos Eduardo de Almeida  
Laura Natal Rodrigues  
Karla Padrão


 <https://doi.org/10,22533/at.ed.4222312045>

**CAPÍTULO 6** ..... 153

**OS DESAFIOS FÍSICOS E DOSIMÉTRICOS PARA O USO DE FONTES SELADAS DE <sup>125</sup>I**

Cecília Haddad

 <https://doi.org/10,22533/at.ed.4222312046>

|   |            |
|---|------------|
| <b>CAPÍTULO 7</b> .....   | <b>174</b> |
| DOSIMETRIA DE CAMPOS PEQUENOS   |            |
| Rodolfo Alfonso   |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.4222312047">https://doi.org/10,22533/at.ed.4222312047</a>     |            |
| <b>CAPÍTULO 8</b> .....   | <b>197</b> |
| DESAFIOS NA CALIBRAÇÃO DE ACTIVÍMETROS  |            |
| Paulo Cunha   |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.4222312048">https://doi.org/10,22533/at.ed.4222312048</a>     |            |
| <b>CHAPTER 9</b> .....  | <b>224</b> |
| THE ROLE OF THE SSDL NETWORK IN DISSEMINATION OF THE PROPER MEASURING QUANTITIES  |            |
| A Ahmed   |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.4222312049">https://doi.org/10,22533/at.ed.4222312049</a>     |            |
| <b>CHAPTER 10</b> .....   | <b>236</b> |
| KEY PAPER: REMAINING ISSUES IS THE FIELD OF RADIATION METROLOGY   |            |
| Malcom Ewen   |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120410">https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120410</a>   |            |
| <b>CAPÍTULO 11</b> .....  | <b>254</b> |
| PRINCIPAIS CARACTERÍSTICAS DE UM SISTEMA DE MEDIÇÃO   |            |
| Carlos Eduardo de Almeida   |            |
| Frederico Gutt  |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120411">https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120411</a> |            |
| <b>CAPÍTULO 12</b> .....  | <b>276</b> |
| CONSIDERAÇÕES GERAIS SOBRE UM SISTEMA DE MEDIÇÃO  |            |
| Carlos Eduardo de Almeida   |            |
| Laura Natal Rodrigues   |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120412">https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120412</a> |            |
| <b>CAPÍTULO 13</b> .....  | <b>338</b> |
| TEORIA DA CAVIDADE  |            |
| Carlos Eduardo de Almeida   |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120413">https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120413</a> |            |

|   |            |
|---|------------|
| <b>CAPÍTULO 14</b> .....  | <b>351</b> |
| <b>FATORES DE CORREÇÃO USADOS PARA A REALIZAÇÃO DAS GRANDEZAS</b>   |            |
| Carlos Eduardo de Almeida<br>Erika Muñoz Arango   |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120414">https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120414</a>   |            |
| <b>CAPÍTULO 15</b> .....  | <b>392</b> |
| <b>INCERTEZAS NA DETERMINAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA NO ALVO TERAPÊUTICO</b>   |            |
| Carlos Eduardo de Almeida   |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120415">https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120415</a>   |            |
| <b>CAPÍTULO 16</b> .....  | <b>420</b> |
| <b>DOSIMETRIA QUÍMICA - FRICKE</b>  |            |
| Carlos Eduardo de Almeida<br>Camila Salata  |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120416">https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120416</a>   |            |
| <b>CAPÍTULO 17</b> .....  | <b>454</b> |
| <b>DOSIMETRIA COM CALORÍMETRO</b>   |            |
| Carlos Eduardo de Almeida<br>Carlos E. Alves  |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120417">https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120417</a>   |            |
| <b>CAPÍTULO 18</b> .....  | <b>468</b> |
| <b>DOSIMETRIA COM ALANINA</b>   |            |
| Oswaldo Baffa<br>Angela Kinoshita   |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120418">https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120418</a> |            |
| <b>CAPÍTULO 19</b> .....  | <b>485</b> |
| <b>DOSIMETRIA COM OSL</b>   |            |
| Yvone Mascarenhas<br>Maria de Fátima Magon<br>Daniel Villani  |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120419">https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120419</a> |            |
| <b>CAPÍTULO 20</b> .....  | <b>533</b> |
| <b>RADIOCHROMIC FILM: BASIC OF 2D DOSIMETRY</b>   |            |
| Indra J Das   |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120420">https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120420</a> |            |

|   |            |
|---|------------|
| <b>CAPÍTULO 21</b> .....  | <b>545</b> |
| <b>FUNDAMENTOS DA DOSIMETRIA NUMÉRICA</b>   |            |
| Carlos Eduardo de Almeida<br>Eder Aguirre   |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120421">https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120421</a>   |            |
| <b>CAPÍTULO 22</b> .....  | <b>565</b> |
| <b>WHAT IS BEHIND THE QUALITY ASSURANCE PRINCIPLES</b>  |            |
| Saiful Huq  |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120422">https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120422</a>   |            |
| <b>CAPÍTULO 23</b> .....  | <b>577</b> |
| <b>GARANTIA DA QUALIDADE EM FÍSICA DA RADIOTERAPIA</b>  |            |
| Carlos Eduardo de Almeida<br>Leo Franco   |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120423">https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120423</a>   |            |
| <b>CAPÍTULO 24</b> .....  | <b>606</b> |
| <b>COMISSIONAMENTO DE UM ACELERADOR CLÍNICO PARA USO NA RADIOCIRURGIA</b>   |            |
| Maíra Ribeiro dos Santos  |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120424">https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120424</a>   |            |
| <b>CAPÍTULO 25</b> .....  | <b>625</b> |
| <b>TESTES 'END-TO-END' PARA IMRT E VMAT</b>   |            |
| Daniel Venencia   |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120425">https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120425</a> |            |
| <b>CAPÍTULO 26</b> .....  | <b>650</b> |
| <b>INSTRUMENTACIÓN Y CONTROL DE LA CALIDAD (CC) EM MEDICINANUCLEAR</b>  |            |
| Ricardo Ruggeri<br>Eliana Quinteros<br>Ezequiel Larger<br>Marco A. Coca<br>José Luis Rodríguez<br>Carlos Eduardo de Almeida   |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120426">https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120426</a> |            |
| <b>CAPÍTULO 27</b> .....  | <b>675</b> |
| <b>OS DESAFIOS PARA A ESCOLHA DA INSTRUMENTAÇÃO NA ÁREA DE RADIOLOGIA</b>   |            |
| Renato Dimenstein   |            |
|  <a href="https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120427">https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120427</a> |            |

**CAPÍTULO 28.....687**

**OS PRINCÍPIOS DA JUSTIFICAÇÃO E DA OTIMIZAÇÃO DA PROTEÇÃO NO USO DE FONTES DE RADIAÇÃO IONIZANTE NA ÁREA MÉDICA**

Eliana Amaral

Carlos Eduardo de Almeida

 <https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120428>

**CAPÍTULO 29.....699**

**ANÁLISE DE RISCO EM RADIOTERAPIA**

Flávia Teixeira

Carlos Eduardo de Almeida

Saiful Huq

 <https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120429>

**CAPÍTULO 30.....717**

**ALGUNS DESAFIOS FUTUROS PARA O SISTEMA INTERNACIONAL DE PROTEÇÃO CONTRA A RADIAÇÃO**

Abel Julio Gonzalez

 <https://doi.org/10,22533/at.ed.42223120430>

# KEYNOTE CHAPTER: HIGHLIGHTS OF TECHNOLOGY TRENDS IN RADIATION ONCOLOGY<sup>1</sup>

Jacob Van Dyk and Carlos de Almeida

## 1. EVOLUTION OF THE RADIATION TREATMENT PROCESS

The history of radiation therapy was described in a variety of ways (Van Dyk, 2005), when five phases of major technological developments in radiation oncology were described (Figure 1.1):

- the low-energy x-ray period from 1895 to the 1940s,
- the megavoltage era of the 1950s with the implementation of cobalt-60, low-energy linacs and high-energy betatrons,
- the development of multimodality linacs, computerized radiation treatment planning systems, and simulators in the 1960s and 70s,
- the development of computerized tomography (CT) scanners combined with 3-D treatment planning capabilities for conformal radiation therapy in the 1970s and 80s, and
- the development of computer-controlled dynamic treatments with multi-leaf collimators (MLCs) and intensity-modulated radiation therapy (IMRT), volumetric-modulated arc therapy (VMAT), and further improvements in imaging for therapy planning with CT-simulators, magnetic resonance imaging (MRI), positron emission tomography (PET) and its hybrid combination of PET-CT since the 1980s.

One of the quantitative measures of technology evolution is the number of journal publications on specific topics per year as shown in Figure 1.2 of (Van Dyk, 2005) demonstrating the rapid evolution of IMRT. Similarly, (Van Dyk and Battista, 2013) showed the continued rapid development of IMRT and VMAT, the growth of tomotherapy, the development of adaptive radiation therapy (ART), the growth of heavy particle (light ion) radiation therapy, the growth of robotic radiation therapy, and the increased interest in patient safety and medical errors.

---

<sup>1</sup> This chapter is a slightly edited version of Chapter 1 of *Volume 4 of The Modern Technology of Radiation Oncology* entitled *Technology Evolution in Radiation Oncology: The Rapid Pace Continues* published by Medical Physics Publishing in 2020, with permission from the publisher. It is available on-line here: [https://medicalphysics.org/documents/vandyk4\\_ch1.pdf](https://medicalphysics.org/documents/vandyk4_ch1.pdf)

## 2. DOES NEW TECHNOLOGY MAKE A DIFFERENCE?

The question has been raised as to whether the advances in technology have made a difference in patient outcome. Robert Schulz (2007) in a *Medical Physics* Point/Counterpoint article argued that “despite the myriad technical advances over the past decade, their contributions to survival rates are undetectable, albeit there have been reduced levels of toxicity in some cases. The European Society for Radiotherapy and Oncology (ESTRO) has developed the Health Economics in Radiation Oncology (HERO) project with the overall aim to develop a knowledge base and a model for health economic evaluation of radiation treatments at the European level (Lievens and Grau, 2012). The outcome of this project is that it has provided data and guidelines on equipment and staffing in the European context (;Grau *et al.*, 2014; Lievens *et al.*, 2014). Defourny *et al.* (2016) performed a thorough literature review of publications between 1981 and 2015 to analyze critically the type and quality of radiotherapy cost information available in cost calculation studies. Their search yielded 52 articles. These studies displayed large heterogeneity in scope, costing method, inputs and outputs.

Arguments for and against the use of more advanced and more expensive technologies have varied dramatically. One argument is that radiation therapy is an efficient, effective and also highly cost-effective treatment modality in comparison to surgery and chemotherapy (Nystrom and Thwaites, 2008). These authors conclude *“from that information and on the evidence discussed, we believe that the role of physics and technological developments in radiotherapy is still vital and that these will continue to contribute significantly and cost-effectively to improvements in radiotherapy outcomes in the foreseeable future.”*

From a historical perspective, we can readily see that radiation therapy has had a major impact in cancer control rates. Figure 1.1 is a **schematic** drawing of clinical benefit versus year since the introduction of x-rays in 1895. The curve is hypothetical based on the author’s perception except for two points, the survival of 50% in the 1970s and the survival of 67% in the 2010s (Figure 1.2).

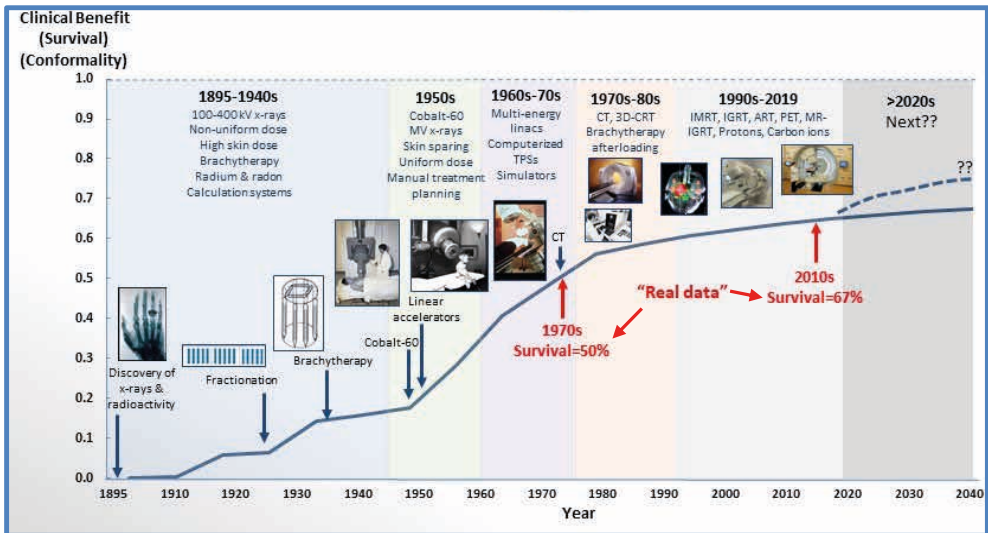


Figure 1.1 – Schematic of clinical benefit improvements by year since the discovery of x-rays in 1895. Different time periods are shown representing five different phases of technology development. The clinical benefit curve is fictional except for two data points, the survival of 50% in the 1970s and the survival of 67% in the 2010s. These two data points come from (Ritchie, 2019) with their summary data shown in Figure 1.2.

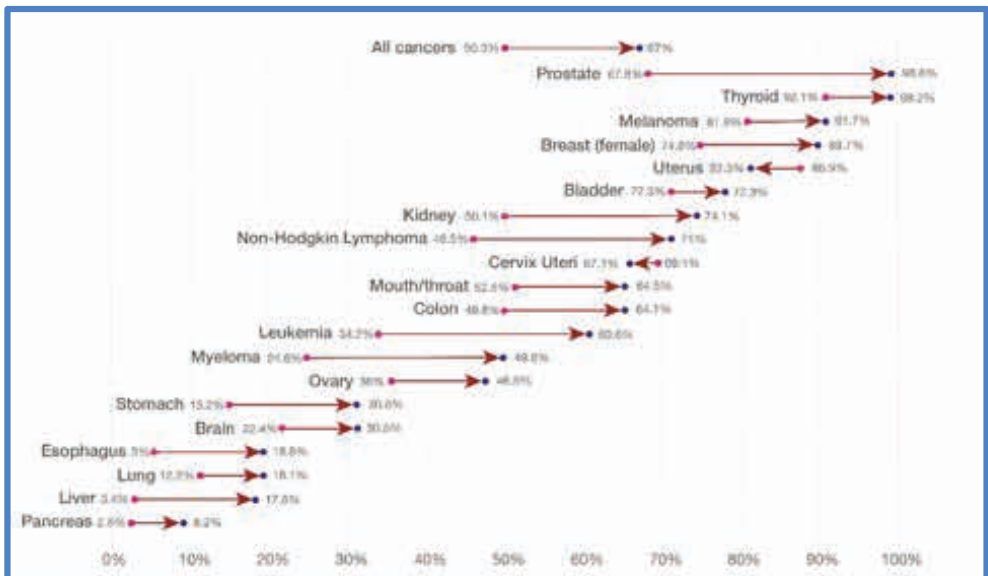


Figure 1.2 – Average five-year survival rates from common cancer types in the United States shown as the rate over the period 1970-1977 (red dots) and over the period 2007-2013 (blue dots). This five-year interval indicates the percentage of people who lived longer than 5 years following diagnosis. Based on data by the Journal of the National Cancer Institute, Surveillance, Epidemiology and End Results Source: Program. The data visualization is available at OurWorldinData.org. Licensed under CC-BY-SA by authors Ritchie and Roser (2019).

According to Hannah Ritchie (Ritchie, 2019), there are two key factors which could contribute to improved five-year survival rates: earlier detection and/or improved treatment. Defining the exact attribution of each is difficult and varies depending on cancer type. Some studies have attempted to do so. For example, Scott Alexander published an overview of the relative impact of detection versus treatment (Alexander, 2018). However, such “crude” survival data give no indication of quality of life after fairly complex treatment modalities which have the potential of causing some harm and impacting quality of life. As treatment technologies become more sophisticated, they have the capability of reducing complications and improving quality of life in addition to increasing life expectancy. Furthermore, as new technologies are developed, they become more efficient, more compact and have the potential of becoming more cost effective.

Another study (Arnold *et al.*, 2019) reported on progress in cancer survival, mortality, and incidence in seven high-income countries (HICs) between 1995 and 2014 and found that the 1-year and 5-year net survival increased in each country across almost all cancer types. Figure 1.3 shows age-standardized 5-year survival by clinical site and by country for the period of diagnosis of 1995-2014 (Arnold *et al.*, 2019). The authors postulate that progress likely stems from earlier diagnosis and improved treatment, alongside policy reforms that have ensured improved pathways to diagnosis and treatment.

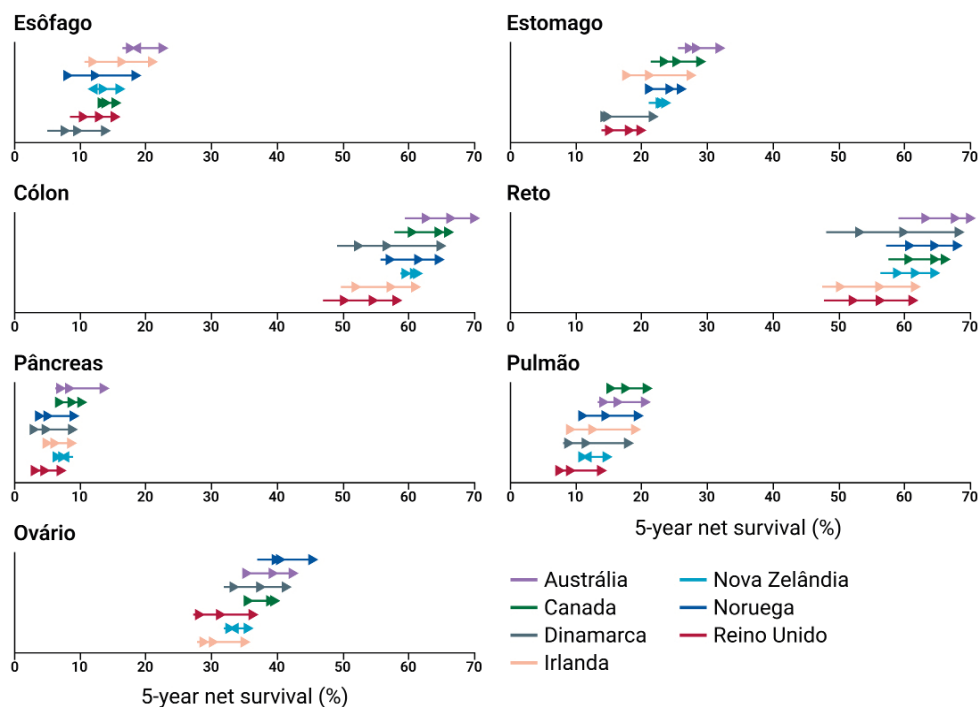


Figure 1.3 – Age-standardized 5-year survival by site, by country and period of diagnosis, 1995-2014. With permission from (Arnold *et al.* 2019).

The extent to which these overall improved survival data relate directly to improvements in radiation therapy is very difficult to quantify since there are multiple variables at play. However, there are various specific studies which demonstrate improved clinical results. For example, in a review of technology-driven research for radiotherapy innovation, Fiorino *et al.* (2020) summarize the results of 3 randomized clinical trials for the treatment of oligometastatic cancer using image-guided, stereotactic body radiation therapy (SBRT). They indicated that the technological advances of SBRT and its improved accuracy translated into an improved therapeutic ratio with low risk of toxicity and simultaneously high rates of local tumor control.

The outcome of radiotherapy has been improved not only by technological improvements but also by integrating radiobiological and biological knowledge into more effective treatment approaches (Baumann *et al.* 2016). A good example comes from sequential prospective randomized clinical trials performed over the past few decades by the Danish Head and Neck Cancer Group in patients with head and neck squamous cell carcinoma (Bentzen *et al.*, 2015). First, they showed the benefits of increasing the total dose of radiation by using better conformity of the dose to the clinical target volume (CTV) while better sparing normal tissues. Next, to reduce the negative impact of hypoxia on the radiosensitivity of tumor cells, the hypoxic cell radiosensitizer nimorazole was successfully introduced (see Figure 1.4).

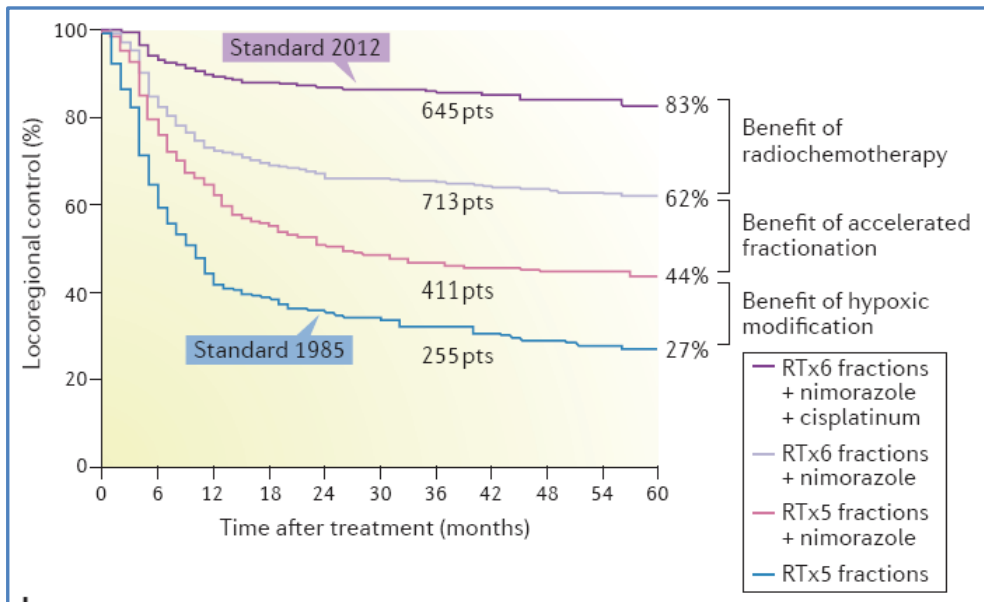


Figure 1.4 – Illustration of biological modification of radiotherapy (RT) seen in a series of continuous clinical trials in the treatment of advanced head and neck squamous cell carcinoma. Locoregional tumour control was significantly improved between the 1980s and the 1990s by adding the hypoxic cell radiosensitizer nimorazole to conventionally fractionated RT. Further improvement was reached in the early 2000s by treating with six radiation fractions per week and thereby reducing the overall treatment time to compensate for radiation-induced accelerated repopulation of cancer stem cells. Finally, the current standard was defined in approximately 2011 and includes targeting intrinsic radioresistance by adding concomitant cisplatin chemotherapy

Source: With permission from Baumann et al (2016).

Then to counteract repopulation of cancer stem cells, the overall treatment time was reduced, which again increased local tumor control. Finally, simultaneous chemotherapy with cisplatin was introduced, which further improved outcome. Overall, the locoregional tumor control after primary radiotherapy was achieved in approximately 30% of patients in the 1980s while current radiochemotherapy achieves approximately 80% tumour control. This is a clear demonstration that while technical improvements are an important component of improvements in clinical outcome, other (radio)biologically related parameters are also relevant encouraging further studies to evaluate similar strategies in other clinical sites.

Another group analyzed how often innovations in healthcare are evaluated regarding *output*, especially in radiotherapy, where they defined *output* as any of the following: *survival, toxicity, safety, service, efficiency or cost-effectiveness* (Jacobs *et al.*, 2017). They performed a systematic literature review and found that 65% of papers reported significant results on patient outcome, service or safety – this rose to 76% if confined to radiotherapy reviews. This review highlights that benefits of new technologies involve more than overall survival

and reduced toxicities – they include issues like safety, service and cost-effectiveness – parameters of which the benefits are sometimes difficult to quantify and certainly are not reflected in data such as demonstrated in Figures 1.2 to 1.4.

### 3. DEVELOPMENTS IN THE LAST DECADE

At the present time, most modern and advanced radiation therapy departments are fully capable of IMRT/VMAT, image-guided radiation therapy (IGRT), and some form of motion management allowing for breathing and other motion considerations, thus, addressing the effects of time, i.e., the fourth dimension (4-D). While each of these advances has been in development over the last 15 years or so, the applications keep evolving with the intention of minimizing random and systematic uncertainties. These technologies have been well-described in the first three volumes of the *Modern Technology of Radiation Oncology* edited by Van Dyk (Medical Physics Publishing, 1999, 2005, 2013). Figure 1.5 is a schematic summary of the evolution of the application these radiation treatment technologies, their impact on reducing the margin between the clinical target volume (CTV) and the planning target volume (PTV) and the corresponding impact on the therapeutic index (same or increased tumor control probability (TCP) and/or same or decreased normal tissue complication probability (NTCP) (Chargari *et al.*, 2016).

The evolution of these margin reducing technologies continues. The underlying hypothesis continues to be that a reduction of the treatment volume reduces the amount of normal tissue irradiated (Suit 2002), allowing for dose escalation and/or higher doses per fraction and thereby increasing the TCP without increasing the NTCP, or even reducing the NTCP. Examples of these evolving technologies have been highlighted for deeper consideration in *Volume 4* of (Van Dyk 2020).

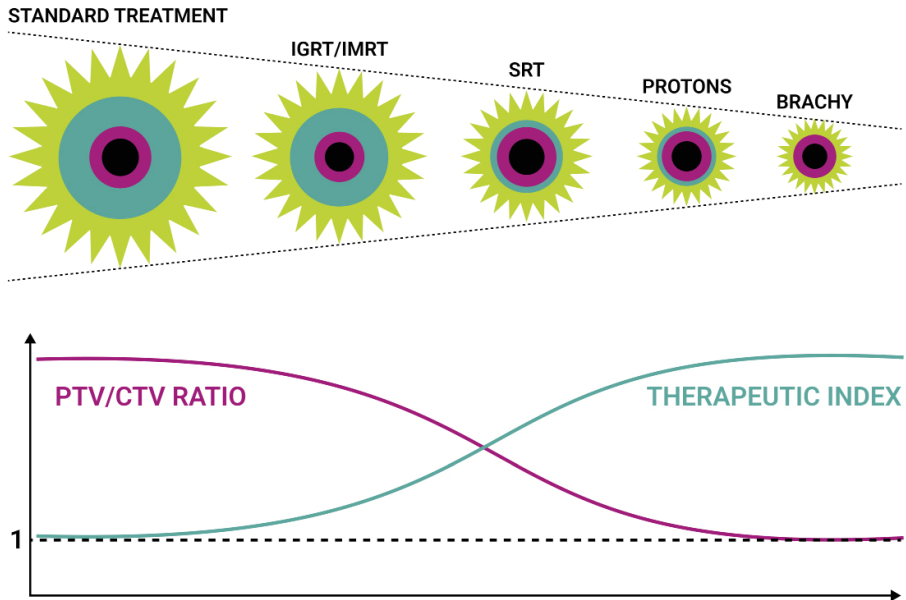


Figure 1.5 – The interplay between radiation delivery techniques, with different levels of accuracy based on imaging and dose delivery, and treatment margins, and the volumes of non-tumor tissues irradiated. The increasing availability of repositioning and on-board imaging systems has allowed decreasing margins around the gross tumor volume (GTV, in black) and around the clinical target volume (CTV), which accounts for microscopic tumor extension (in purple). Thus, the planning target volumes (PTV), which consider positioning uncertainties (darker green circle) is progressively reduced. The consequence is a decrease in normal tissue irradiation (lighter green star). The progressive decrease in the PTV/CTV ratio is expected to be associated with an improvement in therapeutic index (toxicity decreased; dose escalation enabled).

Source: With permission from Chargari et al. (2016). SRT = stereotactic radiation therapy

### 3.1 Surface guidance technologies

While surface guidance technologies have been under development already since the 1970s, it is only during the last decade that these have become more routinely and commercially available. Surface-guided radiation therapy (SGRT) involves the use of real-time patient position data before and during simulation with imaging modalities such as CT, MR and PET, and for radiation treatment delivery on the treatment machine. This also includes positioning for respiratory-correlated procedures. SGRT uses sophisticated 3-D camera technologies to track the patient's skin surface; hence, its ability not only to position the patient accurately and reproducibly but also allow for motion management. It provides a positioning accuracy of better than 1 mm and can detect rotational offsets of less than 1 degree. Developments under consideration include collision detection and biometric measurements. In view of the non-ionizing nature of this 3-D imaging modality, it enables the collection of vast amounts of real-time data about patient treatments that is

expected to benefit the field in novel ways in the future. It is only in the last 2 years (2018-2019) that publications on the use of SBRT have started to appear more frequently, with 53% appearing in those years compared to the total number of publications since 1975.

### 3.2 Hybrid PET/MRI for Radiation Oncology

PET/MRI is a hybrid imaging technology that incorporates MRI soft tissue morphological imaging and PET functional imaging providing information on metabolic activity. While this hybrid technology has been in a developmental stage already since 1997, it was first introduced commercially in 2011. One recent study compared PET/MRI to PET/CT in whole body oncological imaging for lesion detection and classification using 1003 examinations (Martin *et al.*, 2020). Their conclusions were that PET/MRI improves lesion detection and potentially reduces additional examinations in tumor staging, and especially younger patients may benefit from the clinically relevant dose reduction of PET/MRI compared to PET/CT. However, the significant cost of whole-body PET/MRI (approximately double that of a standalone 3T MRI or PET/CT systems with similar specifications) has limited its implementation in the clinic. They do point out that with further advancements in technology, future PET/MRI systems may target a more affordable price point.

### 3.3 Hybrid linear accelerator with MR imaging

Image-guided radiation therapy using 3-D CT imaging has been in the clinic since the early 2000s. Helical tomotherapy was described in detail by Olivera *et al.* (1999). Since then cone-beam CT (CBCT) has been implemented for IGRT on conventional linacs (Jaffray *et al.*, 2005) the CT imaging on both of these technologies is usually done prior to treatment. Upon review of the images, the patient is repositioned and treated after the total process of imaging and been review may take several minutes. These systems cannot provide any real time feedback during the actual. Fairly recently, the combination of a linear accelerator (linac) with an MR scanner has become available clinically. By integrating an MR imaging system with a linac one not only obtains high quality 3-D images, but one can also obtain real-time imaging while the beam is on. Thus, the radiation oncologist can see if there is a change in tumor volume and surrounding structures on a daily basis and determine if the treatment plan needs to be adapted to the modified anatomical shape. Also, the real-time images will allow tracking of the tumor position during treatment with the possibility of the beam position being adjusted to follow the motion of the tumor, especially for cases such as lung tumors, where there is significant breathing motion during the treatment.

### 3.4 Stereotactic-body radiation therapy

Stereotactic radiation therapy has already been described by Podgorsak and Podgorsak (1999) and extended by including robotic radiation therapies (Dieterich and Fahimian, 2013). In the meantime, SBRT has become a clinical standard of practice in nearly every

modern radiation therapy department because it delivers a precise, high doses of radiation to the tumor especially for tumors in the lung, prostate, pancreas, liver, spine, and kidney while minimizing damage to the surrounding normal, healthy tissues. It allows for high doses per fraction and relatively fewer fractions. In patients with higher operative risks, such as the elderly and patients with severe chronic obstructive pulmonary disease (COPD), SBRT may provide a less-toxic treatment than surgery with similar oncologic outcomes. Ongoing studies are evaluating the use of SBRT for locally advanced or oligometastatic NSCLC.

### 3.5 Radiation treatment uncertainties and robust optimization

Accuracy considerations for radiation oncology and discussion on treatment uncertainties were addressed in some detail by Van Dyk *et al.* (2013) as well as in an IAEA report (International Atomic Energy Agency (IAEA), 2016). Giving the highest dose possible to the tumor while constraining normal tissue doses to acceptable levels are two of the main considerations in developing an optimized treatment plan. However, it is now well recognized that treatment uncertainties can vary dramatically dependent on the nature of the treatment plan in terms treatment technique and the technology used. The concept of *robust optimization* has been under consideration for a number of years. Indeed, it was already in 1985 that Goitein proposed the calculation of three treatment plans in parallel, one using the nominal values and two others using extreme values of the parameters upon which the dose depends Goitein (1985). In 1997, Wong *et al.* (1997) also began a study addressing issues related to uncertainties and their impact on developing optimized treatment plans. The field has advanced to robust optimization whereby plans are calculated and optimized in such a way that they are minimally affected by uncertainties. Robust optimization is now available on commercial treatment planning systems. The number of publications per year on robust planning in radiotherapy shows that nearly 50% of these publications occurred in the last 5 years. Robust planning has become especially relevant for particle therapy where range uncertainties can have dramatic effects on dose delivery both to the target and the normal tissues. This has led to probabilistic estimations of dose distributions that can now be calculated and possibly replace the PTV concept since the generation of the CTV to PTV margin is performed based on the uncertainty distributions (Unkelbach *et al.*, 2018). We already proposed the direct calculation of treatment plans without using the PTV concept in 2001 Craig *et al.* (2001).

### 3.6 Automated treatment planning

The entire radiation treatment process has multiple steps as summarized in Figure 1.6 with the treatment planning components being shown in beige and the major steps that stand to benefit from automation are shown in green.

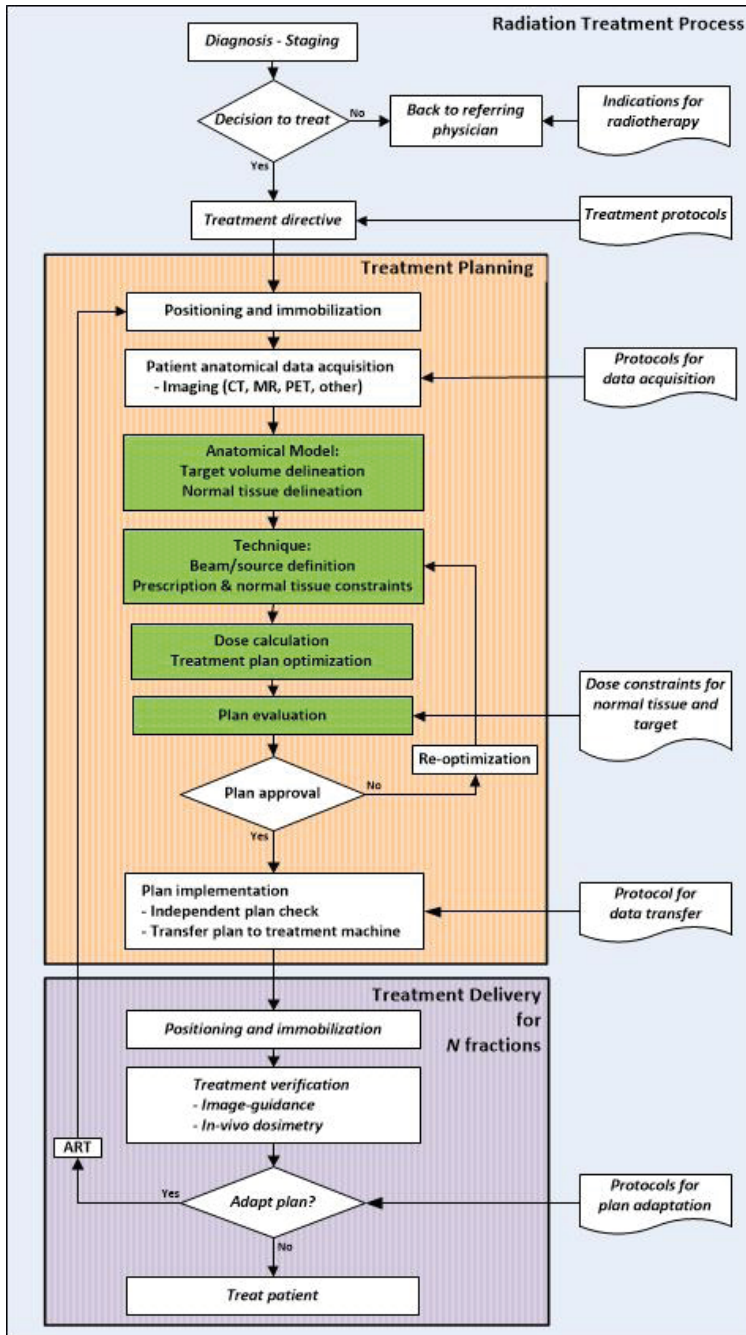


Figure 1.6 – Flow chart of the steps in the radiation treatment process. The treatment planning component is shown in the beige box and the major steps that benefit from automation are in the green boxes. Also shown is the treatment delivery component in light purple and the adaptive radiation therapy (ART) pathway.

Source: This Figure is updated significantly from (International Atomic Energy Agency (IAEA), 2004).

With the recent rapid advancements in computer technology and the development of improved and faster optimization algorithms, the calculation component of generating a treatment plan has improved significantly. In addition, auto-segmentation for tumor and normal tissue delineation allows the time taken by the radiation oncologist and the treatment planner to be reduced significantly. Many treatment planning systems now provide scripting capabilities where it is possible to record a sequence of messages or keystrokes while the user is operating the system. Scripts can be used within the radiation treatment planning system to reduce human error, to increase treatment planning efficiency, to reduce confusion, and to promote consistency within an institution or even among different institutions (Holdsworth *et al.*, 2011). Scripting has been used for automated IMRT planning both for simple cases such as localized prostate and whole breast cancers (Purdie *et al.*, 2011) as well as more complex cases such as head and neck, anal canal and prostate with pelvic nodes (Xhaferllari *et al.*, 2013). This work makes a comparison between the time to generate a manual plan versus the time to generate an automated plan. Their results are shown in Table 1.1 and demonstrate a huge time savings by automation. In addition, because of the self-consistency of the scripting process, the scripts can reduce variations of plan quality due to the differences in experience of the planners.

| Clinical Site              | Manual Planning | Automated Planning |
|----------------------------|-----------------|--------------------|
| Head and Neck              | > 4 hrs         | ~ 8 min            |
| Anal Canal                 | > 2 hrs         | ~ 6 min            |
| Prostate with Pelvic Nodes | > 1.5 hrs       | ~ 6 min            |

Table 1.1 – The estimated time required to generate complex IMRT plans.  
Data from (Xhaferllari *et al.*, 2013).

Software for auto-contouring of images and automatic generation of treatment plans is becoming more readily available on commercial treatment planning systems. Furthermore, their speed is increasing such that they allow for on-line adaptation of the treatment during every treatment fraction. A critical step is the validation and clinical approval of the auto-segmentation and automatically generated treatment plans by radiation oncologists and medical physicists. To reach the goal of on-line biological image-guided adaptive radiation therapy, this validation and approval needs to be streamlined so that it can be done in a few minutes rather than in hours (Fiorino *et al.* 2020). This type of software that supports automation of the contouring and treatment planning process is especially useful in lower income contexts since it provides the potential for scaling up radiation therapy capacity to meet global needs.

### 3.7 Artificial intelligence in radiation oncology

An on-line search on the general definition of artificial intelligence (AI) yields multiple hits. The following is one of those results TechTarget (2020): Artificial intelligence (AI) is the simulation of human intelligence processes by machines, especially computer systems. Specific applications of AI include expert systems, natural language processing (NLP), speech recognition and machine vision. AI programming focuses on three cognitive skills: learning, reasoning and self-correction.

- **Learning processes.** This aspect of AI programming focuses on acquiring data and creating rules for how to turn the data into actionable information. The rules, which are called algorithms, provide computing devices with step-by-step instructions for how to complete a specific task.
- **Reasoning processes.** This aspect of AI programming focuses on choosing the right algorithm to reach a desired outcome.
- **Self-correction processes.** This aspect of AI programming is designed to continually fine-tune algorithms and ensure they provide the most accurate results possible.

The applications in the context of radiation oncology are numerous. Automated treatment planning is a clear application of AI. Again, the rapid increase in computational power as well as data collection and sharing capabilities provide multiple opportunities for AI applications in radiation oncology. Treatment planning, auto-segmentation, image processing and QA activities all can be aided by AI (Deig *et al.*, 2019; Wang *et al.*, 2019). Applications of AI to improve the quality and safety in radiation therapy are also in progress (Pillai *et al.*, 2019).

### 3.8 Adaptive radiation therapy

Adaptive radiation therapy (ART) is defined as the treatment plan being readjusted “on the fly” based on the changes that occurred in the patient or tumor anatomy during the course of a multi-fraction treatment. While ART was first described in 1997 by (Yan *et al.*, 1997), the onset of multiple publications per year started in about 2005. Hewson *et al.* (2020) address ART directly although aspects of ART are also discussed in chapters on real-time image guidance, on SBRT, on robust optimization, on automated treatment planning, on AI, on machine learning, and big data applications (Van Dyk, 2020).

One issue of *Zeitschrift für Medizinische Physik* was devoted to ART (Yan and Georg, 2018). Biologically adapted radiotherapy can be considered as the most advanced form of ART, since it involves functional imaging to extract biological tumor surrogates or features, and thus needs a multidisciplinary approach. Thorwarth (2018) illustrates this complexity by discussing the whole development chain of biologically ART from radiobiologically relevant processes, to functional imaging techniques which visualize tumor biology non-invasively, to the implementation of biologically adapted radiation therapy in clinical practice. ART will be a

main contributor to the radiation oncology process with geometric and anatomical adaption being available and biological adaption evolving such that it becomes a true contributor to personalized medicine.

### 3.9 Machine learning in radiation oncology

As a significant component of AI, *machine learning* is the development of data-driven algorithms that learn to mimic human behaviour based on prior example or experience (Jarrett *et al.*, 2019). The machine learning publication rate has increased dramatically recently with 70% occurring in 2018 and 2019.

Applications of machine learning (Jarrett *et al.*, 2019) include improvements in low-dose imaging for therapy planning, the use of MRI for the generation of CT-like electron densities for treatment planning (Dinkla *et al.*, 2019); , multimodal image fusion for radiation therapy planning (Kearney *et al.*, 2018), image segmentation for tumor and normal tissue delineation (Rigaud *et al.* 2019), treatment planning plan approval and QA (Stanhope *et al.*, 2015), and, finally, dose delivery and treatment adaptation (Tseng *et al.*, 2018). Table 1.2 summarizes the components of the treatment process that have had considerable research in the context of machine learning and the corresponding challenges. One of the main challenges is knowing the ground truth. Learning-based models are only as good as their training data. Machine learning is evolving rapidly and is an excellent means of providing consistency and efficiency facilitating both transfer of best practice between physicians and clinics and greater process automation.

| Clinical application  | Clinical need  | Current ML focus   | Well-defined procedure?  | Well-defined ground truth?             | Quantitative measure of correctness? |
|-----------------------|--|--|--------------------------|--|--------------------------------------|
| <b>CT-simulation</b>  | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Image reconstruction quality</li> <li>• Dose reduction</li> </ul>   | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Image reconstruction quality</li> <li>• Dose reduction</li> </ul>             | Yes                      | No                                     | No                                   |
| <b>MRI-simulation</b> | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Pseudo CT creation</li> </ul>   | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Pseudo CT creation</li> </ul>   | Yes                      | No                                     | Yes                                  |
| <b>Image fusion</b>   | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Estimate spatial uncertainty</li> <li>• Accommodation of anatomical changes</li> </ul>                              | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Registration efficiency</li> <li>• Appropriate similarity metric</li> </ul>   | No – depends on use-case | No                                     | No                                   |
| <b>Contouring</b>     | <ul style="list-style-type: none"> <li>• OAR/target contouring efficiency</li> <li>• OAR/target consistency</li> <li>• Target contouring accuracy</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>• OAR/target Contouring efficiency</li> <li>• OAR/target consistency</li> </ul> | Yes                      | No – subjective clinical contours used | Yes                                  |

|                           |   |   |  |                                      |     |
|---------------------------|---|---|--|--------------------------------------|-----|
| <b>Treatment planning</b> | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Planning efficiency</li> <li>• Plan consistency</li> <li>• Determining the plan to deliver the best clinical outcome</li> </ul>  | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Planning efficiency</li> <li>• Plan consistency</li> </ul>   | No – depends on clinical satisfaction criteria | No – subjective treatment plans used | No  |
| <b>QA</b>                 | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Efficiency and automation</li> <li>• Identification of clinically meaningful errors</li> </ul>   | • Efficiency and automation   | n/a  | n/a                                  | n/a |
| <b>Delivery</b>           | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Dose accuracy in the presence of motion</li> <li>• (see image fusion, contouring, and treatment planning).</li> <li>• Determining who will most benefit from replanning</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Dose accuracy in the presence of motion</li> <li>• (see image fusion, contouring, and treatment planning)</li> </ul> | No   | No                                   | No  |

Table 1.2 – Summary of current ML research focus in the radiation therapy process.  
Adapted from (Jarrett et al. 2019).

### 3.10 Big Data

The complexity of the radiation therapy process is evident from Figure 1.6. The new advances in technology allow enormous amounts of data to be generated for each patient during their total treatment process as shown in Figure 1.7. The comparison is like a snowball rolling down a hill. It is the accumulation of these data for which the radiation oncologists need help for translation into knowledge that supports decision-making in their clinical practice.

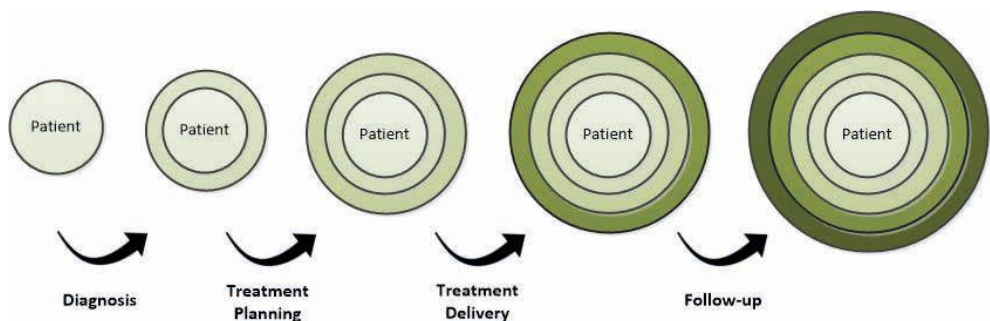


Figure 1.7 – With each step along the radiation therapy process more patient information is generated.

Source: (Figure adapted from (El Naqa and Murphy, 2015).

The research analysis of these large amounts of data relies on analytical methods from the emerging science of “big data” informatics. This “big data” refers to extremely complex datasets characterized by the four Vs: *volume*, which refers to the sheer number of data elements within these extremely large datasets; *variety*, which describes the aggregation of data from multiple sources; *velocity*, which refers to the high speed at which data is generated; and *veracity*, which describes the inherent uncertainty in some data elements (Kansagra *et al.* 2016).

In 2015, a workshop was organized by the American Society for Radiation Oncology, the National Institutes of Health, the American Association of Physicists in Medicine on *Exploring Opportunities for Radiation Oncology in the Era of Big Data* (Benedict *et al.*, 2016). Some of the important opportunities to explore further included:

- Widening the potential for interlinkage of cancer data registries and developing strategies to include analytics for a broad range of treatment approaches (widely variable dose/volume strategies);
- Developing technology and adopting a culture change to enable interinstitutional pooling of data to form large analyzable databases;
- Engaging with legislative and regulatory groups to find effective and inexpensive electronic methods to gather long-term follow-up data on survival, recurrence, and patient-reported outcomes while still respecting the need to protect patient health care information; and
- Understanding and identifying the key clinical decisions and questions where big data can be most useful.

In summary, the promise of big data in radiation oncology is to provide improved access to the collective experience of treating patients to improve care for new and future patients. This improvement can take the form of actions such as reducing geographic disparities in care; ensuring continual quality improvement for individual practices; and ideally, personalizing treatments based on the outcomes of prior, similar patients. Each of these objectives requires different levels and resolution of clinical data that may be contained in registries, electronic medical records, tissue banks, and treatment planning and imaging systems (Benedict *et al.*, 2016).

### 3.11 Radiomics in Radiation Oncology

A very recent, new field of study in radiation oncology and diagnostic imaging is known as *radiomics*. Seventy-one percent of the publications on this subject occurred between 2018 and 2019. Radiomics is based on the extraction of a large variety of features from medical images using data-driven algorithms to characterize tumors (Reuze *et al.*, 2018). The image data are further processed with a variety of reconstruction algorithms to obtain

images that generate tumor-characteristic features. Automatic image segmentation is used to generate appropriate volumes of interest. The tumor characterization algorithms should have several specific features including:

- reproducibility, i.e., if used on the same data, the outcome should remain the same;
- (2) the algorithm must be able to detect disease.
- it must be accurate, i.e., minimum false positives and minimum false negatives, with a maximum of true positives and true negatives; and
- in view of the amount of data involved, it must be efficient.

Radiomics has the potential for providing guidance on a number of applications in radiation oncology including Wikipedia (2020): (1) prediction of clinical outcomes (Nasief *et al.*, 2019a; . 2019b); (2) prognostication (Huang *et al.*, 2018); (3) prediction of the risk of distant metastases (Vallieres *et al.*, 2015); (4) assessment of cancer genetics (Grossmann *et al.*, 2016); ; (5) tumor dynamics changes through data generated by IGRT (Yip *et al.*, 2016); (6) distinguishing tumor progression from radionecrosis (Peng *et al.*, 2018); (7) prediction of physiological events with, e.g., the use of functional MRI (Hassan *et al.*, 2016); and (8) the use of multiparametric radiomics for detection, characterization and diagnosis of various diseases including breast cancer (Parekh and Jacobs, 2020).

The use of radiomics overlaps with applications of AI, machine learning and big data. Machine learning algorithms of AI boost the powers of radiomics for the prediction of prognoses or factors associated with treatment strategies, such as survival time, recurrence, adverse events, and subtypes. Thus, radiomic approaches, in combination with AI, may potentially enable practical use of precision medicine in radiation therapy by predicting outcomes and toxicity for individual patients (Arimura *et al.*, 2019).

### **3.12 Radiobiological considerations in particle radiation therapy**

While proton radiation therapy was already proposed in 1946, the first treatments with protons did not occur until 1954 (Lawrence, 1957). However, in the early years, proton therapy was only available in very few institutions that had access to high energy particle facilities that were primarily used for physics research purposes. More recently, accelerator technology has been designed very specifically for clinical radiation therapy applications for both protons and heavier particles and the number of hospital-based clinical facilities is escalating rapidly. Furthermore, new advanced capabilities, such as beam scanning, IMRT, IGRT, along with robust treatment planning are providing further advances beyond the tight dose distributions provided by particle treatment. While the majority are proton centers, there are also some dedicated carbon ion facilities, as well as several facilities with the capability to treat with either (DeLaney, 2018). Fifty percent of publications on protons and

heavier particles have occurred between 2014 and 2019. It was estimated that, by the end of 2015, over 130,000 patients had been treated with protons and over 19,000 had been treated with carbon ions (DeLaney, 2018).

For treatment planning purposes, it is assumed that the relative biological effectiveness (RBE) is a constant 1.1 over the entire irradiated volume for proton therapy. However, RBE values are probably higher at the end of the proton range, potentially affecting normal tissue toxicities, although the RBE variations are likely smaller than the variability in patient radiosensitivity. For heavier particles, however, the change in RBE values are significantly larger and need to be considered as a function of particle species, particle energy, depth of penetration and type of tissue. It appears that current models, while not mechanistic, seem to be sufficiently accurate for clinical treatment planning purposes.

### 3.13 High-Z nanoparticles in radiation oncology

Nanotechnology relates to the manipulation of matter on atomic or molecular scales, generally less than 100 nanometers. The use of nanotechnology in medicine has led to what is now known as *theranostics*, where theranostics involves using nanoscience to unite diagnostic and therapeutic applications to form a single agent, allowing for diagnosis, drug or dose delivery and treatment response monitoring. Nanomaterials have several characteristics that are relevant for oncology applications, including preferential accumulation in tumors, low distribution in normal tissues, and biodistribution, pharmacokinetics, and clearance, that differ from those of small molecules. Because these properties are also well suited for applications in radiation oncology, nanomaterials have been used in many different areas of radiation oncology for imaging and treatment planning, as well as for radiosensitization to improve the therapeutic ratio (Rancoule *et al.* 2016).

Nanoparticles have been engineered from a wide range of materials that can be divided into inorganic and organic nanoparticles. One unique strategy is to increase the effect of the external beam radiation dose within tumor tissue by using materials with high atomic numbers (Z). This is because the dose absorbed by any tissue is related to some power of Z of the material depending on the energy. If an agent can increase the overall effective Z of the tumor without affecting the Z of nearby normal tissue, it can lead to increased radiotherapy dose to tumors and higher therapeutic efficacy. The results of one of the first published mice experiments are shown in Figure 1.8 where gold nanoparticles of 1.9 nm diameter were injected into tumor-bearing mice (Hainfeld, *et al.*, 2004). Tumor volumes were measured under various conditions of irradiation with 250 kVp x-rays. The one-year survival of the mice treated with both the gold nanoparticles and irradiation was 86%, versus 20% for irradiation alone, versus 0% for gold alone. The gold nanoparticles were found to be non-toxic to the mice. These experiments generated much excitement and further research

into applications of gold nanoparticles in radiation therapy. Other in vitro studies using 50 nm gold nanoparticles demonstrated a radiation sensitization enhancement factor of 1.66 and 1.17 with 105 kVp and 6 MV x-rays, respectively (Chithrani et al. 2010). A detailed description of the applications of high-Z nanoparticles in radiation oncology can be found in Chapter 14 of Van Dyk (2020).

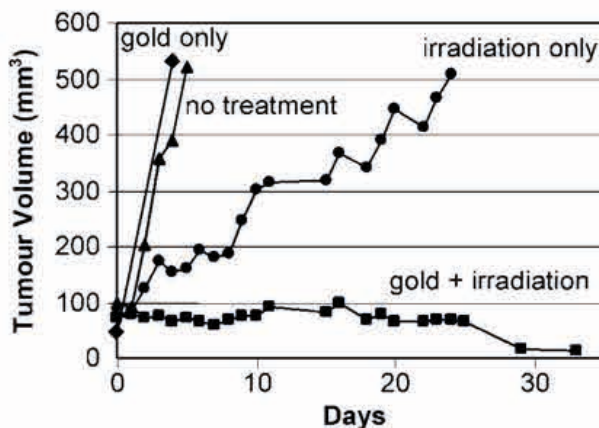


Figure 1.8 – Average tumour volume after: (a) no treatment (triangles,  $n = 12$ ); (b) gold only (diamonds,  $n = 4$ ); (c) irradiation only (30 Gy, 250 kVp, circles,  $n = 11$ ); (d) intravenous gold injection (1.35 g Au/kg) followed by irradiation (squares,  $n = 10$ ).

Source: Figure from (Hainfeld, Slatkin, and Smilowitz 2004).

### 3.14 Financial and economic considerations in radiation oncology

While the increasing complexity of the modern technology of radiation oncology has demonstrated improvements in patient outcomes, this comes at a considerable cost. In a discussion on “evolving trends”, much emphasis has been placed in recent years on the financial and economic considerations in radiation oncology (Van Dyk and Battista, 2013). Furthermore, there has been significant publication in the recent literature on the global needs of radiation oncology along with the estimated overall costs according to national income levels (Atun *et al.*, 2015; Van Dyk *et al.* 2017;). One of the issues that arises out of these discussions goes beyond the dollar cost analysis and has been described as assessing *value* per dollar spent. The discussion on *value* is complex. In the world outside of medicine, a good value is a desirable product or service that can be purchased for a fair price. The definition of value will vary depending on several factors, including the social identity and the social context of the person purchasing the product or service (Teckie *et al.* 2014). The desirable product or service as well as the fair price is in the eye of the beholder. This work goes on to describe their interpretation of *value* in healthcare where value has been described as outcomes/cost, they suggest it should be expanded to include structure and process;

thus, transforming the value equation to value equals quality/cost. The key components of value include structure, process, outcomes and costs which are outlined in more detail in Figure 1.9. This type of value-based approach requires more involvement of the patient and adds another component to what has become known as personalized medicine.

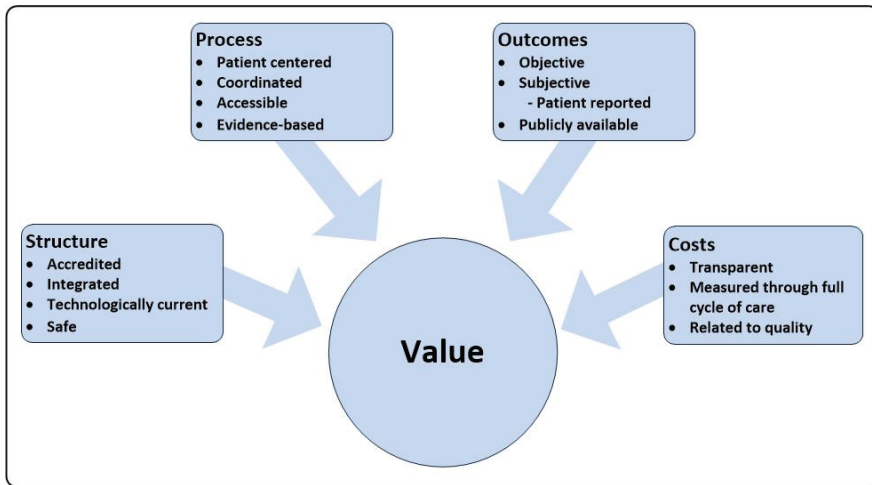


Figure 1.9 – Key components of “value. Source: ”.

Adapted from Teckie et al. (2014).

### 3.15 Global considerations in radiation oncology medical physics

*Globalization* has been defined in a variety of ways with one definition being “worldwide integration and development”. The Wikipedia definition is “globalization is the process of interaction and integration among people, companies, and governments worldwide.” Globalization has expanded as a result of advances in transportation and communication technologies. When the pros and cons of globalization are discussed, it is usually considered from an economic perspective. But what about the radiation oncology and medical physics perspective? In a recent debate on globalism versus nationalism in medical physics Dube et al. (2017), the author in favor of globalism argued that globalism from a medical physics perspective, especially regarding dose calibration protocols, provides uniformity/consistency and efficiency, while the counterargument was that diversity provides more opportunities for advancements. The discussion in Chapter 16 of (Van Dyk, 2020) on global considerations in radiation oncology medical physics is not so much about globalization as it is about looking at a worldwide perspective of medical physics, e.g., what is the status of medical physics around the world, how are medical physicists trained, what are the issues, what are the solutions, etc. For example, as pointed out by the Global Task Force on Radiotherapy for Cancer Control (GTFRCC) (Atun et al. 2015), it is clear that there is a huge disparity of the

availability of medical physicists by country, dependent on the country's income level as described by the gross national product.

According to the World Health Organization (WHO), of the 57 million global deaths in 2016, 71%, were due to noncommunicable diseases (NCDs) of which 66% are due to cardiovascular diseases and cancer (World Health Organization (WHO) 2020), each of which involves significant support from medical physics both in diagnostic imaging and radiation therapy. The burden of these diseases is rising disproportionately among lower income countries and populations, almost double that of HICs. Several of the 2015 United Nations Sustainable Development Goals (United Nations, 2018) include proposals of a reduction by one third by 2030 of premature mortality from non-communicable diseases such as cancer and cardiovascular disease, and promote education and partnerships in support of sustainable development, all of which are relevant to Medical Physics. Many scientific and professional organizations, also those related to Medical Physics [e.g., International Organization for Medical Physics (IOMP), American Association of Physicists in Medicine (AAPM), American Society for Radiation Oncology (ASTRO), European Society for Radiotherapy and Oncology (ESTRO)] provide various levels of support to international outreach activities for individuals from LMICs via reduced membership fees, special travel grants, other specific awards, as well as in the realm of providing education and training. Indeed, many of these organizations are increasing their outreach efforts. For example, the AAPM has had some recent task groups reviewing the international outreach structure within the AAPM with the goal of having a greater international impact along with improved effectiveness and efficiency. Similarly, the American Physical Society (APS) recently developed a strategic plan taking their international efforts to the next level with an indication that international activities cut across essentially all interests of the APS and that their importance is increasing (American Physical Society (APS), 2018). It is clear that the future demand for medical physics research and clinical support around the world requires multipronged approaches with the global community working together.

### **3.16 Emerging technologies for improving access to radiation therapy.**

The report by the GTFRC (Atun *et al.*, 2015) as well as others make it very clear that there is a need for additional radiation therapy equipment as the burden of cancer escalates, especially in LMICs. However, the technological demands of radiation therapy equipment are dependent on local circumstances and infrastructure. Several workshops have been held in conjunction with scientists and engineers from various high level research organizations addressing the issue of how can the technology be redesigned to be more robust and less costly so that it can stand up to the circumstances in various environments (Dosanjh *et al.*, 2019) . As noted in these workshop reports, filling the gap in cancer care in

underserved regions worldwide requires global collaboration and concerted effort to share creative ideas, pool talents and develop sustainable support from governments, industry, academia and non-governmental organizations. To build capacity with high quality capability and with the credibility to conduct research to understand specific diseases and treatment outcomes requires a complex systems approach toward both expertise and technology.

### **3.17 “FLASH” radiation therapy**

Recent research delivering radiation doses at ultrahigh dose rates, roughly 50 Gy/s and above, could vastly reduce normal tissue toxicity while preserving anti-tumour activity (Symonds and Jones 2019). So far, the evidence is growing in laboratory experiments. If the evidence is maintained in human clinical trials, this has the potential of being one of the very significant breakthroughs in radiation therapy of recent times (Bourhis *et al.*, 2019).

## **4. EVOLUTION OF COMPUTER TECHNOLOGY**

Radiation oncology involves applications of technologies like no other medical discipline. Because of the involvement of ionizing radiation in medical practice, it has historically had a multidisciplinary approach to its evolution. Many of the technical advances have been initiated by medical physicists and their clinical implementation was performed collaboratively with radiation oncologists. Today, nearly all the steps in the radiation treatment process, as outlined in Figure 1.6, involve computer applications. Table 1.3 highlights some of the computer applications in the treatment process and provides some examples, albeit only a partial list.

| Step in radiation therapy process     | Sample computer application  |
|---------------------------------------|--|
| <b>Diagnosis</b>                      | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Imaging</li> <li>• Transfer data to PACS</li> <li>• Interpretation of image data through machine learning and artificial intelligence to guide diagnosis</li> </ul>   |
| <b>Patient positioning</b>            | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Possible use of SGRT</li> </ul>   |
| <b>Imaging for treatment planning</b> | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Use of CT, MRI, PET, other</li> <li>• 4-D considerations</li> <li>• Transfer of data to PACS or radiation oncology information system</li> <li>• Target volume and organ at risk delineation</li> <li>- Possibly guided by AI, ML</li> </ul>  |
| <b>Treatment planning</b>             | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Treatment planning software</li> <li>• Possible use of SGRT data</li> <li>• Dose calculation <ul style="list-style-type: none"> <li>- IMRT, VMAT</li> <li>- MLC leaf configuration generation</li> <li>- Optimization (robust).</li> <li>- 4-D considerations</li> </ul> </li> <li>• Automated QA</li> <li>• Data transfer</li> </ul> |
| <b>Treatment delivery</b>             | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Possible use of SGRT</li> <li>• Image-guidance</li> <li>• Computer-assisted accelerators</li> <li>• 4-D considerations</li> <li>• Plan adaptation</li> <li>• Automated QA</li> </ul>  |

Table 1.3 – Sample computer applications in the different stages of the radiation treatment process as summarized in Figure 1.6. These are addressed in more detail in (Van Dyk, 2020).

PACS = picture archiving and communications system.

Increasing computer power and access to large amounts of data continue to allow further developments such as automation and real-time adaptation. The co-founder of Intel, Gordon Moore, already in 1965, predicted that computing power would grow exponentially, doubling approximately every two years. The measure of “power” could be a variety of aspects of computer technology, one being the number of transistors on integrated circuits. It has generally been accepted that Moore’s law (1965) would be valid for a limited time, although to quote a later CEO of Intel, Mark Bohr, in 2012 he indicated that “the end of Moore’s Law is always 10 years away. And, yes, it’s still 10 years away.” Past data continue to show the same trend; however, some computer specialists indicate that “as transistors reach atomic scale and fabrication costs continue to rise, the classical technological driver

that has underpinned Moore's Law for 50 years is failing and is anticipated to flatten by 2025" (Shalf, 2020). Be as it may, computers and their corresponding applications continue to advance at a rapid rate.

In a Vision 20/20 paper on automation and advanced computing in clinical radiation oncology, the authors consider the computational advances that are likely to be implemented in clinical radiation oncology in the coming years and how the adoption of these changes might alter the practice of radiotherapy Moore et al. (2014). Four main areas of likely advancement were explored: cloud computing, aggregate data analyses, parallel computation, and automation. These are issues that in the interim have advanced significantly and have been given considerable attention in the various chapters of this book.

## 5. UPCOMING TRENDS IN RADIATION ONCOLOGY

Predicting the near future is relatively easy since it is generally a continuation of the recent past and present. Predicting the distant future is much more complex and fraught with difficulties and uncertainties. To quote Niels Bohr, "Prediction is very difficult ... especially if it is about the future." The trends listed briefly below are simply a projection of what has been happening in recent years. These are the author's perceptions, and they are listed without a lot of supporting information since many of these items have been discussed in Van Dyk (1999, 2005, 20013, 2020).

### 5.1 More hybrid technologies

We have seen the development of hybrid technologies in the last couple of decades including:

- a. Tomotherapy (external beam radiotherapy plus CT)
- b. Linac plus CBCT
- c. MRI plus cobalt teletherapy
- d. MRI plus linac teletherapy
- e. PET/CT
- f. MRI/PET

The concept of a PET-linac system for molecular-guided radiotherapy has already been described by (Ishikawa *et al.*, 2010). In vivo verification of particle therapy using tissue activation for PET techniques has also been described (Frey *et al.*, 2014; Helmbrecht *et al.*, 2015).

### 5.2 More automation

We are likely to see an increased use of automation, which will include daily imaging perhaps both interfraction as well as intrafraction combined with real-time replanning, re-

optimization and adaptation. This could be combined with more automated patient set-ups, possibly using robotics. Automated QA procedures will also become more readily available.

### 5.3 Turnkey installations

Tomotherapy is one of the examples where the machine commissioning initially takes place in the factory and the clinical commissioning process is one of verifying that the factory parameters are maintained after installation in the clinic, resulting in a much more rapid commissioning process than is normally required for conventional linac commissioning. A similar approach has now also been developed for Varian's Halcyon™ (Gao *et al.*, 2019; Netherton *et al.*, 2019).

### 5.4 Reduced use of planning target volumes

With robust optimization accounting for various treatment-related uncertainties, the PTV concept is no longer needed. As robust optimization becomes mainstream clinical practice, physicians only need to outline CTVs.

### 5.5 Increased emphasis on cost considerations

As a result of the increased complexity of the newly developed radiation therapy technologies, administrators will demand a greater review of cost considerations and medical physicists and radiation oncologists will have to contribute to such analyses.

### 5.6 Increased regulatory oversight

The recognition that we can learn from reporting treatment misadventures, incidents or errors in radiation therapy has aided in the development of a general culture of patient safety. The benefits of such reporting are clear and various reporting mechanisms have been developed at the local, national and international levels. Likely, this will also encourage some regulatory oversight to ensure that such procedures are consistently in place in every radiation therapy institution (Amols, 2008; Krishnamoorthy *et al.*, 2014; Malicki *et al.* 2018).

### 5.7 Increased use of particle therapy

There has been a significant growth in the number of publications on proton and heavier particle therapy, with 50% occurring between 2014 and 2019. The Particle Therapy Co-operative Group (PTCOG) website (<https://www.ptcog.ch/>) provides data on particle therapy facilities around the world, both proton and heavier ion facilities. In April 2020, there were 95 operational facilities, 35 facilities under construction, and 28 facilities being planned. Clearly, there is a strong trend to growth in particle therapy around the world.

## 5.8 Increased use of radiobiological models for treatment planning

The use of radiobiological models for general clinical treatment planning has been controversial. The main argument against their use has related to concerns about the capability of the models to predict biological outcome with a sufficient level of accuracy. The concerns relate to limitations of the models and the available model parameters, the incomplete understanding of dose-response, and inadequate clinical data Li *et al.* (2012). Radiobiological models were addressed in chapter 5 of (Van Dyk, 2005) and a further update on dose-volume considerations was given in chapter 3 of (Van Dyk, 2013). However, the issues described in chapter 13 of (Van Dyk, 2020) regarding RBE considerations in particle beams, especially heavier particles, make it clear that RBEs are dependent on a number of parameters including particle type, energy and depth and the tissue irradiated. The clinical impact of these issues is sufficiently significant that these need to be considered as part of the treatment planning process. The AAPM Task Group Report 166 provides guidance on the implementation of these models into clinical practice (Li *et al.* 2012). It is likely with more clinical data becoming available through “big data” channels that the models can be better assessed for accuracy and relevance and that they will be gradually implemented more and more into the clinical treatment plan optimization process.

## 5.9 Radiomic applications in radiation oncology

Radiomics is another area of growth in radiation oncology that tends towards personalized medicine is likely to include a major radiomics component. The applications of big data and machine learning will contribute to the radiomics developments.

## 5.10 Clinical implementation of FLASH therapy

If the initial excitement about FLASH radiation therapy can be translated into clinical improvements, we are likely to see a tremendous growth in this modality. Existing technologies will have to be upgraded to make FLASH therapy clinically practical.

## 6. SUMMARY

The title of this chapter leaves the impression that the rapid developments of the technology of radiation oncology are continuing at the same pace. Now, having reviewed recent advances, it appears that the pace of development is actually more rapid than it has been in previous years. It is an exciting period for radiation oncology. Technological improvements abound and the quest for personalized medicine appears to be within practical reach. This chapter has provided a brief overview of these advancing technologies as well as an introduction to what is provided in much more depth in the subsequent chapters of the book Van Dyk (2020).

## ACKNOWLEDGEMENTS

We want to thank Medical Physics Publishing for permitting the use of an edited version of Chapter 1 of *The Modern Technology of Radiation Oncology, Volume 4* (2020) to appear in this book. The original chapter is available on-line at: [https://medicalphysics.org/documents/vandyk4\\_ch1.pdf](https://medicalphysics.org/documents/vandyk4_ch1.pdf).

A further description summarizing *The Modern Technology of Radiation Oncology, Volume 4* can be found in an invited paper for *Medical Physics International* at: <http://www.mpijournal.org/pdf/2020-03/MPI-2020-03-p499.pdf>

A book review of *The Modern Technology of Radiation Oncology* is also available from Medical Physics International at: <http://mpijournal.org/pdf/2021-02/MPI-2021-02-p220.pdf>

## REFERENCES

Alexander S. 2018. "Cancer Progress: Much More than You Wanted to Know." Available from <https://slatestarcodex.com/2018/08/01/cancer-progress-much-more-than-you-wanted-to-know/>.

American Physical Society (APS). 2018. "Task Force on Expanding International Engagement: Report, Recommendations, and Implementation." Available from [https://www.aps.org/programs/international/upload/APS\\_TaskForceReport\\_AC.pdf](https://www.aps.org/programs/international/upload/APS_TaskForceReport_AC.pdf).

Amols HI. 2008. New technologies in radiation therapy: ensuring patient safety, radiation safety and regulatory issues in radiation oncology. *Health Phys.* 95 (5): 658-665.

Arimura H, Soufi M, Kamezawa H, Ninomiya K, and Yamada M. 2019. Radiomics with artificial intelligence for precision medicine in radiation therapy. *J Radiat Res.* 60 (1): 150-157.

Arnold M, Rutherford MJ, Bardot A, Ferlay J, Andersson TM, Myklebust TA, Tervonen H, Thursfield V, Ransom D, Shack L, Woods RR, Turner D, Leonfellner S, Ryan S, Saint-Jacques N, De P, McClure C, Ramanakumar AV, Stuart-Panko H, Engholm G, Walsh PM, Jackson C, Vernon S, Morgan E, Gavin A, Morrison DS, Huws DW, Porter G, Butler J, Bryant H, Currow DC, Hiom S, Parkin DM, Sasieni P, Lambert PC, Moller B, Soerjomataram I, and Bray F. 2019. Progress in cancer survival, mortality, and incidence in seven high-income countries 1995-2014 (ICBP SURVMARK-2): a population-based study. *Lancet Oncol* 20 (11): 1493-1505.

Atun R, Jaffray DA, Barton MB, Bray F, Baumann M, Vikram B, Hanna TP, Knaul FM, Lievens Y, Lui TY, Milosevic M, O'Sullivan B, Rodin DL, Rosenblatt E, Van Dyk J, Yap ML, Zubizarreta E, and Gospodarowicz M. 2015. Expanding global access to radiotherapy. *Lancet Oncol* 16 (10): 1153-1186.

Baumann M, Krause M, Overgaard J, Debus J, Bentzen SM, Daartz J, Richter C, Zips D, and Bortfeld T. 2016. Radiation oncology in the era of precision medicine. *Nat. Rev. Cancer* 16 (4): 234-249.

Benedict SH, Hoffman K, Martel MK, Abernethy AP, Asher AL, Capala J, Chen RC, Chera B, Couch J, Deye J, Efstathiou JA, Ford E, Fraass BA, Gabriel PE, Huser V, Kavanagh BD, Khuntia D, Marks LB, Mayo C, McNutt T, Miller RS, Moore KL, Prior F, Roelofs E, Rosenstein BS, Sloan J, Theriault A, and Vikram B. 2016. Overview of the American Society for Radiation Oncology-National Institutes of Health-American Association of Physicists in Medicine Workshop 2015: Exploring Opportunities for Radiation Oncology in the Era of Big Data. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 95 (3): 873-879.

- Bentzen J, Toustrup K, Eriksen JG, Primdahl H, Andersen LJ, and Overgaard J. 2015. Locally advanced head and neck cancer treated with accelerated radiotherapy, the hypoxic modifier nimorazole and weekly cisplatin. Results from the DAHANCA 18 phase II study. *Acta Oncol* 54 (7): 1001-1007.
- Bourhis J, Montay-Gruel P, Goncalves JP, Bailat C, Petit B, Ollivier J, Jeanneret-Sozzi W, Ozsahin M, Bochud F, Moeckli R, Germond JF, and Vozenin MC. 2019. Clinical translation of FLASH radiotherapy: Why and how? *Radiother. Oncol* 139: 11-17.
- Chargari C, Magne N, Guy JB, Rancoule C, Levy A, Goodman KA, and Deutsch E. 2016. Optimize and refine therapeutic index in radiation therapy: Overview of a century. *Cancer Treat. Rev.* 45: 58-67.
- Chithrani DB, Jelveh S, Jalali F, van PM, Allen C, Bristow RG, Hill RP, and Jaffray DA. 2010. Gold nanoparticles as radiation sensitizers in cancer therapy. *Radiat Res.* 173 (6): 719-728.
- Craig T, Battista J, Moiseenko V, and Van Dyk J. 2001. Considerations for the implementation of target volume protocols in radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 49 (1): 241-250.
- Defourny N, Dunscombe P, Perrier L, Grau C, and Lievens Y. 2016. Cost evaluations of radiotherapy: What do we know? An ESTRO-HERO analysis. *Radiother. Oncol.* 121 (3): 468-474.
- Deig CR, Kanwar A, and Thompson RF. 2019. Artificial Intelligence in Radiation Oncology. *Hematol. Oncol Clin. North Am.* 33 (6): 1095-1104.
- DeLaney TF. 2018. Charged Issues: Particle Radiation Therapy. *Semin. Radiat Oncol* 28 (2): 75-78.
- Dieterich S, and Fahimian B. 2013. Stereotactic and Robotic Radiation Therapies. In *The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists. Volume 3.*, ed J Van Dyk, 1-24. Madison, WI: Medical Physics Publishing.
- Dinkla AM, Wolterink JM, Maspero M, Savenije MHF, Verhoeff JJC, Seravalli E, Isgum I, Seevinck PR, and van den Berg CAT. 2018. MR-Only Brain Radiation Therapy: Dosimetric Evaluation of Synthetic CTs Generated by a Dilated Convolutional Neural Network. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 102 (4): 801-812.
- Dosanjh M, Aggarwal A, Pistenmaa D, Amankwaa-Frempong E, Angal-Kalinin D, Boogert S, Brown D, Carlone M, Collier P, Court L, Di MA, Van DJ, Grover S, Jaffray DA, Jamieson C, Khader J, Konoplev I, Makwani H, McIntosh P, Militsyn B, Palta J, Sheehy S, Aruah SC, Syratchev I, Zubizarreta E, and Coleman CN. 2019. Developing Innovative, Robust and Affordable Medical Linear Accelerators for Challenging Environments. *Clin. Oncol (R. Coll. Radiol)* 31 (6): 352-355.
- Dube S, van de Kamer JB, and Rong Y. 2017. Globalism versus Nationalism in Medical Physics. *J Appl. Clin. Med. Phys* 18 (3): 5-8.
- El Naqa I, and Murphy MJ. 2015. What is Machine Learning? In *Machine Learning in Radiation Oncology*, eds I El Naqa, R Li and M Murphy, 3-11. New York: Springer International.
- Fiorino C, Guckemberger M, Schwarz M, van der Heide UA, and Heijmen B. 2020. Technology-driven research for radiotherapy innovation. *Mol. Oncol.* doi: 10.1002/1878-0261.12659.
- Frey K, Unholtz D, Bauer J, Debus J, Min CH, Bortfeld T, Paganetti H, and Parodi K. 2014. Automation and uncertainty analysis of a method for in-vivo range verification in particle therapy. *Phys Med. Biol* 59 (19): 5903-5919.
- Gao S, Netherton T, Chetvertkov MA, Li Y, Court LE, Simon WE, Shi J, and Balter PA. 2019. Acceptance and verification of the Halcyon-Eclipse linear accelerator-treatment planning system without 3D water scanning system. *J Appl. Clin. Med. Phys* 20 (10): 111-117.
- Goitein M. 1985. Calculation of the uncertainty in the dose delivered during radiation therapy. *Med. Phys* 12 (5): 608-612.

Grau C, Defourny N, Malicki J, Dunscombe P, Borrás JM, Coffey M, Slotman B, Bogusz M, Gasparotto C, Lievens Y, Kokobobo A, Sedlmayer F, Slobina E, Feyen K, Hadjieva T, Odrázka K, Grau EJ, Jaal J, Bly R, Chauvet B, Willich N, Polgar C, Johannsson J, Cunningham M, Magrini S, Atkocius V, Untereiner M, Pirotta M, Karadjinovic V, Leverages S, Sladowski K, Lurdes TM, Segedin B, Rodriguez A, Lagerlund M, Pastoors B, Hoskin P, Vaarkamp J, and Cleries SR. 2014. Radiotherapy equipment and departments in the European countries: final results from the ESTRO-HERO survey. *Radiother. Oncol* 112 (2): 155-164.

Grossmann P, Gutman DA, Dunn WD, Jr., Holder CA, and Aerts HJ. 2016. Imaging-genomics reveals driving pathways of MRI derived volumetric tumor phenotype features in Glioblastoma. *BMC. Cancer* 16: 611.

Hainfeld JF, Slatkin DN, and Smilowitz HM. 2004. The use of gold nanoparticles to enhance radiotherapy in mice. *Phys Med. Biol* 49 (18): N309-N315.

Hassan I, Kotrotsou A, Bakhtiari AS, Thomas GA, Weinberg JS, Kumar AJ, Sawaya R, Luedi MM, Zinn PO, and Colen RR. 2016. Radiomic Texture Analysis Mapping Predicts Areas of True Functional MRI Activity. *Sci. Rep.* 6: 25295.

Helmbrecht S, Kuess P, Birkfellner W, Enghardt W, Stutzer K, Georg D, and Fiedler F. 2015. Systematic analysis on the achievable accuracy of PT-PET through automated evaluation techniques. *Z. Med. Phys* 25 (2): 146-155.

Holdsworth C, Hummel-Kramer SM, and Phillips M. 2011. Scripting in radiation therapy: an automatic 3D beam-naming system. *Med. Dosim.* 36 (3): 272-275.

Huang P, Park S, Yan R, Lee J, Chu LC, Lin CT, Hussien A, Rathmell J, Thomas B, Chen C, Hales R, Ettinger DS, Brock M, Hu P, Fishman EK, Gabrielson E, and Lam S. 2018. Added Value of Computer-aided CT Image Features for Early Lung Cancer Diagnosis with Small Pulmonary Nodules: A Matched Case-Control Study. *Radiology* 286 (1): 286-295.

International Atomic Energy Agency (IAEA). 2004. *Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer*, IAEA TRS-430. Vienna, Austria: International Atomic Energy Agency.

International Atomic Energy Agency (IAEA). 2016. *Accuracy Requirements and Uncertainties in Radiotherapy*. Human Health Series No. 31. Vienna, Austria: International Atomic Energy Agency.

Ishikawa M, Yamaguchi S, Tanabe S, Bengua G, Sutherland K, Suzuki R, Miya, to N, Nishijima K, Katoh N, and Shirato H. 2010. Conceptual Design of PET-linac System for Molecular-guided Radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 78 (3 Suppl): S674.

Jacobs M, Boersma L, Dekker A, Swart R, Lambin P, De RD, Verhaegen F, Stultiens J, Ramaekers B, and van MF. 2017. What is the impact of innovation on output in healthcare with a special focus on treatment innovations in radiotherapy? A literature review. *Br. J Radiol* 90 (1079): 20170251.

Jaffray DA, Bissonnette J-P, and Craig T. 2005. X-ray Imaging for Verification and Localization in Radiation Therapy. In *The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists*, Volume 2, ed J Van Dyk, 260-284. Madison, WI: Medical Physics Publishing.

Jarrett D, Stride E, Vallis K, and Gooding MJ. 2019. Applications and limitations of machine learning in radiation oncology. *Br. J Radiol* 92 (1100): 20190001.

Kansagra AP, Yu JP, Chatterjee AR, Lenchik L, Chow DS, Prater AB, Yeh J, Doshi AM, Hawkins CM, Heilbrun ME, Smith SE, Oselkin M, Gupta P, and Ali S. 2016. Big Data and the Future of Radiology Informatics. *Acad. Radiol* 23 (1): 30-42.

Kearney V, Haaf S, Sudhyadhom A, Valdes G, and Solberg TD. 2018. An unsupervised convolutional neural network-based algorithm for deformable image registration. *Phys Med. Biol* 63 (18): 185017.

- Krishnamoorthy J, Salame-Alfie A, and O'Connell J. 2014. An analysis of radiation therapy medical events in New York State: the role of the state radiation programs in patient safety. *Health Phys* 106 (5 Suppl 2): S71-S77.
- Lawrence JH. 1957. Proton irradiation of the pituitary. *Cancer* 10 (4): 795-798.
- Li XA, Alber M, Deasy JO, Jackson A, Ken Jee KW, Marks LB, Martel MK, Mayo C, Moiseenko V, Nahum AE, Niemierko A, Semenenko VA, and Yorke ED. 2012. The use and QA of biologically related models for treatment planning: short report of the TG-166 of the therapy physics committee of the AAPM. *Med. Phys* 39 (3): 1386-1409.
- Lievens Y, Defourny N, Coffey M, Borrás JM, Dunscombe P, Slotman B, Malicki J, Bogusz M, Gasparotto C, Grau C, Kokobobo A, Sedlmayer F, Slobina E, Coucke P, Gabrovski R, Vosmik M, Eriksen JG, Jaal J, Dejean C, Polgar C, Johannsson J, Cunningham M, Atkocius V, Back C, Pirota M, Karadjinovic V, Levernes S, Maciejewski B, Trigo ML, Segedin B, Palacios A, Pastoors B, Beardmore C, Erridge S, Smyth G, and Cleries SR. 2014. Radiotherapy staffing in the European countries: final results from the ESTRO-HERO survey. *Radiother. Oncol* 112 (2): 178-186.
- Lievens Y, and Grau C. 2012. Health economics in radiation oncology: introducing the ESTRO HERO project. *Radiother. Oncol* 103 (1): 109-112.
- Malicki J, Bly R, Bulot M, Godet JL, Jahnen A, Krengli M, Maingon P, Prieto MC, Skrobala A, Valero M, and Jarvinen H. 2018. Patient safety in external beam radiotherapy, results of the ACCIRAD project: Recommendations for radiotherapy institutions and national authorities on assessing risks and analysing adverse error-events and near misses. *Radiother. Oncol* 127 (2): 164-170.
- Martin O, Schaarschmidt BM, Kirchner J, Suntharalingam S, Grueneisen J, Demircioglu A, Heusch P, Quick HH, Forsting M, Antoch G, Herrmann K, and Umutlu L. 2020. PET/MRI versus PET/CT in whole-body staging: results from a unicenter observational study in 1003 subsequent examinations. *J Nucl. Med.* 61(8):1131-1136.
- Moore GE. 1965. "Cramming more components onto integrated circuits (Accessed 2020-04-01)." Available from <https://drive.google.com/file/d/0By83v5TWkGjvQkpBcXJKT1I1TTA/view>.
- Moore KL, Kagadis GC, McNutt TR, Moiseenko V, and Mutic S. 2014. Vision 20/20: Automation and advanced computing in clinical radiation oncology. *Med. Phys* 41 (1): 010901.
- Nasief H, Hall W, Zheng C, Tsai S, Wang L, Erickson B, and Li XA. 2019a. Improving Treatment Response Prediction for Chemoradiation Therapy of Pancreatic Cancer Using a Combination of Delta-Radiomics and the Clinical Biomarker CA19-9. *Front Oncol* 9: 1464.
- Nasief H, Zheng C, Schott D, Hall W, Tsai S, Erickson B, and Allen L, X. 2019b. A machine learning based delta-radiomics process for early prediction of treatment response of pancreatic cancer. *NPJ. Precis. Oncol* 3: 25.
- Netherton T, Li Y, Gao S, Klopp A, Balter P, Court LE, Scheuermann R, Kennedy C, Dong L, Metz J, Mihailidis D, Ling C, Young LM, Constantin M, Thompson S, Kauppinen J, and Uusitalo P. 2019. Experience in commissioning the halcyon linac. *Med. Phys* 46 (10): 4304-4313.
- Nystrom H, and Thwaites DI. 2008. Physics and high-technology advances in radiotherapy: are they still worth it? *Radiother. Oncol* 86 (1): 1-3.
- Olivera GH, Shepard DM, Ruchala K, Aldridge JS, Kapatoes J, Fitchard EE, Reckwerdt PJ, Fang G, Balog J, Zachman J, and Mackie TR. 1999. Tomotherapy. In *The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists*, ed J Van Dyk, 522-587. Madison, WI: Medical Physics Publishing.
- Parekh VS, and Jacobs MA. 2020. Multiparametric radiomics methods for breast cancer tissue characterization using radiological imaging. *Breast Cancer Res. Treat.* 180 (2): 407-421.

Peng L, Parekh V, Huang P, Lin DD, Sheikh K, Baker B, Kirschbaum T, Silvestri F, Son J, Robinson A, Huang E, Ames H, Grimm J, Chen L, Shen C, Soike M, McTyre E, Redmond K, Lim M, Lee J, Jacobs MA, and Kleinberg L. 2018. Distinguishing True Progression From Radionecrosis After Stereotactic Radiation Therapy for Brain Metastases With Machine Learning and Radiomics. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 102 (4): 1236-1243.

Pillai M, Adapa K, Das SK, Mazur L, Dooley J, Marks LB, Thompson RF, and Chera BS. 2019. Using Artificial Intelligence to Improve the Quality and Safety of Radiation Therapy. *J Am. Coll. Radiol* 16 (9 Pt B): 1267-1272.

Podgorsak EB, and Podgorsak MB. 1999. Stereotactic irradiation. In *The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists*, ed J Van Dyk, 589-639. Madison, WI: Medical Physics Publishing.

Purdie TG, Dinniwell RE, Letourneau D, Hill C, and Sharpe MB. 2011. Automated planning of tangential breast intensity-modulated radiotherapy using heuristic optimization. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 81 (2): 575-583.

Rancoule C, Magne N, Vallard A, Guy JB, Rodriguez-Lafrasse C, Deutsch E, and Chargari C. 2016. Nanoparticles in radiation oncology: From bench-side to bedside. *Cancer Lett.* 375 (2): 256-262.

Reuze S, Schernberg A, Orlhac F, Sun R, Chargari C, Dercle L, Deutsch E, Buvat I, and Robert C. 2018. Radiomics in Nuclear Medicine Applied to Radiation Therapy: Methods, Pitfalls, and Challenges. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 102 (4): 1117-1142.

Rigaud B, Simon A, Castelli J, Lafond C, Acosta O, Haigron P, Cazoulat G, and de CR. 2019. Deformable image registration for radiation therapy: principle, methods, applications and evaluation. *Acta Oncol* 58 (9): 1225-1237.

Ritchie H. 2019. "Cancer Death Rates are Falling; Five-Year Survival Rates are Rising." Available from <https://ourworldindata.org/cancer-death-rates-are-falling-five-year-survival-rates-are-rising>.

Schulz, R.J., Verellen, D.L.J., Orton, C.G. 2007. Point/Counterpoint. Future developments in external beam radiotherapy will be unlikely to significantly improve treatment outcomes over those currently achieved with 3D-conformal and IMRT treatments. *Med. Phys.* 34(8): 123-126.

Shalf J. 2020. The future of computing beyond Moore's Law. *Philos. Trans. A Math. Phys Eng Sci.* 378 (2166): 20190061.

Stanhope C, Wu QJ, Yuan L, Liu J, Hood R, Yin FF, and Adamson J. 2015. Utilizing knowledge from prior plans in the evaluation of quality assurance. *Phys Med. Biol* 60 (12): 4873-4891.

Suit H. 2002. The Gray Lecture 2001: coming technical advances in radiation oncology. *Int. J. Radiat Oncol Biol. Phys.* 53 (4): 798-809.

Symonds P, and Jones GDD. 2019. FLASH Radiotherapy: The Next Technological Advance in Radiation Therapy? *Clin. Oncol (R. Coll. Radiol)* 31 (7): 405-406.

TechTarget. 2020. "Artificial intelligence (Accessed 2020-03-23)." Available from <https://searchenterprise-ai.techtarget.com/definition/AI-Artificial-Intelligence>.

Teckie S, McCloskey SA, and Steinberg ML. 2014. Value: a framework for radiation oncology. *J Clin. Oncol* 32 (26): 2864-2870.

Thorwarth D. 2018. Biologically adapted radiation therapy. *Z. Med. Phys* 28 (3): 177-183.

Tseng HH, Luo Y, Ten Haken RK, and El N, I. 2018. The Role of Machine Learning in Knowledge-Based Response-Adapted Radiotherapy. *Front Oncol* 8: 266.

- United Nations. 2018. United Nations Sustainable Development Goals. Available from <https://www.un.org/sustainabledevelopment/>.
- Unkelbach J, Alber M, Bangert M, Bokrantz R, Chan TCY, Deasy JO, Fredriksson A, Gorissen BL, van HM, Liu W, Mahmoudzadeh H, Nohadani O, Siebers JV, Witte M, and Xu H. 2018. Robust radiotherapy planning. *Phys Med. Biol* 63 (22): 22TR02.
- Vallieres M, Freeman CR, Skamene SR, and El N, I. 2015. A radiomics model from joint FDG-PET and MRI texture features for the prediction of lung metastases in soft-tissue sarcomas of the extremities. *Phys Med. Biol* 60 (14): 5471-5496.
- Van Dyk, J. (ed), 1999, 2005, 2013, 2020. *The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists*. Volumes 1-4. Madison, WI: Medical Physics Publishing.
- Van Dyk J, and Battista JJ. 2013. Technology Evolution in the Twenty-first Century. In *The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists*. Volume 3., ed J Van Dyk, 1-24. Madison, WI: Medical Physics Publishing.
- Van Dyk J, Battista JJ, and Bauman GS. 2013. Accuracy and Uncertainty Considerations in Modern Radiation Oncology. In *The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists*. Volume 3., ed J Van Dyk, 361-415. Madison, WI: Medical Physics Publishing.
- Van Dyk J, Zubizarreta E, and Lievens Y. 2017. Cost evaluation to optimise radiation therapy implementation in different income settings: A time-driven activity-based analysis. *Radiother. Oncol* 125 (2): 178-185.
- Van Dyk J. 2005. Advances in Modern Radiation Therapy. In *The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists*. Volume 2, ed J Van Dyk, 1-29. Madison, WI: Medical Physics Publishing.
- Wang C, Zhu X, Hong JC, and Zheng D. 2019. Artificial Intelligence in Radiotherapy Treatment Planning: Present and Future. *Technol. Cancer Res. Treat.* 18: 1533033819873922.
- Wikipedia. 2020. "Radiomics (Accessed 2020-03-29)." Available from <https://en.wikipedia.org/wiki/Radiomics>.
- Wong E, Van Dyk J, Battista JJ, Barnett RB, and Munro PN. 1997. Uncertainty Analysis: A Guide to Optimization in Radiation Treatment Planning. In *Proceedings of the XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiotherapy*, eds DD Leavitt and G Starkschall, 259-261. Madison, WI: Medical Physics Publishing.
- World Health Organization (WHO). 2020. NCD mortality and morbidity. Available from [https://www.who.int/gho/ncd/mortality\\_morbidity/en/](https://www.who.int/gho/ncd/mortality_morbidity/en/).
- Xhaferllari I, Wong E, Bzdusek K, Lock M, and Chen J. 2013. Automated IMRT planning with regional optimization using planning scripts. *J Appl. Clin. Med. Phys* 14 (1): 4052.
- Yan D, and Georg D. 2018. Adaptive radiation therapy. *Z. Med. Phys* 28 (3): 173-174.
- Yan D, Vicini F, Wong J, and Martinez A. 1997. Adaptive radiation therapy. *Phys Med. Biol* 42 (1): 123-132.
- Yip SS, Coroller TP, Sanford NN, Huynh E, Mamon H, Aerts HJ, and Berbeco RI. 2016. Use of registration-based contour propagation in texture analysis for esophageal cancer pathologic response prediction. *Phys Med. Biol* 61 (2): 906-922.

# CAPÍTULO 1

## A BASE CIENTÍFICA DA MEDIÇÃO DAS GRANDEZAS ASSOCIADAS ÀS FONTES DE RADIAÇÕES IONIZANTES

Carlos Eduardo de Almeida

### 1. INTRODUÇÃO

Durante os primeiros usos dos raios X, a quantidade de radiação dada a um paciente era limitada pela observação da reação de sua pele. Ou seja, a pele servia como órgão crítico e “dosímetro biológico” ao mesmo tempo, no qual o *constraint* era a descamação seca ou úmida ou a radionecrose. Esse parâmetro era, sem dúvida, bastante qualitativo, pois dependia da percepção de cada médico e da diferença de resposta de cada paciente, o que tornava difícil a comparação de resultados clínicos. As primeiras medições físicas foram realizadas ainda na década de 1920, com o uso de um simples eletroscópio (Figura 1).

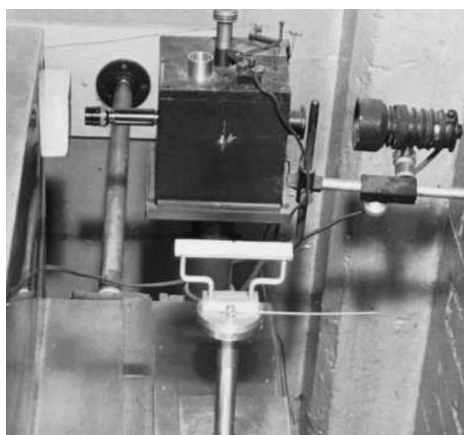


Figura 1 – Eletroscópio de folhas de ouro.  
Fonte: Dorsey (1927).

Em seguida, as primeiras câmaras de ionização permitiram medir a corrente e a carga resultante da ionização no ar, possibilitando uma melhoria significativa na exatidão da medição da grandeza usada à época. Essa medição exigia o uso de uma série de fatores de correção, a fim de correlacionar a medição no ar com a dose no tecido humano. A radioterapia moderna vem utilizando técnicas complexas, e sua implantação requer cuidados especiais desde o comissionamento do equipamento, a implementação do sistema de planejamento e sua validação, o treinamento do pessoal e a instituição de um programa de garantia da qualidade de todo o processo.

Essa consideração preliminar é reforçada pelos dados relatados por Das et al. (2008), que revelam uma variação importante entre os valores de dose prescrita e administrada. Nesse estudo foram envolvidos cinco centros de radioterapia e 803 pacientes com tumores, dos quais, 12% eram de cérebro, 26% de cabeça e pescoço e 62% de próstata. Como resultado, 36% dos pacientes receberam uma dose

superior a 10% daquela prescrita, enquanto 64 % receberam uma dose inferior a 10%. Nos cinco centros, consistentemente, os tumores de próstata obtiveram as menores variações, enquanto os tumores de cabeça e pescoço as maiores. Adicionalmente, um estudo relatado por Ibott (2008) indica que a dosimetria clínica para novas modalidades de tratamento ainda precisa de rápidos progressos que garantam uma melhor exatidão.

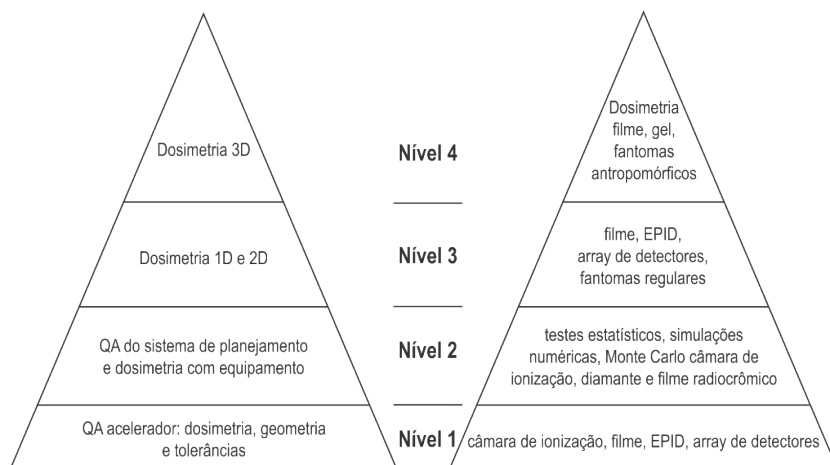


Figura 2 – Pirâmide de níveis de dosimetria.

Fonte: de Almeida (2012).

O conceito piramidal apresentado na Figura 2 foi introduzido recentemente, propondo uma correlação entre vários níveis de ação e procedimentos dosimétricos como parte integrante de um Programa de Garantia da Qualidade (GQ) que inclui uma Programa de Controle da Qualidade (CQ) associado por exemplo em IMRT de Almeida (2012; Low et all. (2011).

Cada nível está baseado na estabilidade do nível mais abaixo, sendo sugerido o procedimento associado. Os dois níveis inferiores podem fazer parte dos procedimentos de (CQ) periódicos do equipamento utilizado para o planejamento e tratamento. Para um programa de (GQ) de uma nova proposta clínica como IMRT, pode-se começar os testes no topo, aplicando uma verificação dosimétrica de um tratamento inteiro, e, em seguida, pode-se passar a níveis mais baixos, caso a verificação dosimétrica revele discrepâncias inaceitáveis entre o planejado e o executado no momento do tratamento.

Assim, é importante descrever e discutir os princípios, as aplicações, as características e as limitações dos sistemas dosimétricos disponíveis no momento, de uma forma simples e objetiva, complementando com “dicas” e exercícios de fixação para cada situação específica.

As formas mais complexas de distribuição de dose (3D), presentes em IMRT, VMAT, SABRT, FLASH e Radiocirurgia, incluem regiões de alto gradiente de dose, mesmo no volume alvo. Associadas a diferentes estratégias de tratamento, é importante uma revisão

dos métodos de medição usados, por exemplo, nas técnicas conformal usando as novas opções tecnológicas de filtros compensadores tais como, Flatening Filter Free (FFF), filtros dinâmicos e campos pequenos, que neste caso fogem às condições de referência preconizadas nos protocolos de dosimetria.

**Dica:**

- Entender as aplicações e limitações de um determinado sistema de medição é fundamental para garantir a qualidade da medição e a segurança do diagnóstico e do tratamento.

Observar as doses cumulativas, em vez de segmentos individuais, deve ser um dos parâmetros do programa de garantia da qualidade, com medições de dose e registros quantitativos confiáveis que permitam validar a localização espacial dos gradientes de dose.

Nos procedimentos com a técnica conformal, como os feixes de radiação são estáticos, significa que o *gantry*, a mesa, os colimadores e os modificadores de feixe permanecem estacionários durante cada exposição. Dessa forma, a caracterização física do feixe é bem mais simples e pode ser realizada com câmaras de ionização fazendo varreduras ao longo do feixe, de forma a atribuir valores aos espaços entre os pontos de medição por meio de uma interpolação simples.

Entretanto, as técnicas IMRT, VMAT e SBRT são processos dinâmicos em que a fluência de energia incidente e a forma do feixe podem variar ao mesmo tempo durante o tratamento, criando para os sistemas de varredura um problema prático na realização da medição.

**Dica:**

- Para realizar medição de dose absorvida é importante usar sistemas dosimétricos que integrem em capacitores de alta performance o sinal ou a corrente, num determinado intervalo de tempo.

A variabilidade de sistemas de medição disponíveis no mercado, cada um com suas particularidades, pontos fortes e fracos, a complexidade dos campos de radiação e a natureza temporal da entrega da dose exigem uma análise cuidadosa quando da sua aquisição, uso e, em especial, na interpretação dos resultados, de forma a obter-se a maior exatidão possível nos valores das grandezas medições.

## 2. O PAPEL DA METROLOGIA NA ÁREA DE USO DAS RADIAÇÕES IONIZANTES

A pergunta “o que é metrologia?” possui inúmeras respostas, mas uma delas, que parece ser a mais completa, define metrologia como a ciência e a “arte” da medição que engloba determinações teóricas e experimentais, com um determinado nível de incerteza como em qualquer campo da ciência e da tecnologia de Almeida (2012).

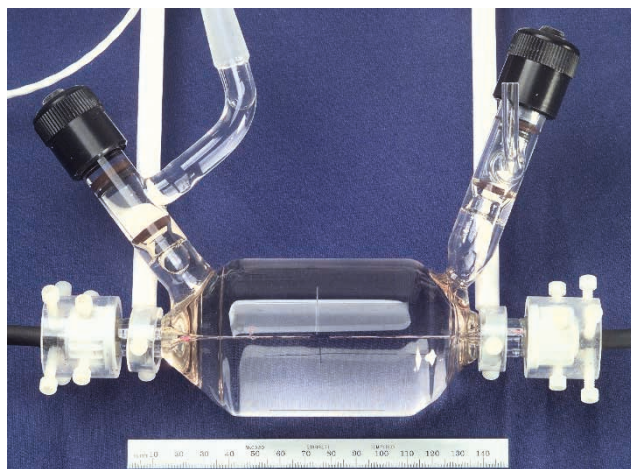


Figura 3 – O projeto e construção do coração calorímetro de água pode sim ser considerado uma obra de arte.

Fonte: Autor.

Seguindo esse princípio, a questão que se coloca é a seguinte: “Por que precisamos da metrologia?”. Na verdade, a medição científica não é algo restrito aos pesquisadores, pois ela é vital para toda sociedade, fazendo parte de uma rede, muitas vezes invisível, de múltiplas interseções de serviços, produtos e comunicação que dependem da metrologia para terem seus resultados eficientes e confiáveis de Almeida (2012).

Por exemplo, o sucesso econômico das nações depende da habilidade dos fabricantes e empreendedores de terem seus produtos testados e aprovados, estando em conformidade com normas estabelecidas internacionalmente.

Os avanços tecnológicos e sociais que a metrologia trouxe, como no sistema de navegação por satélite e sua correlação com a localização exata do usuário, permitem, por exemplo, que um avião pouse até com visibilidade limitada. Em consequência desses avanços, os consumidores aprendem a confiar na quantidade de gasolina que uma bomba de combustível lhes fornece, na leitura do peso nas embalagens, no sistema que mede a pressão arterial, nas previsões do tempo, entre muitas outras.

Mas o tema abordado nesta publicação está na realidade muito mais voltado para a qualidade de vida do ser humano, em especial do paciente que busca um diagnóstico ou tratamento através do uso de fontes de radiação. Nesse caso os princípios metrologias usados para medir as doses de uma dada radiação usadas nos exames diagnósticos ou no tratamento estão diretamente associada à saúde humana. A habilidade crítica de se fazer um bom diagnóstico e um bom tratamento depende também da dose de radiação utilizada além de outros parâmetros.

A evolução da metrologia busca responder rapidamente para a sociedade as demandas de garantia e confiança na qualidade dos serviços e produtos comercializados. Dessa forma, um acordo entre as nações estabeleceu em 1875 a “Convenção do Metro”, criando uma base comum de medição entre a nações signatárias, incluindo o Brasil, e estabelecendo assim uma coerência para identificar e medir as grandezas e unidades Giacomo, (1987).

Um episódio histórico, resultado de uma sociedade cada vez mais exigente, fez com que, a pedido de Napoleão, fossem instalados, em 16 diferentes locais em Paris, padrões do metro que seguissem as diretrizes da “Convenção do Metro”.

Na Figura 4, podemos conferir um exemplar desse padrão, em que os dois pontos de uma marca metálica reta significava a distância de 1 (um) metro, e uma placa ao lado que certifica o valor estabelecido.



Figura 4 – Último metro fixado na parede adjacente ao Senado da França, em Paris.

Fonte: de Almeida (2010).

Em 1889, uma barra de platina-irídio que representava o acordado protótipo do metro (Figura 5) foi depositada nos Arquivos da República da França. Essa medição foi definida por convenção, com base nas dimensões da Terra, equivalendo à décima milionésima parte do quadrante de um meridiano terrestre.



Figura 5 – Barra de platina-irídio do protótipo do metro.

Fonte: Giacomo (1987).

Em 1963, a medição foi modificada pela 17ª Conferencia Geral de Pesos e Medições, em que o metro passou a ter como definição “o comprimento equivalente ao percorrido pela luz no vácuo durante o intervalo de tempo correspondente a  $1/299.792.458$  de segundo” Giacomo, (1987).

O Comitê Internacional de Pesos e Medições (CIPM) criou uma série de Comitês Consultivos (CC), reunindo os melhores especialistas em suas respectivas áreas, que atuam como consultores sobre questões técnicas e científicas.

Entre as tarefas dos CC estão as avaliações detalhadas dos avanços na Física que influenciam diretamente a Metrologia, a preparação das recomendações para discussão no CIPM, a organização das comparações-chave internacionais de padrões, coordenadas pelo BIPM vem como orientam o CIPM sobre os trabalhos científicos que devem ser conduzidos nos laboratórios do BIPM.

Devido a demanda crescente de uniformização dos processos e procedimentos na rede metrológica ligada ao uso de fontes de radiação em especial na medicina e na industria, em 1958 foi criado o Comitê Consultativo para Radiações Ionizantes (CCRI).

Em 1988, no Bureau International des Poids et Mesures (BIPM), 38 dirigentes dos Institutos Nacionais de Metrologia (NMI) assinaram um acordo e se comprometeram a participar do “Reconhecimento mútuo dos padrões nacionais de medição e certificados de calibração emitidos por Institutos Nacionais de Metrologia (RMA) que detem padrões nacionais rastreados ao BIPM. BIPM(1999).

Quantitativamente, este reconhecimento é expresso pelo desvio relativo em relação ao valor de referência da comparação chave e pela sua incerteza, cujo nível de confiança deve

ser 95% com um fator de abrangência  $k=2$ .

A rede de metrologia funciona com uma estrutura fortemente hierárquica com as definições das unidades básicas de medição no topo do Sistema Internacional de Unidades (SI) seguido do BIPM, órgão designado como laboratório internacional responsável pela prática da metrologia com o maior grau de maior exatidão. Cabe ao BIPM disseminar as unidades do SI aos NMI dos países signatários da Convenção do Metro.

A fim de assegurar a rastreabilidade dos padrões e medidas dos laboratórios credenciados, os NMI devem participar, independentemente dos programas regionais, das comparações-chaves. Além disso, para garantir um sistema metrológico coerente e robusto, torna-se necessário que esses programas regionais sejam interligados com o programa de comparações-chave do BIPM.

Os programas regionais das comparações-chave estão organizados em seis grandes blocos denominados Organizações Regionais de Metrologia (RMO) e na nossa região é o Inter-American Metrology System (SIM).

Por iniciativa e financiamento da Agencia Internacional de Energia Atômica foi criada uma rede de Laboratórios Padrão Secundário (SSDL Network) em um numero enorme de países, cujo resultado foi uma melhoria considerável na qualidade metrológica desses países. Maiores sinofrmações serão apresentadas no Capítulo 9.

No Brasil, o IRD participa dessa rede desde 1974 sendo em 1989 designado pelo INMETRO como Laboratório Nacional com a responsabilidade de manter o padrão nacional e de disseminar as grandezas ao seis laboratórios credenciados e por fim ao usuários do país.

Os padrões primários que serão discutido em profundidade em capítulos deste livro são:

- Câmara de ar-livre
- Ionometria
- Calorimetria
- Dosimetria Fricke
- Padrões de radioatividade de baixa atividade e Banho de sulfato de manganês padrão para neutrons ambos fogem do escopo deste livro.

### **3. USO DE FONTES DE RADIAÇÃO PELO HOMEM**

Após descobrir um fenômeno que permitia visualizar o interior do corpo humano, curiosamente seu descobridor deu uma nota 10 (dez) a sua invenção, a qual foi designada pelo numeral romano “X”, sendo então denominada de feixe de raios X por Wilhelm Conrad Roentgen em 1895 (Figura 6)

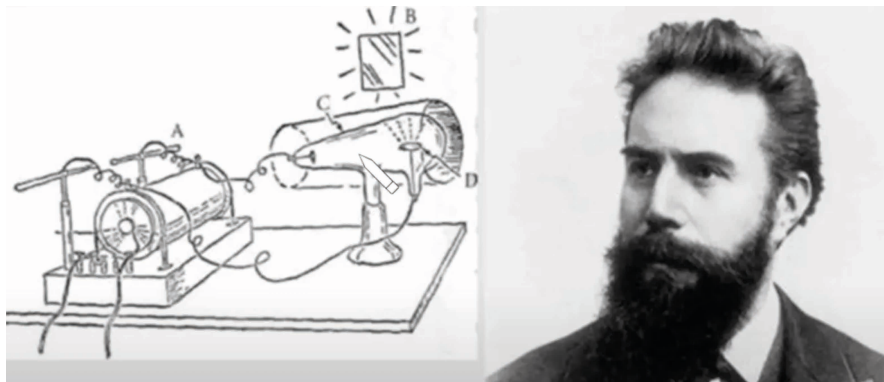


Figura 6 – Esquema típico do tubo que o Roentgen criou e produziu os raios-X.

Fonte: Web.

Em seguida, foram descobertos alguns radionuclídeos de interesse médico, como o  $^{226}\text{Ra}$ , iniciando uma corrida pela utilização dessas descobertas na prevenção e no tratamento de inúmeros pacientes desde indicação de casos estéticos, dermatológicos e de câncer.

Muitas das aplicações eram realizadas em uma mesma sala, como a mostrada na Figura 7, com pacientes de diferentes tipos de tratamento e necessidades sendo tratados ao mesmo tempo, sem nenhuma preocupação com a proteção do paciente vizinho nem do operador, pois pouco ainda se sabia dos efeitos da radiação.

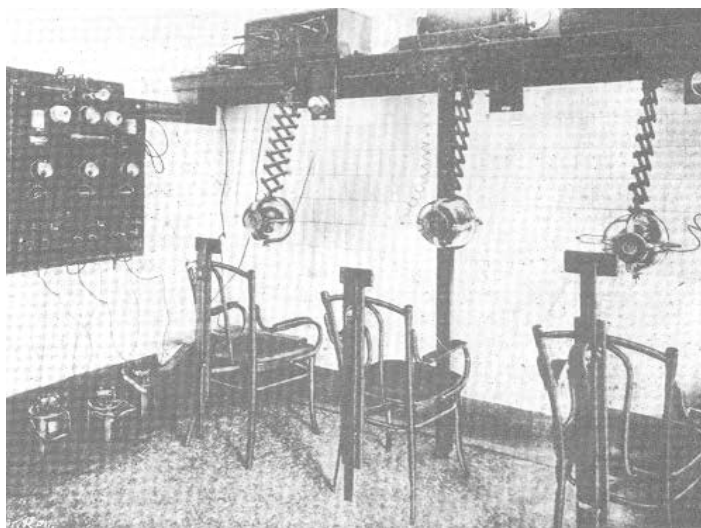


Figura 7 – Sala “coletiva” de radioterapia convencional com raios X no London Hospital.

Fonte: Mould (2018).

O tratamento com raios X, com energias entre 30 e 300 ou mesmo 400 kVp, proporcionava uma dose depositada na superfície de 100 %, enquanto os raios gama emitidos pelo  $^{60}\text{Co}$ , que começou a ser produzido artificialmente na década de 1950, tinha seu ponto de dose máxima em torno de 5 mm de profundidade, dependendo do tamanho de campo devido a sua maior energia.

Foi percebido que o uso indiscriminado das radiações ionizantes para diversos tratamentos deveria ser melhor investigado e quantificado, pois a reação da pele era o único indicador de dose fornecida ao tecido, seja por meio da descamação seca ou úmida da pele, chegando muitas vezes à necrose. Nesse caso, a interpretação era médico-dependente, pois não havia uma forma física de se medir a fluência de energia. Com o uso dos raios gama do  $^{60}\text{Co}$ , foi necessário fortalecer os sistemas de medição buscando outras formas de correlacionar a quantidade de radiação e o seu efeito.

Um caso de cura muito divulgado à época foi o da paciente Carcinoma Baso Celular, tratada em 1899 com 99 sessões durante o período de 6 meses, conforme Figura 8, cujo resultado foi registrado, 30 anos depois.

Este caso pôde servir de reflexão sobre o efeito positivo do tratamento e possivelmente devido ao longo fracionamento o dano as células normais em volta não foram significativos.

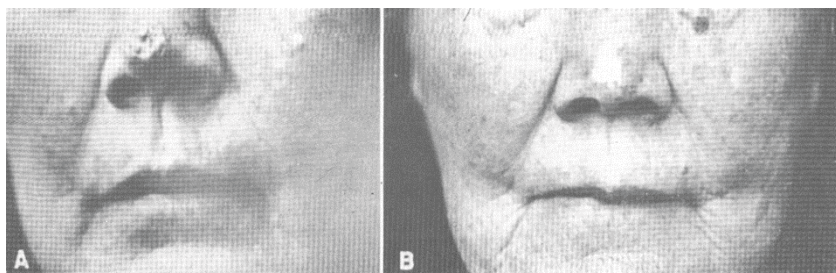


Figura 8 – A. Paciente com carcinoma basocelular tratada em 1899 com 99 sessões em 6 meses, B. Paciente revisada 30 anos depois.

Fonte: Mould (2018).

A comunidade científica ficou provocada e motivada a encontrar instrumentos ou equipamentos que pudessem detectar e quantificar a presença desse fenômeno, usando instrumentos mais sofisticados e mais exatos do que o eletroscópio, definindo melhor as grandezas e melhor correlação entre a quantidade de radiação e os seus efeitos.

Com a evolução dos componentes eletroeletrônicos e com a própria concepção das válvulas, circuitos impressos, diodos, capacitores, circuitos integrados, memórias, Wi-Fi, GPIB, câmaras de ionização, entre muitos outros detectores tornaram os sistemas

de medição cada vez mais confiáveis na tarefa de medir a dose recebida pelo paciente, trabalhador, e o público em geral. Na Figura 9, poderemos visualizar equipamentos desenvolvidos por alguns fabricantes, para a medição da corrente gerada no volume sensível da câmara ou através da sua integração em capacitores, resultado de uma busca contínua por instrumentos cada vez mais exatos e precisos em suas medições.



Figura 9 – Alguns dos eletrômetros encontrados no mercado que realizam medições de correntes e cargas muito baixas.

Fonte: Catálogo PTW (2021) e Catalogo Standard Imaging(2020).

Novos estudos e a evolução dos conceitos provenientes deste fenômeno de ionização de seus poderes de penetração na matéria, e de seus efeitos biológicos resultado do uso de fótons e elétrons, provocou um interesse grande, incluindo recentemente os prótons, neutrons e íons pesados. A Figura 10 mostra a capacidade de penetração na água de feixes de fótons com as três diferentes energias mais utilizadas na radioterapia e a Figura 11, mostra a penetração de feixes de elétrons na água.

**Fótons**

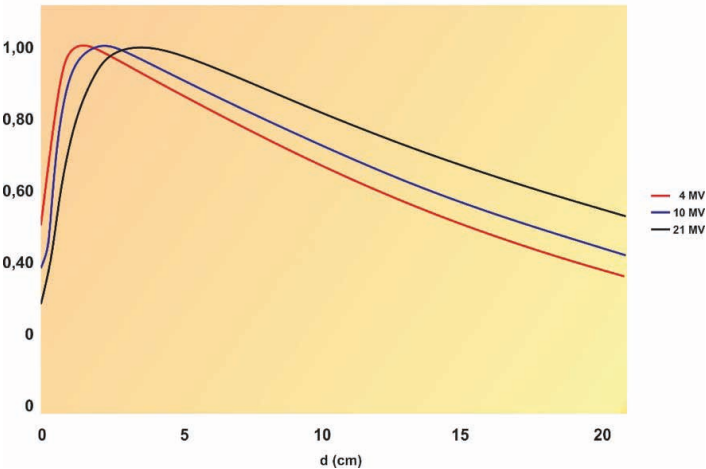


Figura 10 – Penetração de feixes de fótons com três diferentes energias e capacidade de penetração na água.

Fonte: de Almeida (1974)

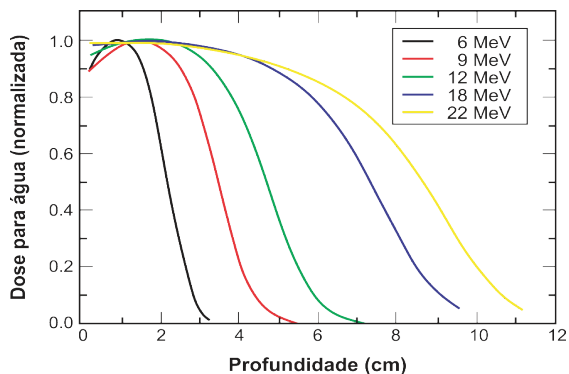


Figura 11 – Penetração de elétrons de várias energias no meio água.

Fonte: de Almeida and Almond (1974).

Com a utilização de aceleradores com feixes de elétrons e fótons de alta energia usando sistemas de colimação dinâmicos e técnicas de tratamento de forma adaptativa, temos uma eficiência cada vez mais avançada no tratamento de muitos tipos de tumores e uma redução da dose nos tecidos normais resultando na redução importante na morbidade causada pelo tratamento. Como resultado, as exigências com relação ao grau de exatidão final exigido na medição da dose e na dose entregue ao paciente aumentaram significativamente. Uma melhor uniformização dos processos e protocolos internacionais ajudam neste processo. Como medir, como interpretar as medições e como rastreá-las aos sistemas metrológico nacional e internacional.

Para a medição das radiações ionizantes, inúmeros modelos de câmaras de ionização estão disponíveis, com diferentes composições e dimensões e indicações bem específicas, conforme mostra a Figura 12, cujas particularidades serão discutidas a seguir.

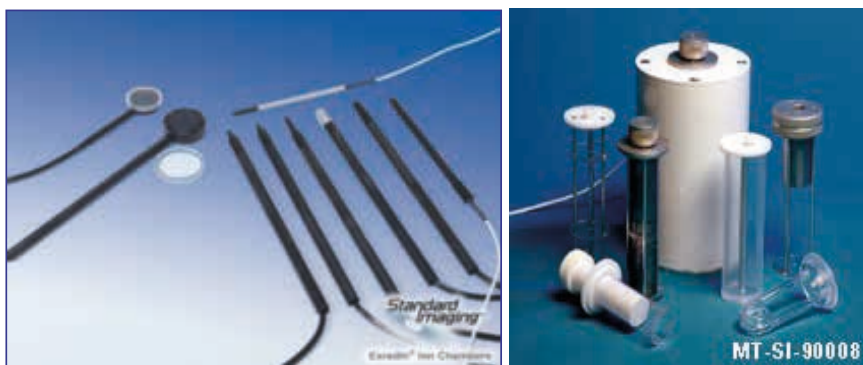


Figura 12 – Câmaras de ionização de diferentes configurações e aplicações . À esquerda câmaras usadas em feixes de fótons e electrons e à direita câmara tipo poço usadas nas fontes de braquiterapia.

Fonte: Catálogo Standard Imaging (2021).

#### 4. A UNIFORMIZAÇÃO DAS GRANDEZAS E UNIDADES

Continuando com a evolução dos conceitos aprendidos sobre a utilização das radiações ionizantes, no primeiro Congresso Internacional sobre Radiologia, em 1925, foi criada a ICRU, originalmente conhecida como International X Ray Unit Committee, que mais tarde passou a se chamar The International Committee for Radiological Units. Seus trabalhos foram iniciados a partir do segundo Congresso Internacional de Radiologia, em 1928, em Estocolmo. O Comitê tinha como objetivo principal propor uma unidade de medição a ser aplicada na medicina que na época foi definida como Exposição. Ver Capítulo 2.

Atualmente as grandezas dosimétricas aplicadas em radioterapia são bem específicas e correspondem às faixas de energias como apresentadas na Tabela 1.

| Faixa de Energia         |                                      | Grandeza       |
|--------------------------|--------------------------------------|----------------|
| Raios X de baixa energia | 10 – 50 keV                          | -              |
| Raios X de média energia | 50 – 300 keV                         | Kerma no ar    |
| Radionuclídeos           | $^{137}\text{Cs}$ e $^{60}\text{Co}$ | -              |
| -                        | $^{60}\text{Co}$                     | -              |
| Acelerador alta energia  | Raios X                              | Dose absorvida |
| -                        | Elétrons                             | -              |

Tabela 1 – Relação entre a faixa de energia e a grandeza que esta relacionada aos padrões primários usados na radioterapia.

Fonte: Autor.

Além da radioterapia, três grandes áreas estão diretamente associadas ao uso das radiações ionizantes:

- a medicina nuclear, que chega a atender cerca de 40 milhões de pacientes por ano mundialmente - número expressivo que faz despertar uma atenção cada vez maior em relação a medições das grandezas e suas incertezas nas atividades administradas que em geral são entre 0,2 e 20 MBq no diagnóstico e 0,2 e 2 GBq na prática de terapia;
- a radiologia, que beneficia cerca de 500 milhões de pacientes diagnosticados com raios X a cada ano em todo mundo, com uma dose absorvida entre 0,002 e 10 mGy e com incertezas dosimétricas ainda a serem melhoradas, cujos valores variam de acordo com os sistema de medições dos usuários e dos padrões usados no laboratórios de calibração.
- a proteção do trabalhador, mais de 11 milhões de pessoas que trabalham com fontes de radiação, suas doses individuais são continuamente monitoradas por conta de seu trabalho com radiação ionizantes e dos limites administrativos estabelecidos pelos órgãos licenciadores ex: CNEN. Os valores típicos se encontram na faixa de poucos micro-Sv até a faixa de 50 mili-Sv, com incertezas que variam de acordo com a faixa de dose entre 10 % e 5 % para a regiões de micro-Sv e mili-Sv respectivamente.

## 5. DEMANDA POR DOSIMETRIA DE ALTA QUALIDADE

### 5.1 A importância da metrologia nos estudos pré-clínicos

De acordo com a Organização Mundial da Saúde-OMS, (2018), as doenças não transmissíveis são atualmente responsáveis pela maioria das mortes no mundo. O câncer, por exemplo, representa 22 % das mortes anuais causadas por doenças não transmissíveis, com cerca de mais 10 milhões de óbitos notificados. Quanto à previsão para o século XXI, é consenso que o câncer lidere junto com as doenças neurológicas as causas de morte, configurando, assim, a principal barreira no aumento da expectativa de vida em todos os países do mundo.

A radioterapia é definida como o tratamento de neoplasias por meio do uso de radiações ionizantes, sendo uma das principais modalidades para o tratamento do câncer. Por outro lado, a radioterapia pré-clínica é definida como o estudo dos efeitos das radiações ionizantes nos sistemas biológicos, como a resposta de novos modelos tumorais e os diversos mecanismos envolvidos na morte celular. Os sistemas pré-clínicos usam feixes de radiação para irradiar pequenos animais ou células e necessitam de uma dosimetria com níveis aceitáveis de incerteza que permita validar as hipóteses de estudos pré-clínicos, a fim de aplicar o resultando em novos ensaios e protocolos para o tratamento do câncer na área clínica além de otimizar recursos materiais e humanos.

Diversas investigações evidenciam a existência de inconsistências consideráveis nos estudos pré-clínicos e nas pesquisas relacionadas ao câncer, sendo uma delas a falta de confiabilidade na dosimetria e no cálculo das doses, o que impossibilita a translação dos resultados para a área clínica Draeger et al., (2020); Desorosiers et al., (2013). Apenas cerca de um terço das pesquisas com animais publicadas são usadas para ensaios randomizados em humanos na área de radioterapia Hackam and Redelmeir, (2006). Dados pré-clínicos robustos e estratégias translacionais efetivas são fatores-chave para melhorar esses resultados.

O desenvolvimento dos sistemas irradiadores em pequenos animais, com a capacidade de simular os mais modernos procedimentos clínicos de irradiação, foi incentivado pelos rápidos avanços nas tecnologias de radioterapia. Esses dispositivos permitem a simulação precisa das técnicas de irradiação clínica, além de uma ampla variedade de estudos radiobiológicos, porém diversas particularidades, tanto mecânicas quanto das características dos feixes, fazem com que a dosimetria desses sistemas seja um desafio conforme relatado por Muñoz, Peixoto e de Almeida, (2019);

Determinar com qualidade e exatidão a dose de radiação, de forma que seja rastreada a rede metrológica, é fundamental para estabelecer uma relação entre a dose de radiação e a magnitude dos efeitos, além de possibilitar a comparação entre estudos de diversos centros.

Ao se planejar estudos radiobiológicos pré-clínicos, as metodologias devem ser tão próximas quanto possível dos requisitos e recomendações estabelecidas para a dosimetria de radiações na radioterapia clínica. A exatidão e precisão das medições da dose e da descrição dos detalhes da medição devem ser suficientemente claros para permitir que os resultados sejam interpretados, repetidos e validados entre laboratórios.

De acordo com o Nacional Institute of Standards and Technology (NIST) e outros autores como Pedersen et al. (2016), a grande maioria das publicações em radiobiologia carece de uma descrição detalhada da geometria de irradiação, das características físicas do feixe, dos equipamentos e das técnicas de dosimetria e, em especial, das incertezas das medições. Como consequência, a reprodutibilidade e confiabilidade ficam comprometidas, resultando na difícil replicação para os interesses de outros laboratórios ou para uso em ensaios clínicos.

No estudo de Draeger et al. (2020), em que foi avaliado o estado atual das informações de física experimental básica e os detalhes de dosimetria descritos na literatura científica, verificou-se que, dentre 1.758 artigos analisados - correspondentes a 469 periódicos avaliados por pares e de alto impacto -, apenas 1,2 % descrevem os padrões dosimétricos na calibração do rendimento da máquina e somente 15,9 % fazem descrições de medições dosimétricas, questionando-se que talvez isso seja um indicador de que poucos centros utilizam ou verificam experimentalmente a dose entregue dos seus irradiadores. O estudo de Muñoz, Peixoto e de Almeida (2019) com microirradiadores está no caminho de proporcionar uma melhora considerável na metodologia dos processos de medição, podendo resultar em desvios previamente observados de até 20% Seed et al. (2016) entre a dose planejada e a dose entregue nos estudos radiobiológicos envolvendo sistemas de microirradiadores. Está claro que uma única medição da dose (comumente usada) em um único ponto central é insuficiente para uma adequada caracterização dosimétrica.

Diversos estudos ressaltam a importância da metrologia das radiações, em especial na padronização dosimétrica dos processos usados na radiobiologia, evidenciando a necessidade de definir padrões para os procedimentos envolvidos nos experimentos tanto “in vitro quanto in vivo” Muñoz, Peixoto e de Almeida (2019).

A complexa dosimetria de campos pequenos esta apoiada em protocolos como o TRS#483 (2017) a fim de orientar e normalizar as aplicações para feixes de raios X de mega voltagem (MV) usadas na radiocirurgia de tumores intra e extra craneanos. Essas publicações estão principalmente orientadas para o uso de câmaras de ionização e detectores de estado sólido, assim como a medições com simuladores de água e sistemas de posicionamento de alta exatidão. Alguns detectores recomendados para dosimetria de campos pequenos de fótons de alta energia podem não ser apropriados para dosimetria de fótons de kV, porém os estudos relacionados à resposta e caracterização de diversos detectores utilizados na faixa energética dos kV são ainda escassos.

Nos irradiadores de pequenos animais na dosimetria dos campos de irradiação menores que  $10 \times 10 \text{ mm}^2$ , é necessário avançar nos estudos que facilitem a adoção de um CoP que padronize os procedimentos dosimétricos para medições na água ao nível de laboratório.

Uma das considerações mais importantes para a padronização na dosimetria pré-clínica é a correlação entre os campos pequenos de feixes de kV utilizados nos microirradiadores e os tamanhos de campos pequenos na radioterapia clínica, Muñoz, Peixoto e de Almeida (2019). A definição do tamanho como campo pequeno depende da qualidade do feixe e das dimensões do detector utilizados, sendo determinante nos estudos de caracterização dos detectores. (Ver Capítulo 7).

## **5.2 A importância da metrologia no resultado qualitativo das curvas de dose-resposta**

O planejamento da radioterapia se baseia implicitamente na probabilidade de controle tumoral (TCP) e na probabilidade de complicações dos tecidos normais (NTCP) resultado de uma dada distribuição de dose no alvo tumoral e nos tecidos adjacentes. O potencial de se usar modelos radiobiológicos que aplicam os conceitos de TCT e NTCP ainda muito limitado devido ao pouco conhecimento preditivo de resposta de cada tipo de tumor a uma dada dose, que ainda é conceitualmente muito complexo, pois além das incertezas no valor da dose, outros fatores influenciam a resposta de cada tumor e de cada paciente.

Os modelos radiobiológicos que consideram a forma sigmoide (NTCP), Poisson (TCP) descrevem de forma aproximada a morte celular e a repopulação tumoral como uma função linear quadrática.

Esses modelos incorporam informações de banco de dados para diferentes tecidos tumorais e normais, sendo o conhecimento do valor da dose um parâmetro fundamental para permitir uma interpretação correta dos resultados.

As aplicações potenciais incluem:

- Comparação de predições radiobiológicas de diferentes tipos de planos de tratamento;
- Comparação dos resultados previstos em diferentes situações clínicas usando, por exemplo, DVHs;
- Teste de modelos de previsão de resposta e de incertezas associadas a cada parâmetro, sendo o valor da dose um deles.

## **5.3 A importância da metrologia nas curvas análise de risco de formação de tumores radiogênicos**

Os estudos epidemiológicos buscam estabelecer uma correlação entre os efeitos das radiações em função da dose, tipos de radiação e do fracionamento; e estão sujeitos a várias fontes de incertezas interrelacionadas de forma complexa.

Muitos trabalhos estão sendo feitos para avaliar esse conjunto de incertezas e tentar por meio de uma análise estatística consistente prover uma interpretação mais realista dos dados.

O impacto dessas incertezas na análise da curva de dose-resposta depende do tipo de parâmetro considerado e da incerteza associada, seja de ordem estocástica ou determinística, que pode levar a subestimar os coeficientes de risco.

Erros grosseiros podem ocorrer quando uma dose única é usada para representar um grupo de pessoas - com doses reais e geometria de irradiação diferentes -, aumentando a possibilidade de uma conclusão com tendência para um dos lados.

Os estudos que propõem uma avaliação direta dos riscos com baixas doses, baixas taxas de dose e erros na dosimetria tendem mais a mascarar o efeito verdadeiro do que criar algo espúrio.

Além disso, erros clássicos que ocorrem na reprodução, em geral limitada ou quase inexistente, da geometria de irradiação e das incertezas associadas às medições aumentam muito o potencial de uma interpretação tendenciosa ou considerada por muitos como conservadora, na estimativa do risco. Por fim, tudo isso fica ainda mais comprometido com o enorme número de estudos com resultados conflitantes que envolvem baixas doses e baixos riscos.

Um esforço importante está relacionado à quantificação da grandeza biologicamente relevante da dose absorvida, de modo a permitir uma avaliação consistente da forma da curva de dose-resposta, estimar o risco por unidade de dose e determinar uma possível dependência de fatores, como taxa de dose, idade e sexo de cada indivíduo do grupo estudado.

Esses valores de risco podem sofrer algumas alterações pelo fato de serem resultado de estudos retrospectivos de exposições que ocorreram meses ou anos atrás, envolvendo muito parâmetros, alguns desconhecidos e/ou aproximados, aumentando as incertezas finais.

Nesse caso, o interesse é grande em correlacionar as incertezas na dosimetria e o seu impacto na interpretação das curvas de dose-resposta sem um número grande de inferências e conjecturas muitas vezes por demais subjetivas. Por outro lado, é importante que seja feita uma análise de risco envolvendo todo o processo de uso de uma determinada aplicação, a exemplo do que é sugerido para a radioterapia por Teixeira, de Almeida and Huq (2016).

O resultado é que a maioria dos estudos epidemiológicos que tentam estimar valores de risco, em especial para os que trabalham com fontes de radiação e para os pacientes submetidos a exames radiológicos, não possuem significância estatística para fazer essas distinções, e as incertezas na dosimetria dificultam ainda mais o avanço na área.

Por ultimo, deve ser mencionado a dificuldade de uso e interpretação de uma enorme quantidade de grandezas usadas na radioproteção algumas com distinções muito específicas porme muito próximas. Abel, de Almeida e Spanos (2016).

Uma reflexão importante pode ser lida sobre os desafios discutidos recentemente nas áreas de metrologia no Capítulo 8, na área de radioproteção e suas grandezas no Capítulo 28.

## 6. DESAFIOS AINDA A SEREM VENCIDOS

É de conhecimento de todos os laboratórios, e também de toda a comunidade científica, usuários desses sistemas, clínicas e hospitais, a necessidade constante de avaliar as incertezas das medições das grandezas físicas de interesse.

Os desafios mais importantes são:

1. Trabalhar para a implantação formal de uma rede metrológica de laboratórios reconhecida pelo INMETRO para as grandezas aplicáveis à radioterapia, ao diagnóstico, à medicina nuclear e à radioproteção;
2. Incentivar uma maior participação dos laboratórios nas intercomparações de seus padrões;
3. Estimular o desenvolvimento de padrões para medições de técnicas híbridas de imagem, como PET-MRI etc.;
4. O uso de campos de radiação cada vez menores exigem um maior conhecimento teórico e prático da interação das radiações ionizantes com o meio, envolvendo a falta de equilíbrio eletrônico lateral e sinais de corrente muito pequenos, desafiando os valores das fugas elétricas e a interferência física do detector no campo de radiação.

Todas as aplicações que envolvem o uso da radiação ionizante requerem um alto grau de confiabilidade nos valores medidos, por isso é importante:

### ***Dicas:***

- Escolher o instrumento adequado;
- Conhecer os limites de sua utilização e a sua resposta a diferentes feixes, energias, doses e taxas de dose;
- Calibrar e rastrear o instrumento periodicamente à rede metrológica;
- Usar formalismos que inclua fatores de correção adequados para a quantificação da grandeza de interesse e das incertezas associadas.

Esses são alguns dos temas que serão discutidos nos próximos capítulos.

## REFERÊNCIAS

BIPM. Mutual Recognition of national Measurement Standards and of Calibration and Measurement Certificates Issued by National Metrology Institutes (CIPM MRA). Sèvres, France: Comité International des Poids et Mesures. 1999.

CÁTALOGO STANDARD IMAGING (2020).

CÁTALOGO PTW (2021).

DAS, I. J.; DING, G. X.; AHNESJO, A. Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. *Med. Phys.*, v. 35, n. 1, p. 206-215, Jan. 2008.

de ALMEIDA, C. E. Bases físicas de um programa de garantia da qualidade em IMRT. Rio de Janeiro: Cebio/Uerj/ABFM, 2012.

de ALMEIDA, C. E. Último metro fixado na parede adjacente ao Senado da França, em Paris. 2010. 1 fotografia.

de ALMEIDA, C. E.; Almond, P. R. Comparison of electron beams from the Siemens betatron and the Sagittaire linear accelerator. *Radiology*, v. 111, n. 2, p. 439-445, May. 1974.

DESROSIERS, M. et al. The Importance of Dosimetry Standardization in Radiobiology. *Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology*, v. 118, p. 403-418, 2013.

DORSEY, N., *Physics of Radioactivity*, 1927. Mencionado por McEwen Capítulo 28

DRAEGER, E. et al. A Dose of Reality: How 20 Years of Incomplete Physics and Dosimetry Reporting in Radiobiology Studies May Have Contributed to the Reproducibility Crisis.

*International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, v. 106, n. 2, p. 243-252, 2020.

GIACOMO, P. News from the BIPM concerning the meter, the kilogram, the second, and the ampere. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, v. IM-36, n. 2, jun. 1987.

GONZALEZ A., de ALMEIDA C. E and SPANO F. Radiation Protection Quantities and Units: Desirable Improvements. In *Op. Ionizing Radiation Metrology*. ISBN: 978-85-921219-0-7

HACKAM, D. G.; REDELMEIER D. A. Translation of Research Evidence from Animals to Human. *JAMA*, v. 296, n. 14, p. 1727-1732, 2006.

IAEA. Technological Reports Series n° 483. Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy: an International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination. Vienna: IAEA; AAPM, 2017.

IBBOTT, G.; MA, C.-M.; ROGER, D. W. O.; SELTZER, S. M.; WILLIAMSON, J. F. Anniversary Paper: Fifty years of AAPM involvement in radiation dosimetry. *Med. Phys.*, v. 35, n. 4, Apr. 2008.

LOW, D. A.; MORAN, J. M.; DEMPSEY, J. F.; OLDAM, M. Dosimetry tool and techniques for IMRT. *Med. Phys.*, v. 38, n. 3, p. 1313-1338, Mar. 2011.

MOULD. R. Century of X-Rays and Radioactivity in Medicine: With Emphasis on Photographic Records of the Early Years. 2018

MUÑOZ A. E., PEIXOTO J. G., de ALMEIDA C. E. Small-field dosimetry with a high-resolution 3D scanning water phantom system for the small animal radiation research platform SARRP: a geometrical and quantitative study. *Phys. Med. Biol.*, v. 65, n. 1, 2020.

MUÑOZ A. E.; PEIXOTO J. G.; de ALMEIDA C. E. Uma revisão crítica dos processos de translação em radioterapia pré-clínica associada às limitações na dosimetria de irradiadores biológicos conformacionais. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, v. 7, n. 3, p. 1-18, 2019.

PEDERSEN, K. H. et al. Radiation Biology Irradiator Dose Verification Survey. *Radiation Research*, v. 185, n. 2, p. 163-168, 2016.

SEED, T. M. et al. An interlaboratory comparison of dosimetry for a multi-institutional radiobiological research project: Observations, problems, solutions and lessons learned. *International Journal of Radiation Biology*, v. 92, n. 2, p. 59-70, 2016.

TEIXEIRA, F. C.; de ALMEIDA, C. E.; SAIFUL HUQ, M. Failure mode and effects analysis-based risk profile assessment for stereotactic radiosurgery programs at three cancer centers in Brazil. *Med. Phys.*, v. 43, n. 1, p. 171-178, 2016.

Carlos Eduardo de Almeida

Renato Di Prinzio

Colaborador

## 1. INTRODUÇÃO

Para descrever um campo de radiação ionizante, é necessário considerar um ponto qualquer neste campo, conhecer o número de fótons ou partículas que irão atravessá-lo por unidade tempo e associar ao campo alguns volumes diferentes de zero.

Uma esfera, por exemplo, é um volume de maior simplicidade, pois os fótons ou partículas incidentes apresentam a mesma seção transversal em todas as direções. Entretanto, o seu tamanho dependerá da grandeza física a ser definida no campo de radiação, podendo ser estocástica ou determinística.

A definição de uma grandeza estocástica é válida apenas para domínios finitos, e a ocorrência de seus valores se dá por meio de um processo aleatório, em que a probabilidade de se encontrar um valor em particular é determinada por uma distribuição de probabilidade.

As grandezas determinísticas são contínuas e diferenciáveis no espaço e no tempo, e seus valores podem, para certas condições, ser previstos por cálculos.

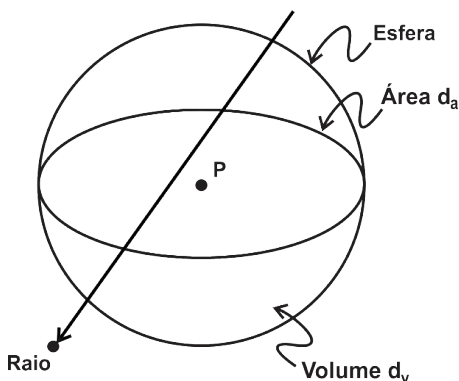


Figura 1 – Reflete a caracterização do campo de radiação no ponto P, quando um feixe atravessa uma esfera com seção de área no plano do ponto P, que será útil para definição das outras grandezas.

Fonte: Adaptado de Attix (1986).

Para grandezas estocásticas, o volume da esfera que circunda o ponto de interesse **P** deve ser pequeno e finito, enquanto para grandezas determinísticas o volume ( $d_v$ ), a área do círculo maior ( $d_a$ ) e a massa ( $d_m$ ), bem como o tempo de irradiação ( $d_t$ ) devem ser infinitesimais, como ilustra a Figura 1.

## 2. FLUÊNCIA E TAXA DE FLUÊNCIA

A fluência ( $\Phi$ ) é uma grandeza escalar não estocástica para um campo vetorial de partículas e pode ser definida de forma simples como o valor esperado do número de fótons ou partículas que atravessam uma esfera finita, com uma seção de área seguindo a relação:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (1)$$

com unidades de  $m^{-2}$  ou partículas por área.

Na definição de Chilton, descrita por Attix (2004), o volume é usado em vez da área, devendo-se somar todas os comprimentos das trajetórias  $l_i$  das partículas que passam pelo volume de acordo com a relação:

$$\Phi = \lim_{n \gg \infty} \sum_{i=1}^{n \rightarrow \infty} l_i \quad (2)$$

com unidades de  $m^{-2}$  ou partículas por área.

Se  $l = l_i$  para qualquer valor de  $i$ , a fluência será definida como:

$$\Phi = N \frac{l}{V} \quad (3)$$

E a taxa de fluência como:

$$\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt} \quad (4)$$

Não se deve esquecer de que numa situação de incidência angulada de feixe, a fluência do feixe espalhado pode ser bem diferente nas duas esferas em cada meio (Attix, 1986).

## 3. FLUÊNCIA DE ENERGIA

Considerando a Figura 1, a fluência pode ter várias direções, sendo  $R$  o valor esperado da energia cinética das  $N_e$  partículas que entram no volume diferencial  $dv$ .

Para partículas com massa, como elétrons e prótons, a energia radiante é dada pela relação:

$$R = T \cdot N_e \quad (5)$$

onde  $T$  = energia cinética das partículas.

Para fótons, a mesma relação pode ser obtida, substituindo o  $T$  por  $h\nu$ :

$$R = h\nu \cdot N_e \quad (6)$$

Assim, pode-se definir a grandeza não estocástica, **fluência de energia  $\Psi$** , como:

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad (7)$$

Onde  $dR$  é a energia incidente numa esfera finita com uma seção de área  $da$ , sendo  $R$  a energia das partículas transferidas ou recebidas sem considerar a energia de repouso. A unidade de grandeza é  **$J.cm^{-2}$** .

As distribuições de fluência  $\Phi$  e fluência de energia  $\Psi_E$  com relação à energia são dadas pelas relações:

$$\Phi_E = \frac{d\Phi}{dE_e} \quad \text{e} \quad \Psi_E = \frac{d\Psi}{dE_e} \quad \begin{matrix} (8) \\ \text{e} \\ (9) \end{matrix}$$

Onde:

$d\Phi$  = representa a fluência de partículas com energia entre  $E$  e  $E+dE$ , sendo  $dT$  a sua fluência de energia.

A relação entre elas é dada pela relação:

$$\Psi_E = E\Phi_E \quad (10)$$

As unidades de fluência de energia são  **$J.cm^{-2}$**  ou energia por área ou  **$eV.cm^{-2}$** .

**Dica:**

- As grandezas fluência e fluência de energia serão utilizadas na determinação do kerma.

#### 4. SEÇÃO DE CHOQUE

É um conceito muito importante para entender as diferenças que ocorrem no processo de interação e absorção da radiação num dado meio, pois descreve o número de interações  $N_j$  de partículas, carregadas ou não, para uma dada fluência  $\Phi$  em um dado meio, estando associado à probabilidade de interação com o alvo.

$$\sigma = \frac{N_j}{\Phi} \quad (11)$$

A probabilidade de interação para de feixe com uma dada de energia é proporcional à espessura de um dado material  $d_p$  ou seja, ao número de potenciais alvos por unidade de volume.

O número de alvos por unidade de volume é dado pela relação  $N_A r/A$ , onde  $N_A$  é o número de Avogadro ( $N_A = 6,022 \times 10^{23} \text{ mole}^{-1}$ ),  $A$  é o peso molecular ( $\text{g.mole}^{-1}$ ) e  $r$  é a densidade gravimétrica ( $\text{g.cm}^{-3}$ ).

$N_A r/A$  tem como unidade  $(\text{mole}^{-1}).(\text{g.cm}^{-3})/(\text{g.mole}^{-1}) = \text{cm}^{-3}$ .

Assim, a seção de choque  $\sigma$  pode ser definida como:

$$dP(\text{probabilidade diferencial}) = dl \left( \frac{N_A \rho}{A} \right) \sigma \quad (12)$$

cuja unidade é o **barn** ( $b$ ) ( $1 b = 10^{-14} \text{ cm}^2$ ).

#### 5. COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR $\mu$

A interação de partículas não carregadas, i.e., fótons, segue uma distribuição probabilística associada à seção de choque definida acima, que pode ser simplificada ao usarmos o **coeficiente de atenuação linear**  $\mu$  para um dado material e um dado feixe, podendo ser definido pela relação:

$$\mu = -\alpha \sigma N_A \rho / A \quad (13)$$

cuja unidade é o  $\text{cm}^{-1}$ .

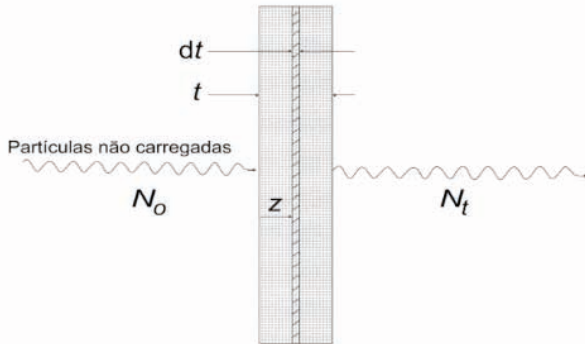
Assim sendo, a taxa de fluência é proporcional à própria fluência:

$$\frac{d\Phi}{dl} = -(\alpha \sigma N_A \rho / A) \Phi \quad (14)$$

$$\frac{d\Phi}{dl} = -\mu\Phi \quad (15)$$

sendo o resultado da solução para essa equação diferencial:

$$\Phi(l) = \Phi_0 e^{-\mu l} \text{ ou } I = I_0 x e^{-\mu l} \quad (16)$$



$$dN = \mu N dt \quad (17)$$

Figura 2 – Exemplo do caráter exponencial do processo de interação dos fótons.  $N_o$  (ou  $I_o$ ) é a fluência na superfície do material e  $N_t$  (ou  $I$ ), a fluência que atravessou o material sem interagir.

Fonte: Adaptado de Andreo (2017).

A relação acima pode ser muito útil quando se quer relacionar a **intensidade** (o número de partículas e a dose que pode ser depositada) com a **penetração** (energia, qualidade do feixe), ou seja, quando se quer calcular o quão profundo no meio o feixe pode alcançar. Uma boa correlação pode ser obtida quando se usa filtros, pois eles diminuem a intensidade, embora aumentem a penetração relativa dos fótons ao retirarem preferencialmente os fótons com energias mais baixas num feixe poli energético, por exemplo, de raios X.

#### **Dicas:**

- A atenuação depende da qualidade do feixe e do meio num feixe colimado, a relação de absorção é exponencial.
- Um bom diagrama esquemático e útil do arranjo experimental, mostrado na Figura 3, demonstra que a atenuação de partículas não carregadas pode estar relacionada com a geometria da medição, quando somente os fótons primários são medidos (geometria estreita) ou quando os fótons espalhados além de primários podem alcançar o detector (geometria larga).

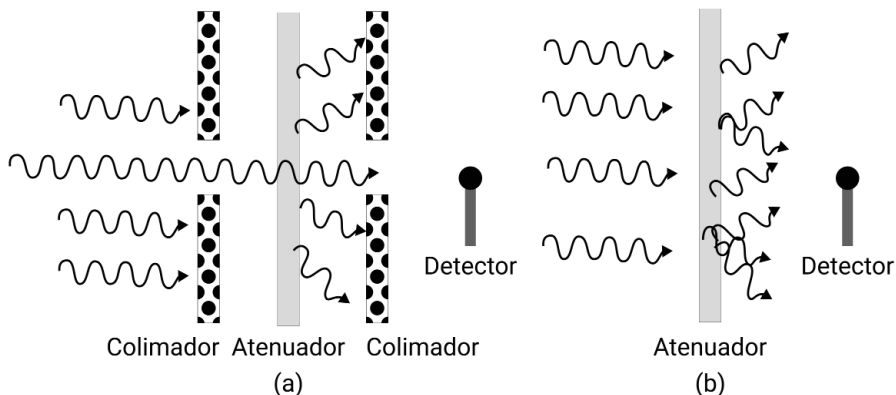


Figura 3 – Configuração experimental das geometrias de medição denominadas de (a) feixe estreito e (b) feixe largo.

Fonte: O autor.

Na condição de feixe estreito, a princípio, somente os fótons primários alcançam o detector e, portanto, a energia radiante detectada segue a relação:

$$R_{det} = R_{odet} e^{-\mu l} \quad (18)$$

Na condição de feixe largo, onde se perde a colimação bem definida, os fótons que se espalham lateralmente (em maioria) são compensados pelos que se espalham para dentro do feixe (em minoria), seguindo a relação:

$$R_{det} = R_{odet} e^{-\mu_{en} l} \quad (19)$$

Nesse caso, a relação entre o coeficiente de atenuação  $\mu'$ , o coeficiente de absorção de energia  $\mu_{en}$  e o coeficiente de atenuação  $\mu$  é dado por:

$\mu_{en} < \mu' < \mu$  (ou seja, espalhamento para fora seja maior do que para dentro).

Caso o espalhamento para dentro seja menor, o coeficiente de atenuação efetivo será negativo.

Daí pode-se também inferir o conceito de *Build-up Factor (B)*:

**$B = \text{intensidade do feixe primário} + \text{secundário/feixe primário} =$**

Esse conceito, embora seja importante para entender a diferença entre os coeficientes de atenuação linear, tem uso restrito a cálculos de blindagem e não é aplicável a fontes pontuais (para mais detalhes, veja: Attix, 2004, capítulo 3).

Ao contrário do processo de atenuação, que é definido pelo coeficiente de atenuação linear, ele é dependente do número atômico do meio ou de sua densidade. Quando se considera a absorção no meio para contornar essa dependência, pode-se usar como opção o **coeficiente de atenuação de massa  $\mu/\rho$** , sendo  $\rho$  a *densidade de massa* (que independe do estado físico do meio - sólido, líquido ou gasoso), dado pela seguinte relação:

Assim, torna-se possível relacionar o **coeficiente de atenuação de massa** com a seção total de choque, que na verdade é uma medição da probabilidade de ocorrência de interação de um dado feixe de radiação com um meio específico.

A relação prevista para esse coeficiente é:

$$\mu(E)/\rho = \sigma_{tot}(E) \frac{N_A}{A} \quad (20)$$

Onde  $\sigma$  é a seção de choque em **barn** ( $b$ ) ( $1\ b = 10^{-24}\ \text{cm}^2$ ).

Por outro lado, quando o coeficiente de atenuação de massa  $\mu(E)/\rho$  ( $\text{m}^2.\text{kg}^{-1}$ ) é multiplicado pela densidade de massa, obtém-se o coeficiente de atenuação linear  $\mu(E)$  ( $\text{cm}^{-1}$ ).

Outro parâmetro interessante é o livre caminho médio **LCM** ( $\lambda$ ), que significa a distância média percorrida por um fóton, sendo definido como o inverso da seção de choque macroscópica total ou do coeficiente de atenuação (ou seja, representa a probabilidade de os fótons sobreviverem sem colisão), cujo formalismo é aplicável a todos os tipos de partículas não carregadas.

$$LCM\ \lambda = 1/\mu(E) \quad (21)$$

**Exemplo 1:** A tabela abaixo apresenta eventos sucessivos possíveis de ocorrer com um fóton de 5 MV, mostrando as energias dos fótons residuais com o **livre caminho médio (LCM)**, bem como os elétrons emergentes com as energias até a profundidade de 24 cm, onde a energia do elétron de recuo pode ser considerada zero. Os valores da tabela são demonstrativos, mas não exatos; são baseados na hipótese, elaborada por McDermott e Orton (2010), de que os fótons atravessam uma distância média e que a energia transferida ao elétron é um valor médio.

| Ordem da interação | Energia inicial (MV) | LCM (cm) | Energia que sai (MV) | Ângulo de espalhamento | Energia de recuo dos elétrons (MeV) |
|--------------------|----------------------|----------|----------------------|------------------------|-------------------------------------|
| 1 <sup>a</sup>     | 5,000                | 33,0     | 1,860                | 34                     | 3,140                               |
| 2 <sup>a</sup>     | 1,860                | 19,4     | 0,889                | 46                     | 0,971                               |
| 3 <sup>a</sup>     | 0,889                | 13,3     | 0,512                | 55                     | 0,377                               |
| 4 <sup>a</sup>     | 0,512                | 10,4     | 0,335                | 62                     | 0,177                               |
| 5 <sup>a</sup>     | 0,335                | 8,7      | 0,239                | 67                     | 0,096                               |
| 6 <sup>a</sup>     | 0,239                | 7,7      | 0,181                | 72                     | 0,058                               |
| 7 <sup>a</sup>     | 0,181                | 7,0      | 0,144                | 74                     | 0,037                               |
| 8 <sup>a</sup>     | 0,144                | 6,5      | 0,118                | 77                     | 0,026                               |
| 9 <sup>a</sup>     | 0,118                | 6,1      | 0,100                | 79                     | 0,019                               |
| 10 <sup>a</sup>    | 0,100                | 5,9      | 0,086                | 80                     | 0,014                               |
| 11 <sup>a</sup>    | 0,086                | 5,6      | 0,075                | 81                     | 0,011                               |
| 12 <sup>a</sup>    | 0,075                | 5,3      | 0,067                | 82                     | 0,008                               |
| 13 <sup>a</sup>    | 0,067                | 5,1      | 0,060                | 83                     | 0,007                               |
| 14 <sup>a</sup>    | 0,060                | 4,9      | 0,054                | 83                     | 0,006                               |
| 15 <sup>a</sup>    | 0,054                | 4,6      | 0,050                | 84                     | 0,005                               |
| 16 <sup>a</sup>    | 0,050                | 4,4      | 0,046                | 84                     | 0,004                               |
| 17 <sup>a</sup>    | 0,046                | 4,1      | 0,042                | 85                     | 0,003                               |
| 18 <sup>a</sup>    | 0,042                | 3,9      | 0,039                | 85                     | 0,003                               |
| 19 <sup>a</sup>    | 0,039                | 3,7      | 0,037                | 86                     | 0,003                               |
| 20 <sup>a</sup>    | 0,037                | 3,4      | 0,034                | 86                     | 0,002                               |
| 21 <sup>a</sup>    | 0,034                | 3,1      | 0,032                | 87                     | 0,003                               |
| 22 <sup>a</sup>    | 0,032                | 2,9      | 0,030                | 87                     | 0,004                               |
| 23 <sup>a</sup>    | 0,030                | 2,8      | 0,029                | 86                     | 0,005                               |
| 24 <sup>a</sup>    | 0,029                | 2,5      | 0,027                | 87                     | 0,000                               |

Fonte: Adaptado de McDermott e Orton (2010).

**Exemplo 2:** Vários são os tecidos que compõem o corpo humano, e cada um deles interage de forma diferente com a radiação, em função da fluência de energia e da sua constituição e densidades, que precisam ser considerados na realização do cálculo da dose num dado ponto ou alvo tumoral. É frequente o feixe de radiação ao ser direcionado a um local ou alvo de interesse, passar por vários desses tecidos com diferentes densidades, sendo necessário considerar suas heterogeneidades.

Os algoritmos usados nos sistemas de planejamento para o cálculo da distribuição da dose no volume tumoral levam em conta as informações obtidas nas tomografias computadorizadas que fornecem os chamados *Hounsfield numbers*, que são relacionados de forma aproximada com as densidades dos vários tecidos no caminho do feixe.

Por essa razão considera-se de fundamental importância entendermos muito bem esses diferentes processos de interação e suas particularidades com cada tipo de tecido, uma vez que as heterogeneidades devem ser consideradas nos cálculos, incluindo cavidades como ar no pulmão (densidade baixa) e próteses metálicas com titânio - que possui alto número atômico ( $Z = 22$ ) se comparado com o do osso ( $Z = 20$ ) e o da água ( $Z = 8$ ). Lembrando que, embora o corpo humano seja constituído de cerca de 80 % de água, os outros 20 % podem influenciar a dose final, atingindo um valor acima dos limites aceitáveis de incertezas e tolerância, que dever ser inferior a 5 % para a maioria dos tecidos.

Para fins de ilustração, re colocamos a tabela abaixo, retirada do Capítulo 24, para que se possa consolidar uma visão quantitativa das densidades dos vários materiais e tecidos que são encontrados na obtenção de imagens e na absorção dos campos de radiação usados na radioterapia.

| <b>Material/tecido</b> | <b>Densidade de massa (g/cm<sup>3</sup>)</b> | <b>Densidade eletrônica (X 10<sup>23</sup> elétrons/cm<sup>3</sup>)</b> | <b>DER (relativo à água)</b> |
|------------------------|--|---|------------------------------|
| Pulmão em inspiração   | 0,205  | 0,668   | 0,200                        |
| Pulmão em expiração    | 0,507  | 1,658   | 0,496                        |
| Tecido adiposo         | 0,960  | 3,171   | 0,949                        |
| Mama                   | 0,990  | 3,261   | 0,976                        |
| Água                   | 1,000  | 3,340   | 1,000                        |
| Músculo                | 1,060  | 3,483   | 1,043                        |
| Fígado                 | 1,070  | 3,526   | 1,056                        |
| Osso trabecular        | 1,160  | 3,730   | 1,117                        |
| Osso cortical          | 1,530  | 4,862   | 1,456                        |
| Osso compacto          | 1,820  | 5,663   | 1,696                        |
| Titânio                | 4,510  | 12,48   | 3,735                        |

Fonte: Maira (2021).

## 6. AS INTERAÇÕES MAIS IMPORTANTES

### 6.1 Interações denominadas de fotoelétricas

O coeficiente de atenuação depende da energia do feixe e do número atômico do material, sendo a energia de recuo do núcleo desconsiderada por ser muito mais pesado. As energias de ligação de interesse são as das camadas K e L, tendo K ainda maior importância por estar na região de uso na terapia e na formação de imagem. Para que esse efeito ocorra, a energia do fóton tem que ter pelo menos uma energia superior a de ligação do elétron no átomo, de forma que possa extrair o elétron da sua órbita.

**Dica:**

- Por exemplo, a energia de ligação da camada K do ouro é de 80,7 keV, portanto uma energia menor, como 80,6 keV, não será suficiente para liberar o elétron.

Outro fenômeno ocorre, quando um elétron de camada mais externa ocupa uma camada mais interna, provocando a emissão de um raio X denominado de fluorescência, com uma energia igual à diferença de energia entre as duas camadas (esse princípio é muito utilizado para identificar materiais, pois cada elemento emite um raio X típico para cada material). O elétron Auger, de uma certa forma, compete com a fluorescência, pois ele carrega a energia da camada mais externa, que resultou da perturbação do efeito fotoelétrico.

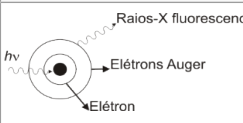
| Processo     | Alvo  | Partícula Secundária                                | Diagrama  | Faixa de energia dominante                         |  |
|--------------|---|---|---|--|--|
|              |   |   |   | água   | osso   |
| Fotoelétrico | Elétron ligado no átomo   | Elétron (fluorescência, elétron Auger é importante) |                            | $h\nu < 30 \text{ keV}$                            | $h\nu < 50 \text{ keV}$  |
|              | Energia do elétron emitida<br>$T_e = h\nu - E_b$<br>( $E_b$ = energia de ligação) |   | Dependência de Z do coeficiente de atenuação<br>$\frac{\tau}{\rho} \sim Z^4 \quad (h\nu < 100 \text{ keV})$ | Dependência da energia do coeficiente de atenuação | $\frac{\tau}{\rho} \sim (h\nu)^{-3}$<br>(justamente acima de $E_b$ ) |

Tabela 2 – Resumo da interação fotoelétrica e dos subprodutos derivados.

**Exemplo 3:** Assumindo que o material é o chumbo, com energia de ligação de 88 keV para a camada K e 16 keV para a camada L, a energia transferida de um feixe de 100 keV será obtida de acordo com a relação:

$$\epsilon_{tr} = \epsilon_{tr}^{ne} = T_{e-} = h\nu - (E_g)_K = 100\text{keV} - 88\text{keV} = 12\text{keV} \tag{22}$$

Se a relaxação devido à fluorescência for considerada e se a relaxação do Auger for considerada sem fluorescência:

$$\epsilon_{tr} = \epsilon_{tr}^{ne} = T_{e-} + T_{\text{Auger}} = h\nu - 100\text{keV} \tag{23}$$

7. INTERAÇÕES DENOMINADAS DE COMPTON

De forma bem diferente, a energia dos elétrons cresce com o aumento do ângulo do fóton espalhado. É importante mencionar que quando a interação Compton ocorre na região predominante, para cada grama de material (água, osso ou chumbo), a atenuação é aproximadamente a mesma, porém a atenuação por cm³ será diferente de acordo com a sua proporção em densidade.

A tabela abaixo apresenta de forma simplificada o processo de interação Compton, com os intervalos de energia Compton.

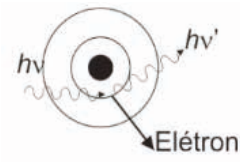
| Processo | Alvo  | Partícula Secundária   | Diagrama  | Faixa de energia dominante                              |                      |
|----------|---|--|---|---|----------------------|
|          |   |  |   | água  | osso                 |
| Compton  | Elétron   | Fóton e elétrons espalhados fluorescência, (energia Auger pequena) |  | 30 keV < hv < 30 MeV                                    | 50 keV < hv < 25 MeV |
|          | <u>Transferência de energia para cargas</u><br><u>Comportamento mais Complexo:</u> a energia do elétron ganha fração crescente com o aumento do ângulo de espalhamento do fóton sendo ainda maior quando o ângulo for maior que 180 graus |  | $\frac{\sigma}{\rho} \sim Z^0$  | $\frac{\sigma}{\rho} \downarrow$ quando $h\nu \uparrow$ |                      |

Tabela 3 – Resumo de interação fotoelétrica e dos subprodutos derivados.

Os três gráficos apresentados nas Figuras 4, 5 e 6 são muito úteis para acompanhar continuamente o entendimento dos processos de interação e valorizam a percepção qualitativa para a interpretação do comportamento do espalhamento da fluência de energia a partir da interação inicial, com os ângulos de espalhamento dos fótons, suas energias para cada ângulo e as energias residuais para cada ângulo definido pela seção de choque diferencial, sendo muito útil também para os cálculos de blindagem.

Na Figura 14, pode-se observar que quanto maior a energia do feixe, maior será a probabilidade de uma distribuição na direção frontal. Uma discussão mais aprofundada deve ser vista no livro Andreo et al. (2017).

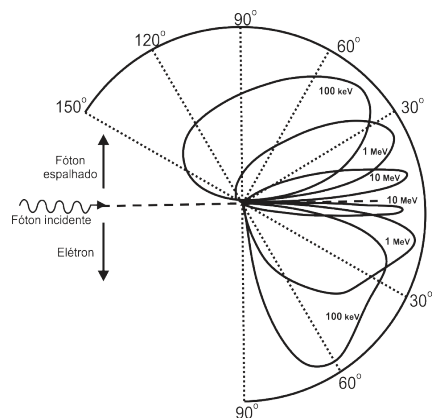


Figura 4 – Visualização pictórica da seção diferencial de choque, que permite, de acordo com o formalismo de Klein-Nishina, se estimar o ângulo de espalhamento que será predominante em função da energia.

Fonte: Adaptado de Attix (1986).

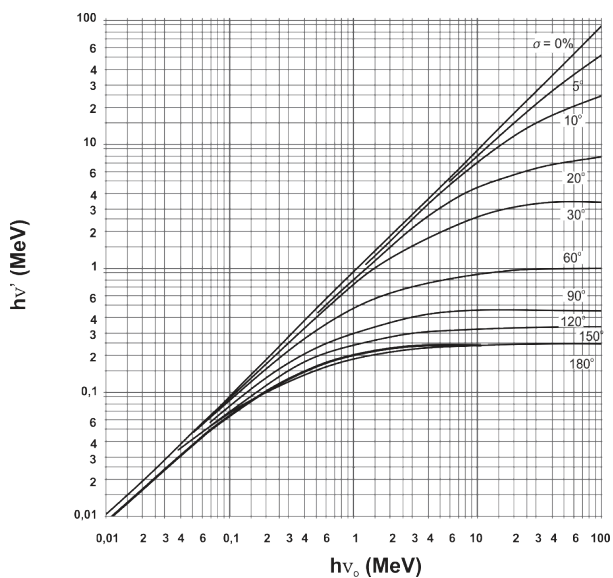


Figura 5 – Dependência da energia  $h\nu'$  do fóton Compton espalhado em função da energia inicial  $h\nu_0$  e o ângulo de espalhamento do fóton cálculo de acordo com o formalismo de Klein-Nishina.

Fonte: Adaptado de EVANS (1958).

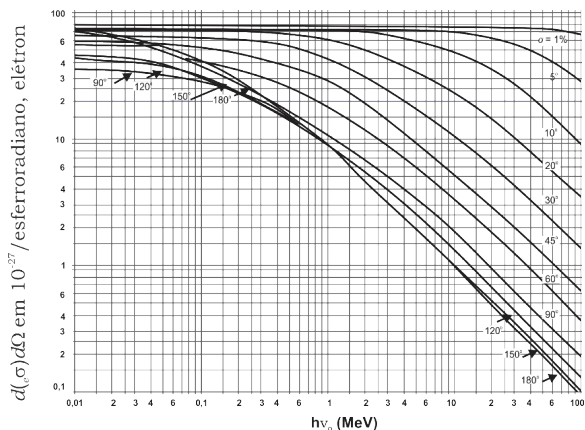


Figura 6 – Seção de choque de colisão diferencial relacionada ao número de fótons espalhados por unidade de ângulo sólido na direção do feixe de acordo com o formalismo de Klein-Nishina.

Fonte: Adaptado de Evans (1958).

## 8. INTERAÇÕES DENOMINADAS DE PRODUÇÃO DE PARES

Este fenômeno ocorre quando a energia do fóton primário excede o valor de 1,022 MeV. Assim a probabilidade de produção de pares é zero para energias abaixo de 1,022 MeV e aumenta com a energia do fóton e com o número atômico  $Z^2$ .

| Processo          | Alvo            | Partícula Secundária  | Diagrama                       | Faixa de energia dominante   |
|-------------------|-----------------|---|--------------------------------|--|
| Produção de pares | Campo do Núcleo | Produção de um par elétron-pósitron com a energia em excesso dividida igualmente entre o elétron e pósitron para em seguida o pósitron emitir dois fótons com 511 keV a 180 graus |                                | Água: > 30 MeV<br>> 25 MeV   |
| Produção de pares |                 |   | $\frac{\kappa}{\rho} \sim Z^2$ | $\frac{\kappa}{\rho} \uparrow$ quando $h\nu \uparrow$<br>Limiar em 1,022 MeV |

Tabela 4 – Resumo de interação por produção de pares.

## 8.2 A importância relativa de cada tipo de interação

A probabilidade total de interação da fluência energética de um feixe de radiação com um átomo é definida pela soma das três probabilidades dos processos mais importantes (fotoelétrico, Compton e produção de pares). Deve-se considerar a complexidade da variação da dependência de cada um deles com o número atômico ( $Z$ ) e onde cada processo se torna dominante para uma dada faixa de energia de fótons e número atômico do material. Assim, para as regiões:

- de 10 a 100 keV, predomina o efeito fotoelétrico de baixa energia;
- entre 1 e 10 MeV, região intermediária, predomina o efeito Compton; e
- acima de 10 MeV, o efeito de produção de pares, embora comece a partir de 1,022 MeV como graficamente apresentado na Figura 7.

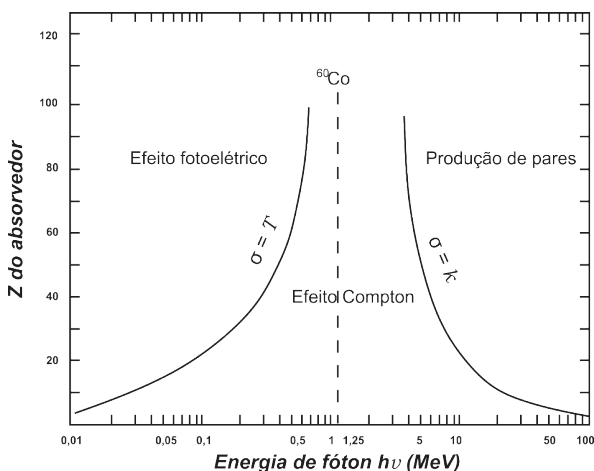


Figura 7 – “Gráfico do vulcão” das seções de choque (número atômico versus energia) para cada um dos processos de interação, mostrando as áreas de domínio dos efeitos.

Fonte: Adaptado de Attix (1996).

Notar que o feixe de raios gama do <sup>60</sup>Co (energia média de 1,25 MeV) encontra-se indicado numa linha pontilhada, como se fosse quase um divisor de áreas (Evans, 1955).

### Dicas:

- Para visualizarmos os processos envolvidos na interação da radiação com o meio, vamos considerar um feixe de fótons de 15 MV produzido por um acelerador linear com uma energia média da ordem de 5 MV. Para simplificar, vamos considerar esse feixe monoenergético, ou seja, com fótons somente de 5 MV, e vamos acompanhar seu caminho ao penetrar na água (lembrando que o livre caminho médio LCM é a distância média que ele percorre e que pode ser relacionada com o inverso do coeficiente de atenuação linear  $\mu$ ). Como o valor de  $\mu$  para a água é 0,0303, o caminho médio esperado será de 33 cm. Nesse percurso, podemos ter várias possibilidades de interação, seja por espalhamento coerente, efeito fotoelétrico, efeito Compton, produção de pares ou nenhuma reação foto nuclear.
- Para essa energia, a probabilidade de produção de pares é da ordem de 8,5%, e a de espalhamento Compton de 95%, sendo quase zero para efeito fotoelétrico e espalhamento coerente. A energia máxima a ser transferida a um fóton espalhado é da ordem de 4,8 MV e, em seguida, a energia média transferida a um elétron é de 3,14 MeV, o suficiente para penetrar cerca de 1,5 cm ( $R_p = \text{Energia nominal}/2$ ). Sendo a perda por emissão de Bremsstrahlung cerca de 1%, resta então uma energia de 1,86 MeV para o fóton espalhado, de acordo com a relação:

$$E\gamma = \frac{E\gamma}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \quad (24)$$

$$\text{onde } \alpha = m_0c^2 = 0,511 \text{ MeV}$$

- A probabilidade desse fóton para a produção de pares (inferior a 1%) e para a interação fotoelétrica tornam-se importante para energias da ordem de 100 keV, sendo 50% para energias abaixo de 30 keV.
- O entendimento e a percepção fenomenológica desses processos são fundamentais para o entendimento dos efeitos que ocorrem:
- Nos diversos detectores que são usados para medição da dose e
- Nos diferentes tecidos do corpo humano que representam as denominadas heterogeneidades que os programas de cálculo modernos levam em conta.
- Lembrando que, na realidade, nos interessa medir a dose em um ponto, num dado meio (em geral, água), na ausência do detector. Para isso precisamos usar detectores que não perturbem a medição, pois muitas vezes são usados detectores com materiais diferentes como, por exemplo, câmaras de ionização (parede, eletrodo e a própria cavidade) e detectores sólidos, como LiF, diodos, diamante, OSL e filme, todos com composições cuja densidade e número atômico são diferentes da água.

- Lembrando que apenas o dosímetro Fricke possui densidade muito próxima à da água igual a 1.02.
- Assim, densidades e números atômicos diferentes do meio, bem como a própria cavidade resultam em perturbações, seja na sua resposta com a energia do feixe, seja nas diferentes absorções e espalhamentos que ocorrem a partir da radiação primária.

## 9. A DEFINIÇÃO DE HVL (OU CSR) E SUA RELAÇÃO COM O COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR

HVL (*Half Value Layer*), ou CSR (*Camada Semi-Redutora*), é definida como a espessura de um dado material necessária para atenuar a intensidade de um feixe à metade do seu valor inicial. Esse conceito é válido quando a medição é realizada com o feixe colimado, condições denominadas anteriormente de boa geometria, onde somente os fótons primários, sem fótons espalhados, alcançam o detector.

A relação do HVL com o coeficiente de atenuação linear  $\mu$  é dada por:

$$HVL = 0,693/\mu \quad (25)$$

Esse conceito é utilizado para caracterizar o poder de penetração de um feixe de fótons, em especial em feixes de raios-X com energias abaixo de 120 kVp, utilizados nas áreas de imagem envolvendo mamografia, radiologia, tomografia e terapia com energias entre 50-300kVp. Para feixes com energia acima de 1 MV, outro conceito ( $TPR_{20/10}$ ) é utilizado e será discutido mais adiante.

## 10. O CONCEITO DE PODER DE FRENAGEM TOTAL DE MASSA

Como o poder de frenagem depende da densidade do material, essa dependência é quase que inteiramente removida ao usarmos o poder de frenagem de massa ( $S/\rho$ ) para uma dada energia.

Nesse caso, pode ser usada a seguinte relação:

$$S/\rho = 1/\rho \frac{dE}{dl} \quad (26)$$

A unidade do poder de frenagem de massa é o  $J m^2 kg^{-1}$  ou  $eV m^2 kg^{-1}$

Esse coeficiente é composto de três componentes principais: **colisão**, **radiação** e **nuclear**, definidos pela relação abaixo, embora somente os dois primeiros sejam predominantes na faixa de energia utilizada na clínica.

$$\left(\frac{dE}{dl}\right)_{\text{total}}(S/\rho)_{\text{total}} = 1/\rho \left(\frac{dE}{dl}\right)_{\text{col}} + 1/\rho \left(\frac{dE}{dl}\right)_{\text{rad}} + 1/\rho \left(\frac{dE}{dl}\right)_{\text{nuc}} \quad (27)$$

Onde:

$(dE/dl)_{\text{col}} = S_{\text{col}}$  é o poder de frenagem linear de colisão;

$(dE/dl)_{\text{rad}} = S_{\text{rad}}$  é o poder de frenagem linear de radiação; e

$(dE/dl)_{\text{nuc}} = S_{\text{nuc}}$  é o poder de frenagem de massa nuclear devido às interações elásticas coulombianas nas quais a energia de recuo é cedida aos átomos.

Como resultado do processo de interação envolvendo os três componentes principais mencionados acima, a absorção dos elétrons ocorre de forma bem mais acentuada do que com os fótons.

Quando uma partícula carregada se encontra a uma dada distância do átomo, a frenagem por colisão ocorre, predominantemente, enquanto a frenagem de radiação é muito pequena, embora aumente ligeiramente com a energia inicial dos elétrons, e a frenagem coulombiana é desprezível e como resultado, o alcance máximo dos elétrons no meio biológico é bem menor e bem definido.

Como regra básica, o alcance máximo definido como **Rp** ocorre numa profundidade aproximada equivalente à metade do valor numérico da energia inicial dos elétrons, ou seja, E/2 em cm, na água.

| Energia média dos feixes de fótons e dos elétrons | Alcance máximo dos eletrons (cm) |        |      |
|---|----------------------------------|--------|------|
|   | músculo                          | pulmão | osso |
| 1,25 MV (Cobalto-60)                              | 0,58                             | 2,3    | 0,34 |
| 1,5 MeV (4MV)                                     | 0,72                             | 2,9    | 0,42 |
| 2,4 MeV (6MV)                                     | 1,26                             | 5,0    | 0,75 |
| 4 MeV (10MV)                                      | 2,1                              | 8,2    | 1,2  |
| 6 MeV (15MV)                                      | 3,1                              | 12,3   | 1,8  |

Tabela 5 – Alcance dos elétrons secundários gerados pelo processo de interação inicial de fótons em diferentes meios biológicos.

Fonte: Adaptado do TG#85 (2004).

## 11. O CONCEITO DE TRANSFERÊNCIA LINEAR DE ENERGIA (LET), $L_{\Delta}$

A transferência de energia de partículas carregadas de um tipo de energia para um dado material pode ser definida usando a relação:

|                                       |      |
|---------------------------------------|------|
| $L_{\Delta} = \frac{dE_{\Delta}}{dl}$ | (28) |
|---------------------------------------|------|

Onde:

$dE_{\Delta}$  é a energia média perdida devido às interações eletrônicas ao atravessar uma distância  $dl$ , menos a média da soma das energias cinéticas maiores do que a energia de corte  $\Delta$  dos elétrons liberados pelas partículas carregadas (Thomas, 2011).

Sua unidade é o  $J.m^{-1}$  ou  $eV.m^{-1}$ .

Caso não se tenha definido uma energia de corte, o LET,  $L_{\infty}$  é igual ao poder de frenagem linear.

## 12. O CONCEITO DE COEFICIENTE DE TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA-MASSA

O coeficiente de transferência energia-massa  $\mu_{tr}/\rho$  de um material de densidade  $\rho$  submetido a um feixe de partículas não carregadas de um dado tipo e energia é dado pela relação:

$$\mu_{tr}/\rho = 1/\rho \cdot dl \frac{dE_{tr}}{E} \quad (29)$$

Onde:

$dE_{tr}$  = energia média transferida como energia cinética para as partículas carregadas do feixe incidente e ao longo de uma distância  $dl$  de um dado material.

## 13. O CONCEITO DE COEFICIENTE DE ABSORÇÃO DE ENERGIA MASSA

É definido como a fração  $g$  da energia cinética transferida às partículas carregadas perdidas no processo de *Bremmsstrahlung*, aniquilação e/ou fluorescência, até que as partículas carregadas cheguem ao repouso no meio, sendo específica de cada material. O produto do coeficiente de transferência de energia por massa,  $\mu_{tr}/\rho$  e  $(1-g)$ , é chamado de coeficiente de absorção de energia-massa  $\mu_{en}/\rho$  de um dado material, ou seja:

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g) \quad (30)$$

Para materiais de baixo número atômico (Z), as perdas por radiação são pequenas e os valores de  $\mu_{tr}$  e  $\mu_{en}$  são próximos:

Ex:  $100(\mu_{tr} - \mu_{en})/\mu_{tr}$ .

| Energia máxima do Raio X (MV) | Z = 6 | Z = 29 | Z = 82 |
|-------------------------------|-------|--------|--------|
| 0,1                           | 0     | 0      | 0      |
| 1,0                           | 0     | 1,1    | 4,8    |
| 10,0                          | 3,5   | 13,3   | 26     |

Tabela 6 – Valores percentual entre o  $\mu_{tr}$  e  $\mu_{en}$  para materiais de baixo número atômico (Z).

Fonte: Adaptado do TG#85 (2004).

## 14. O CONCEITO DA GRANDEZA EXPOSIÇÃO (X).

A exposição (X) é a medição da capacidade de um feixe de fótons de ionizar o ar. É definida como o quociente entre **Q** e **m**, onde **Q** é o valor absoluto da carga total de íons de mesmo sinal produzida no ar quando todos os elétrons e pósitrons são liberados ou criados pelos fótons incidentes numa massa **m** de ar seco e completamente freados no ar Attix, (1986).

$$X = \frac{Q}{m} \quad (31)$$

cuja unidade é o  $C.kg^{-1}$ .

### Dicas:

- Um feixe de fótons com 1 MV interage uma dúzia de vezes com o meio ou pode passar sem interagir; um feixe de elétrons com a mesma energia pode realizar pequenas interações chegando a 105 vezes, antes de perder toda sua energia.
- Se considerarmos um feixe de elétrons com energia de 6 MeV no ar, sabendo que a energia necessária para produzir um par de íons é de 33,97 J/C, e sendo  $T_0$  a energia cinética dos elétrons e  $N$  o número médio de íons formados.
- $N = T_0/W = (6 \times 10^6 \text{ eV}) / 33,97 \text{ eV/par de íons} = 18 \times 10^4 \text{ par de íons}$ .
- O alcance máximo  $R$ , distância em cm que o elétron percorre até ficar em repouso na água, é aproximadamente igual ao valor numérico da energia dividido por 2, ou seja:  $R(\text{cm}) = T_0 (\text{MeV})/2$ .

A *exposição*, embora seja a grandeza determinística mais antiga usada em dosimetria, hoje somente se aplica para raios X e em uma situação ideal, sendo sua medição possível apenas na ocorrência de equilíbrio das partículas carregadas.

A absorção de energia devido à radiação indiretamente ionizante (raios X, gama e nêutrons) ocorre basicamente em duas etapas.

- Na primeira, a energia é transferida para um elétron relacionado ao Kerma.
- Na segunda, a absorção da energia das partículas carregadas está relacionada à dose absorvida.

## 15. O CONCEITO DE KERMA NO AR (K)

O kerma é uma grandeza determinística de importância apenas para campos de radiação indiretamente ionizante (fótons e nêutrons), ou para qualquer fonte de radiação ionizante distribuída dentro do meio absorvedor.

O kerma (**K**) para partículas indiretamente ionizantes é dado pela relação:

$$K = dE \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (32)$$

Onde:

$dE_{tr}$  = média da soma das energias cinéticas de todas as partículas carregadas liberadas numa massa **dm** de material pelas partículas não carregadas incidentes. A unidade especial de kerma é o Gray (**Gy**).

Em cálculos dosimétricos, o kerma (**K**) é usualmente expresso em termo da distribuição de fluência das partículas não carregadas  $\Phi E$  em relação à sua energia, sendo, portanto, dado pela relação:

$$K = \int \Phi_e E \mu_{tr} / \rho \, dE = \int \Psi \mu_{tr} / \rho \, dE \quad (33)$$

Sendo:

$\mu_{tr}$  para o coeficiente de transferência energia-massa do material aplicável a partículas não carregadas com energia  $E$ .

## 16. OS COMPONENTES DO KERMA

O kerma pode ser subdividido em kerma de colisão ( $K_c$ ), quando a energia é dissipada localmente gerando excitações e/ou ionizações, e kerma de radiação ( $K_r$ ), quando a energia é conduzida para fora da região de interesse pela produção de *Bremssstrahlung* (Attix, 1986):

$$K = K_c + K_r \quad (34)$$

O kerma de colisão ( $K_c$ ) tem sido usado como uma aproximação para a dose absorvida quando as perdas por radiação pelas partículas liberadas  $K_r$  são desprezíveis. Assim, a fluência  $\Phi$  das partículas carregadas com energia  $E$  para um dado material pode ser dada pela relação:

$$K_c = \frac{\Phi E \mu_{en}}{\rho} (1 - g) = \frac{K}{(1 - g)} \quad (35)$$

Onde  $\mu_{en}/\rho$  é o coeficiente de absorção massa-energia do material para partículas não carregadas de energia  $E$ , sendo  $g$  a fração perdida por *Bremssstrahlung*.

Para cálculos dosimétricos, o kerma de colisão pode ser expresso em termos da distribuição de  $\Phi_E$  com respeito à energia:

$$K_c = \int \Phi_e E \mu_{en} / \rho \, dE = \iint \Phi_e E \mu_{tr} / \rho (1 - g) \, dE = k (1 - g) \quad (36)$$

Onde  $g$  é o valor médio dos valores de  $g$  sobre a distribuição do kerma com respeito à energia do elétron.

## 17. O CONCEITO E DOSE ABSORVIDA

A dose absorvida (**D**) é definida pela relação:

$$D = \frac{de}{dm} \quad (37)$$

Onde **de** é o valor esperado da energia cedida pela radiação no ponto P, sendo **m** a massa no volume infinitesimal **dV** (Thomas, 2011). Sua unidade é **J.kg<sup>-1</sup>** e a unidade especial é o **gray (Gy)**.

A dose absorvida, diferentemente do kerma que é a energia transferida, representa a energia cedida por unidade de massa que permanece na matéria (num dado ponto **P**) que produzirá algum efeito atribuível à radiação.

Algumas espécies de efeitos são proporcionais à **D**, enquanto outros dependem de uma maneira mais complicada. Contudo, se **D** = 0, não existe efeito associado à radiação. Essa é uma grandeza da maior importância para a radiobiologia e a radioterapia.

Na impossibilidade de se escrever uma equação relacionando a dose absorvida diretamente com a fluência, ou a fluência de energia de um campo de radiação indiretamente ionizante, pode-se usar o kerma de colisão.

A relação entre o kerma e a dose absorvida não é fácil de ser traduzida matematicamente porque, como os elétrons secundários não são colocados em movimento de forma isotrópica, as suas trajetórias não são pequenas, podendo a atenuação dos fótons primários ao longo do seu caminho médio ser significativo principalmente porque aumentam com a energia. Como consequência, a dose absorvida num dado ponto não é igual ao kerma de colisão naquele ponto, à exceção dos pontos onde ocorrem equilíbrio das partículas carregadas (CPE). Ou seja, para um dado volume **V**, cada partícula de um dado tipo de energia que sai do volume é substituída por uma outra idêntica que entra, independentemente de perdas radioativas (Attix, 1986).

## 18. RELAÇÃO ENTRE KERMA E DOSE ABSORVIDA

$$X(W/e) = K_{ar}(1 - g) \quad (38)$$

Onde **g** é a fração perdida por Bremsstrahlung.

## 19. AS TEORIAS DE BRAG-GRAY E SPENCER-ATTIX

Quando consideramos partículas carregadas tipo elétrons, a energia é perdida é distinta dos fótons pois ao estar próxima ao campo elétrico coulombiano a sua interação ocorre com mais frequência.

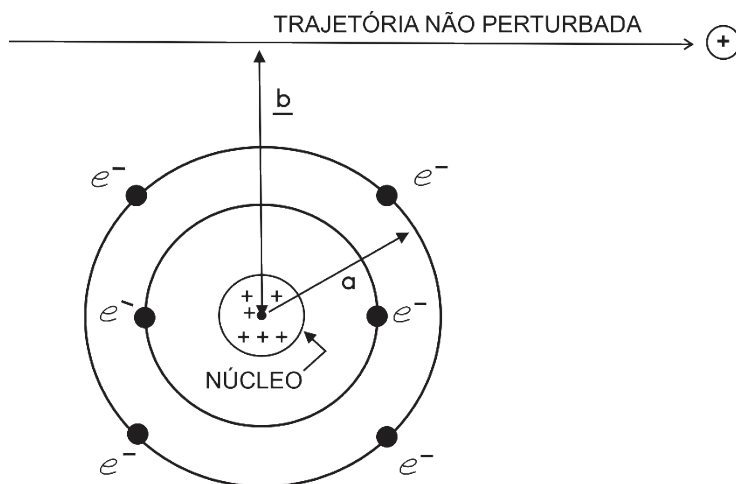


Figura 8 – Importantes parâmetros relacionados à interação de partículas carregadas com átomos onde (a) é o raio clássico do átomo e (b) é o parâmetro de impacto.

Fonte: Adaptado de Attix (1986).

As colisões leves ocorrem quando a distância entre o raio do átomo (a) e a distância da trajetória não perturbada do elétron (b), conhecida como parâmetro de impacto, é  $b \gg a$ . As colisões pesadas ocorrem quando  $b \sim a$ , produzindo outras cargas, ex: os raios delta, e quando  $b \ll a$ , ocorrendo interações coulombianas com o núcleo ocorrem elásticas em cerca de 96-97%. Devido a essa complexidade, a previsão de sua trajetória se dará pelo valor esperado denominado de alcance máximo.

Em porcentagem pequena, interações inelásticas da ordem de 3-4% ocorrem quando o elétron ao passar próximo ao núcleo tem a sua trajetória forçada pelo campo elétrico do núcleo, cedendo sua energia ao raio X emitido, denominado de *bremsstrahlung*, cuja eficiência de produção está definida em função do número atômico do material e da energia do elétron.

Dois conceitos importantes para o entendimento das leis que regem as relações Bragg-Gray e Spencer-Attix serão lembrados a seguir, embora deva ser tratado com mais detalhes no capítulo 13 “Teoria da Cavidade”:

### 19.3 O conceito de poder de frenagem restrito

Este conceito está relacionado a fração do poder de frenagem que inclui as colisões leves e pesadas que possam resultar em raios delta com energias menores que o valor de corte delta de colisão. Spencer-Attix, ao fazer um complemento à teoria de Bragg-Gray, considera que o elétron tem uma energia de corte  $D$  com alcance suficiente para atravessar a cavidade do detector. Nesse caso, a dimensão da cavidade deve ser indicada pelo cálculo do poder de frenagem (ver Andreo et al., 2017, p. 407, para um maior aprofundamento).

### 19.4 O conceito de poder de frenagem irrestrito

Este conceito pode ser definido pela relação:

$$S = dE/dl \quad (39)$$

Onde:

$dE$  = energia perdida pelas partículas ao atravessar uma distância  $dl$ , sendo sua unidade  $\text{Jm}^{-1}$  ou  $\text{eVm}^{-1}$ , se a energia perdida estiver expressa em  $\text{eV}$ .

De forma simplificada, podemos visualizar essa diferença quando analisamos a relação clássica de Bragg-Gray para duas situações que consideram o poder de frenagem irrestrito:

- quando a fluência no meio for igual à do detector

$$\frac{D_{med}}{D_{det}} = \frac{(S_{col}/\rho)_{med}}{(S_{col}/\rho)_{det}} \leftarrow \Phi_{det} = \Phi_{med} \quad (40)$$

- quando a fluência no meio for diferente da do detector

$$\frac{D_{med}}{D_{det}} = \frac{\Phi_{med} (S_{col}/\rho)_{med}}{\Phi_{det} (S_{col}/\rho)_{det}} \quad (41)$$

Em seguida, devemos observar que a relação modificada por Spencer-Attix utiliza o poder de frenagem restrito com uma energia de corte  $\Delta$ , definida acima, como parte do formalismo de cálculo de energia perdida localmente.

Nessa relação se considera a razão entre a dose no meio não perturbado e a dose no detector.

$$\frac{D_{med}}{D_{det}} = \frac{\int_{\Delta}^{E_{max}} \Phi_E^{\text{total}} \left( \frac{L_{\Delta}(E)}{\rho} \right)_{med} dE + [\Phi_E^{\text{total}}(\Delta) (S_{col}(\Delta)/\rho)_{med} \Delta]}{\int_{\Delta}^{E_{max}} \Phi_E^{\delta} \left( \frac{L_{\Delta}(E)}{\rho} \right)_{det} dE + [\Phi_E(\Delta) (S_{col}(\Delta)/\rho)_{det} \Delta]} \quad (42)$$

Onde:

$L_{\Delta}$  = o poder de frenagem de colisão para perdas com energia menores que delta

$\Phi_E$  = fluência total de energia dos raios delta no meio e no detector

$S_{col \Delta}$  = energia depositada com elétrons abaixo da energia necessária para atravessar a cavidade

Os processos e formalismos que descrevem em detalhes a interação da radiação com a matéria estão disponíveis em vários livros-texto (ver Andreo et al., 2017; McDermott and Orton, 2010), de forma que nossa visão será objetiva e pragmática portanto não necessariamente puramente acadêmica.

Na tabela abaixo serão apresentadas de maneira sucinta as grandezas relacionadas à dose para a interação dos fótons, além dos formalismos associados e das interdependências, de forma a darmos suporte às definições e aos conceitos mencionados.

## KEY POINTS

1. A definição de camada semi-redutora e sua geometria de medição.
2. A diferença entre coeficiente de absorção e coeficiente de atenuação.
3. A diferença entre fluxo e fluência energética de um feixe.
4. Os três tipos de poderes de frenagem.
5. A diferença entre kerma e dose absorvida.

## 20. EXERCÍCIO DE FIXAÇÃO

1. Uma fonte de radiação de 37 MBq possui um espectro de radiação gama dado na tabela abaixo. Determine a taxa de fluência de fótons na distância de 1 cm de uma fonte.

| ENERGIA<br>MeV | QUANTIDADE<br>RELATIVA |
|----------------|------------------------|
| 0,180          | 0,012                  |
| 0,241          | 0,115                  |
| 0,294          | 0,258                  |
| 0,350          | 0,450                  |
| 0,607          | 0,658                  |
| 0,766          | 0,065                  |
| 0,933          | 0,067                  |
| 1,120          | 0,206                  |
| 1,238          | 0,063                  |
| 1,379          | 0,064                  |
| 1,761          | 0,258                  |
| 2,198          | 0,074                  |

2. Utilize os dados do Exemplo 1 acima e determine a taxa de fluência de energia no mesmo ponto.
3. Um feixe de radiação com 105 fótons incide num material atenuador com 0,16 m de espessura. Determine o número de fótons que atravessam o material, considerando que o coeficiente de atenuação do material é 0,10 cm<sup>-1</sup>.
4. O coeficiente de atenuação de massa do carbono (C) é 0,00636 m<sup>2</sup>.kg<sup>-1</sup> na energia de 1 MeV. Calcule os coeficientes de atenuação linear e de energia considerando os dados da tabela a seguir.

| Material   | Número Atômico Efetivo | Densidade (kg.m <sup>-3</sup> ) | N <sub>e</sub> (x10 <sup>23</sup> elétrons. g <sup>-1</sup> ) |
|------------|------------------------|---------------------------------|---|
| Hidrogênio | 1                      | 0,08988                         | 5,97  |
| Carbono    | 6                      | 2250,0                          | 3,01  |
| Oxigênio   | 8                      | 1,429                           | 3,01  |
| Alumínio   | 13                     | 2699,0                          | 2,90  |
| Cobre      | 29                     | 8960,0                          | 2,75  |
| Chumbo     | 82                     | 11360,0                         | 2,38  |
| Ar         | 7,78                   | 1,293                           | 3,01  |
| Água       | 7,51                   | 1000,0                          | 3,34  |
| Músculo    | 7,64                   | 1040,0                          | 3,31  |
| Gordura    | 6,46                   | 916,0                           | 3,34  |
| Osso       | 12,31                  | 1650,0                          | 3,19  |

5. Um feixe de fótons de 1 MeV incide num atenuador de carbono com 50 kg.m<sup>-2</sup>. Encontre a fração de fótons transmitidos através do atenuador.
6. Qual dos materiais abaixo deverá atenuar mais um feixe de fótons de mesma energia considerando os efeitos fotoelétrico e Compton.? Por quê?  
  
Osso, tecido mole ou água?
7. Taxa de perda de energia cinética está relacionada a: poderes de frenagem , poderem de frenagem de massa, LET ou atividade?
8. Como ocorre a produção de raios delta?

## REFERÊNCIAS

ANDREO, P.; BURNS, D. T.; NAHUM, A. E.; SEUNTJENS, J. *Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry*. New York: John Wiley & Sons Inc., 2017.

ATTIX, F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. New York: John Wiley & Sons Inc., 1986.

DAS, I. J.; DING, G. X.; AHNESJO, A. Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. *Med. Phys.*, v. 35, n. 1, p. 206-215, jan. 2008.

de ALMEIDA, C. E. *Bases físicas de um programa de garantia da qualidade em IMRT*. Rio de Janeiro: Cebio/Uerj/ABFM, 2012.

de ALMEIDA, C. E. Último metro fixado na parede adjacente ao Senado da França, em Paris. 2010. 1 fotografia.

de ALMEIDA, C. E.; ALMOND, P. R. Comparison of electron beams from the Siemens Betatron and the Sagittaire linear accelerator. *Radiology*, v. 111, n. 2, p. 439-445, May. 1974

DESROSIERS, M. et al. The Importance of Dosimetry Standardization in Radiobiology. *Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology*, v. 118, p. 403-418, 2013.

DRAEGER, E. et al. A Dose of Reality: How 20 Years of Incomplete Physics and Dosimetry Reporting in Radiobiology Studies May Have Contributed to the Reproducibility Crisis. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, v. 106, n. 2, p. 243-252, 2020.

GIACOMO, P. News from the BIPM concerning the meter, the kilogram, the second, and the ampere. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, v. IM-36, n. 2, jun. 1987.

HACKAM, D. G.; REDELMEIER D. A. Translation of Research Evidence from Animals to Human. *JAMA*, v. 296, n. 14, p. 1727-1732, 2006.

IAEA. Technological Reports Series nº 483. Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy: an International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination. Vienna: IAEA; AAPM, 2017.

IBBOTT, G.; MA, C.-M.; ROGER, D. W. O.; SELTZER, S. M.; WILLIAMSON, J. F. Anniversary Paper: Fifty years of AAPM involvement in radiation dosimetry. *Med. Phys.*, v. 35, n. 4, Apr. 2008.

LOW, D. A.; MORAN, J. M.; DEMPSEY, J. F.; OLDAM, M. Dosimetry tool and techniques for IMRT. *Med. Phys.*, v. 38, n. 3, p. 1313-1338, Mar. 2011.

MCDERMOTT, P. N.; ORTON, C. G. *The Physics & Technology of Radiation Therapy*. Madison: Medical Physics Publishing, 2010.

MUÑOZ A. E., PEIXOTO J. G., de ALMEIDA C. E. Small-field dosimetry with a high-resolution 3D scanning water phantom system for the small animal radiation research platform SARRP: a geometrical and quantitative study. *Phys. Med. Biol.*, v. 65, n. 1, 2020.

MUÑOZ A. E.; PEIXOTO J. G.; de ALMEIDA C. E. Uma revisão crítica dos processos de translação em radioterapia pré-clínica associada às limitações na dosimetria de irradiadores biológicos conformacionais. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, v. 7, n. 3, p. 1-18, 2019.

PEDERSEN, K. H. et al. Radiation Biology Irradiator Dose Verification Survey. *Radiation Research*, v. 185, n. 2, p. 163-168, 2016.

SEED, T. M. et al. An interlaboratory comparison of dosimetry for a multi-institutional radiobiological research project: Observations, problems, solutions and lessons learned. *International Journal of Radiation Biology*, v. 92, n. 2, p. 59-70, 2016.

TEIXEIRA, F. C.; DE ALMEIDA, C. E.; SAIFUL HUQ, M. Failure mode and effects analysis-based risk profile assessment for stereotactic radiosurgery programs at three cancer centers in Brazil. *Med. Phys.*, v. 43, n. 1, p. 171-178, 2016.

THOMAS, D. ICRU report 85: Fundamental quantities and units for ionizing radiation. *Journal of the ICRU*, v. 11, n. 1, 2011.

## DOSIMETRIA ABSOLUTA, DOSIMETRIA DE REFERÊNCIA E DOSIMETRIA RELATIVA EM USO NA RADIOTERAPIA

**Carlos Eduardo de Almeida**

**Camila Salata**  
Colaboradora

### 1. INTRODUÇÃO

Ao realizarmos um procedimento dosimétrico que vise garantir a entrega da dose prescrita ao tratamento de um paciente ou estimar a dose resultante de um procedimento diagnostico, devemos garantir que:

- Os resultados das medições representem a verdade, com suas incertezas típicas, usem para isso os coeficientes de calibração adequados para os sistemas de medição e considerem todos os fatores de correção necessários para ajustar o valor medido ao valor verdadeiro;

- Os resultados possam ser comparados aos de outras instituições medidos nas condições de referência estabelecidas por protocolos, como, por exemplo o TRS#398 (IAEA, 2000) e o TRS#469 (IAEA, 2009).

- Os resultados clínicos possam ser comparados com os de outras instituições cuja base será a medição da grandeza de interesse, seja Kerma no ar ou dose absorvida, em adição aos parâmetros clínicos biológicos que possam estar relacionados ao conhecimento da grandeza.

Para que isso seja possível, os detectores devem estar calibrados seguindo um protocolo universal acordado entre os países, que foi decidido na Convenção do Metro, para a realização das grandezas físicas mensuráveis. Os desdobramentos a nível de cada país e da relação do usuário final e o laboratório de calibração está descrito na Figura 1.

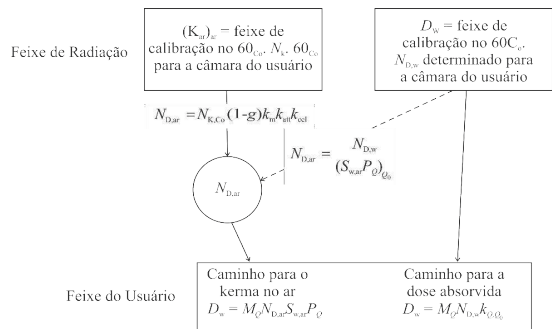


Figura 1. Os principais passos que envolvem a realização das grandezas: (a) Kerma no ar e (b) dose absorvida na água.

Fonte: Andreo et al (2017).

### 2. REDE METROLÓGICA INTERNACIONAL

Neste ponto, deve-se destacar a importância de uma rede denominada de Rede Metrológica Internacional, que busca fundamentalmente a uniformização dos processos e da metodologia entre os vários

laboratórios do mundo. Dessa forma, a medição das principais grandezas de interesse na radioterapia, radiologia e radioproteção, **Kerma no ar** e **dose absorvida**, podem ter seus resultados clínicos e efeitos biológicos comparados de forma científica, com incertezas compatíveis com as exigências de cada área.

Os dois passos mostrados na Figura 1 constituem uma simplificação dos vários níveis de complexidade que representam as grandezas de interesse, e a cadeia metrológica está melhor ilustrada na Figura 2.

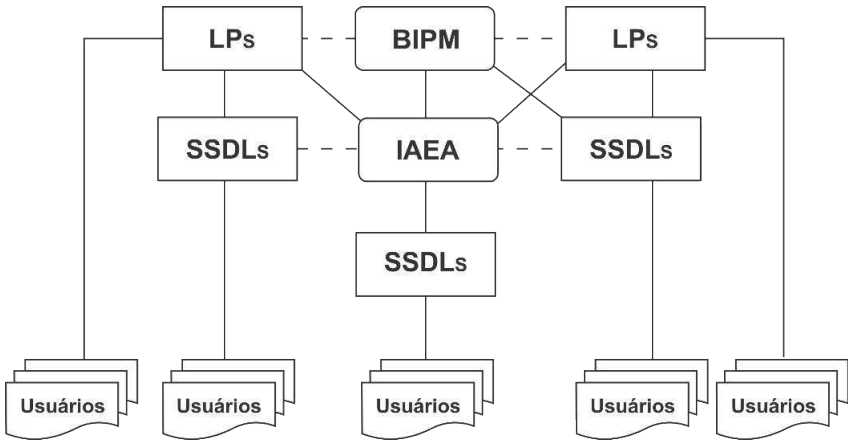


Figura 2. Rede Internacional de Metrologia das radiações ionizantes.

Fonte: Adaptado do TRS#398.

O processo de rastreabilidade entre os laboratórios primários é inicialmente conduzido pelo BIPM e num plano seguinte pela rede de laboratório secundários da IAEA conforme a diretrizes do TRS#398 (2000).

O conceito e a estrutura dos vários níveis de laboratórios podem ser definidos como:

### 2.1 Nível Laboratório Primário (PSDL)

Local onde se utilizam instrumentos do mais alto nível de qualidade metrológica e as grandezas são medições de forma absoluta de acordo com sua definição. Para alcançar este nível são exigidos equipamentos, controle e arranjo experimental bem sofisticados e cujas incertezas praticadas seriam impossíveis de serem encontradas nos ambientes dos usuários finais.

Nestes laboratórios, encontramos, por exemplo, as câmaras de ar livre (padrão de Kerma no ar para feixes de raios X de baixa e média energia), os calorímetros de água ou grafite (padrão de dose absorvida na água ou no grafite), o dosímetro Fricke (padrão

de dose absorvida na água) e as câmaras de ionização com volume conhecido (padrão de Kerma no ar para feixes de raios gama do <sup>60</sup>Co e dose absorvida no grafite).

Ainda nestes laboratórios, e por decisão acordada na Convenção do Metro, em que o Brasil foi signatário, o BIPM sediado em Paris ficou encarregado de manter padrões e de realizar comparações entre os vários laboratórios de vários países, de forma a garantir a coerência metrológica da rede, tendo como referência os padrões localizados no BIPM.

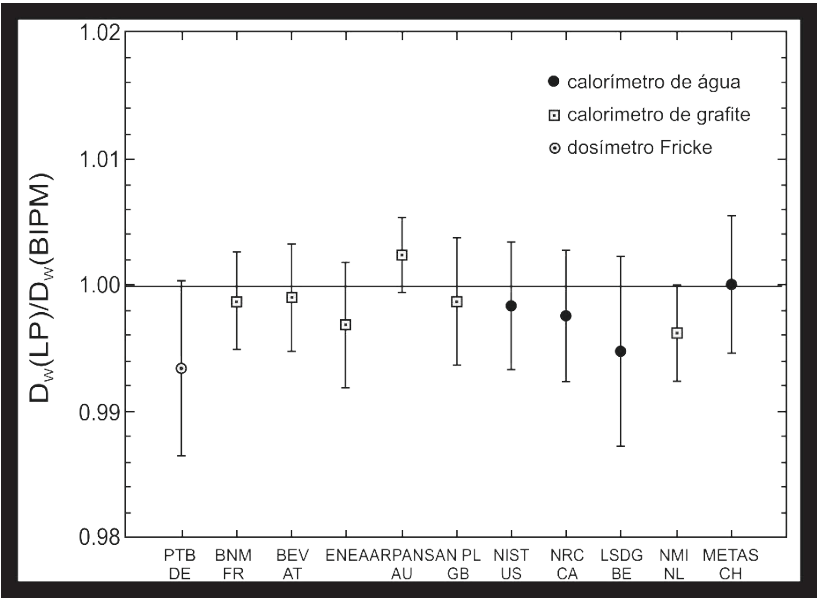


Figura 3. Exemplo típico do resultado de uma das comparações realizadas pelo BIPM com vários laboratórios primários para a grandeza dose absorvida na água usando três métodos distintos.

Fonte: BIPM (2009).

### 2.2 Nível de Laboratório Secundário (SSDL)

Local onde utilizam instrumento de alta qualidade metrológica, mas que precisam ser calibrados num dos laboratórios primários, de forma que, ao calibrar o instrumento do usuário, possa garantir sua rastreabilidade à rede metrológica nacional e internacional. No caso do Brasil, o Laboratório Nacional de Metrologia ds Radiações Ionizantes (LNMRI envia seus instrumentos diretamente ao BIPM, embora também pudesse enviá-los a qualquer outro laboratório da rede a nível primário.

O Laboratório Secundário (SSDL) deve ser designado pela autoridade metrológica do país como Laboratório Nacional. Nesse caso, o (LNMRI-IRD- CNEN) ao ser designado pelo INMETRO fica como responsável pela manutenção do padrão nacional e por exemplo sua rastreabilidade ao BIPM bem como pela disseminação no país das grandezas garantindo a

coerência metrológica entre os usuários, tendo como referência os seus padrões, conforme o TRS#398 (IAEA, 2000).

O país possui uma rede de calibração, descrita por de Almeida (2018) e Cunha (2021) e rastreada ao LNMRI, que já funciona calibrando equipamentos nas grandezas utilizadas em vários campos da área médica, tais como: mamografia, raio X diagnóstico, radioproteção e medicina nuclear. Do ponto de vista metrológico, todos os laboratórios da Rede SIBRATEC (IPEN, CTDN, DEN, LCR) poderiam ser vistos como Laboratórios Padrão Secundário rastreados ao LNMRI, mesmo ainda não existindo uma formalização da Rede.

Desta forma, os usuários de fontes de radiação ionizante estarão rastreados à rede nacional e internacional com seus resultados Inter comparáveis.

O coeficiente de calibração é fornecido por exemplo, para a grandeza dose absorvida na água nas condições de referência para feixes de raios gama da fonte  $^{60}\text{Co}$  ou Kerma no ar para feixes de raios X. Esse coeficiente é reconhecido como rastreado diretamente à rede nacional e internacional de metrologia.

#### ***Dicas:***

- Nada impede que os usuários possam calibrar seus instrumentos num laboratório primário fora do país. O custo da calibração, além das despesas de transporte, seguro e desembaraço alfandegário, torna esta opção demasiado onerosa e desnecessária, desorganizando assim o sistema nacional.
- Realizar suas calibrações nos laboratórios do país reforça a coerência metrológica entre os usuários e o laboratório nacional.

## **2.3 Nível do usuário**

Local onde se realizam os procedimentos de calibração das máquinas de diagnóstico e de tratamento, em condições semelhantes às que os instrumentos foram calibrados. Ao usar o formalismo, por exemplo, do TRS#398 (2000) ou similar, é fundamental que os sistemas de medição sejam calibrados num laboratório rastreado à rede metrológica.

Os sistemas de medição devem ser calibrados num SSDL quando adquiridos, a menos que venham calibrados pelo fabricante, desde que este possua laboratório credenciado. Devem também ser calibrados num SSDL quando sofrerem algum reparo e a cada 2 anos, independentemente de qualquer problema.

Neste ambiente os, instrumentos usados podem ser classificados como:

- Instrumento de referência (aquele de mais alto nível de qualidade metrológica na instituição) ou

- Instrumento de campo (usado na rotina diária, que pode ser igual ao primeiro). Isto é recomendável, uma vez que a legislação atual exige dois conjuntos, um deles poderia ser o de referência.

Devemos considerar que os valores numéricos das incertezas aumentam à medida que descemos na cadeia metrológica, pois os níveis de exigência de qualidade dos equipamentos e os arranjos experimentais são bem diferentes.

### 3. DOSIMETRIA ABSOLUTA, DE REFERÊNCIA E RELATIVA

Em geral, observa-se uma certa confusão conceitual pelos usuários e pelos fabricantes quando do uso dos conceitos ***dosimetria absoluta***, ***dosimetria de referência*** e ***dosimetria relativa***.

Andreo et al. (2017) discute de forma bem clara as diferenças entre os três conceitos a fim de que possam ser usados adequadamente.

#### 3.1 Dosimetria absoluta

Por definição, se refere à medição de uma grandeza com um instrumento da maior qualidade metrológica, que permite sua determinação de acordo com sua definição em geral realizada nos Laboratórios Primários.

Por exemplo, a grandeza Exposição, ***X***, como definida pelo ICRU 33(1987), é resultado do quociente de ***dQ*** e ***dm***, sendo ***dQ*** o valor absoluto da carga produzida por íons do mesmo sinal na massa de ar, quando os elétrons (néutron ou pósitrons) liberados pelos fótons numa massa de ar ***dm*** são completamente parados no ar. A unidade pelo sistema SI é o C/kg, mas sua unidade especial é o Roentgen, usado por muito tempo, sendo igual a  $2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C kg}^{-1}$ .

Medições da grandeza exposição e, como consequência, do Kerma no ar têm grande importância, pois se constituem num dos pilares da cadeia metrológica. Elas estão diretamente relacionadas às calibrações em dose absorvida dos feixes de fótons e elétrons de alta energia usados na radioterapia e aos estudos de radiobiologia e das medições em radioproteção, área ainda inteiramente dependentes da grandeza Kerma no ar.

**Formalismo para a determinação das grandezas Exposição, Kerma no ar e Dose Absorvida na água a partir das medições experimentais**

**A determinação da grandeza exposição** pode ser obtida através de dois métodos, ambos com câmara de ionização:

#### Método 1: Câmara de Ar Livre

Diferente das câmaras com parede, as câmaras de ar livre não possuem paredes, de

forma que o processo de interação ocorre com o volume de ar sensível definido pelo campo elétrico entre o anel de guarda e a placa coletora dentro da câmara, de forma a obter o equilíbrio eletrônico. A espessura da camada de ar varia em função da faixa de energia do feixe, e por essa razão se utilizam duas câmaras com volumes diferentes. Dois tipos de câmara são utilizados: a câmara de volume fixo projetada por Wyckoff and Attix (1957) e a câmara de volume expansível projetada por Attix (1961).

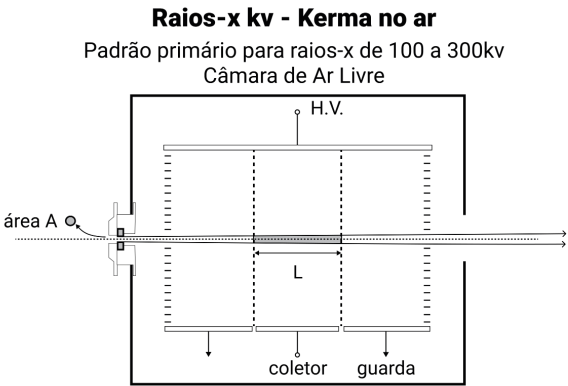


Figura 17 – Diagrama típico de uma câmara de ar livre de volume fixo modelo Wyckoff, onde pode-se identificar vários componentes importantes, como o diafragma ou colimador frontal com uma área A e o eletrodo coletor, que junto com as placas de guarda submetidas ao mesmo potencial do coletor definem o volume sensível da câmara.

Fonte: Adaptado de Attix (1986).

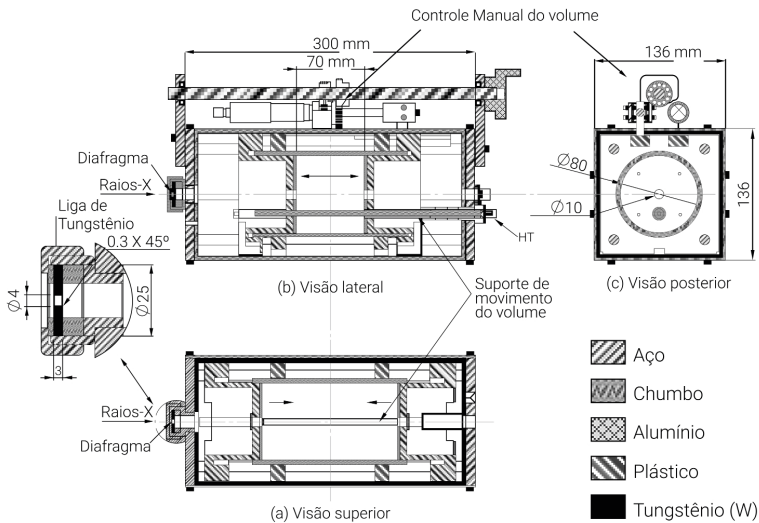


Figura 18 – Câmara de ar livre modelo.

Fonte: Adaptado de Attix.(1961).

O processo de medição de forma mais ampla foi descrito por Peixoto e de Almeida (2002), cujo formalismo para estimativa da grandeza, incluindo os fatores de correção típicos, estão descritos na equação a seguir:

$$K_{ar} = Q_{ar} / \rho \cdot V \cdot (W/e) \cdot 1/1 - g \cdot K_{att} \cdot K_{sc} \cdot K_e \quad (1)$$

Onde:

**Katt** = atenuação do feixe primário no ar entre o diafragma e o volume coletor;

**Ksc** = ionização adicional coletada causada pelo espalhamento dentro da câmara;

**Ke** = ionização perdida pelo choque dos elétrons com o eletrodo;

**W/e** = energia média necessária para a produção de um par de íons;

**p** = densidade do ar nas condições de medição, levando em conta o fator de compressibilidade do ar que corrige o seu desvio da lei do gás perfeito;

**V** = volume sensível da câmara no qual as cargas são produzidas e coletadas;

**Qar** = a carga produzida na massa de ar definida como volume sensível **v** da câmara.

## Método 2: Câmara cavitária

Este método utiliza uma câmara de ionização com volume conhecido e por meio do formalismo proposto por Allisy (1967) e estendido por Boutillon e Niatel (1973) e de Almeida e Niatel (1986), considera na medição do Kerma no ar, as dimensões da cavidade, a presença da parede e eletrodo central, além dos vários fatores de correção derivados empiricamente, como as grandezas ambientais e da estatística das medições. As características de uma câmara deste tipo usada em vários laboratórios primários, incluindo o LNMRI, está descrita na Figura 6.

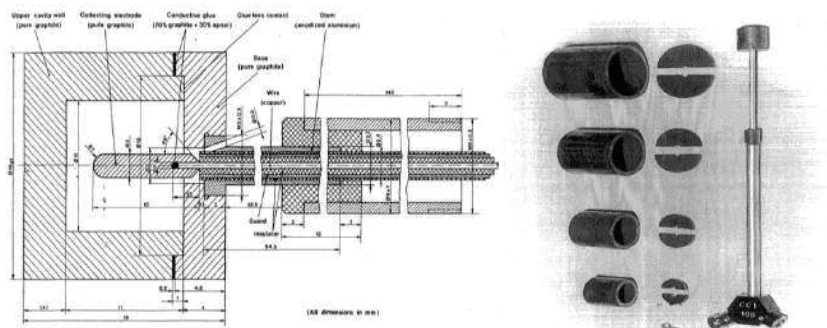


Figura 19 – Apresenta o diagrama físico das dimensões internas e externas da câmara cilíndrica.

Fonte: de Almeida and Niatel (1986).

O volume final medido de  $1.076 \pm 0,003$  CC e as capas de grafite com espessuras bem definidas foram usadas para a determinação da atenuação da parede usando o método de extrapolação. Observa-se à sua direita os complementos de grafite que são adicionados à base da câmara após a inserção de cada capa, para preservar as condições espaciais de espalhamento. Maiores detalhes sobre esta câmara estão apresentados no Capítulo 5.

Recentemente o valor da atenuação da parede foi recalculado por Rogers (2021), usando a técnica por Monte Carlo, cujo resultado foi ligeiramente diferente, porém mais exato e com uma incerteza ligeiramente menor do que o valor obtido experimentalmente por de Almeida e Niatel (1986).

O Padrão primário do LNMRI apresentado na Figura 6 é uma câmara cilíndrica de grafite construída pelo Laboratório Nacional da Áustria, com seu volume definido pelo mesmo laboratório, construída de grafite ultrapuro (99,99%), com um excelente sistema de isolantes para minimizar o leakage e os efeitos de polarização, garantindo uma ótima estabilidade a longo prazo e uma qualidade metrológica compatível com padrões semelhantes conforme relatos feitos por de Almeida e Niatel (1986) e de Almeida et al. (1990 e 1996).

O seu volume sensível foi estimado pelo Osteireich Forshung Primary Laboratory da Austria e relatado por Duftschmid (1986) a partir das dimensões físicas internas da câmara definidas com uma incerteza de 0,1 % após a subtração do volume do eletrodo, de acordo com a Figura 6, e a inclusão do volume sensível adicional na base do eletrodo.

Assim, de acordo com o princípio de Bragg-Gray, a medição da ionização no centro da câmara na sua ausência, é definida por:

$$X = I / \rho \cdot V S_{c,a} \cdot (\mu_{en} / \rho_{ar} / \mu_{en} / \rho_c) \prod K_j \quad (2)$$

Onde:

$I$  = corrente de ionização resultante da coleção dos íons produzidos no ar dentro da cavidade da câmara, levando em conta a atenuação do ar entre a fonte e a câmara;

$V$  = volume sensível da câmara no qual as cargas são produzidas e coletadas;

$\rho$  = densidade do ar nas condições de medição, levando em conta o fator de compressibilidade do ar que corrige o seu desvio da lei do gás perfeito;

$sc,a$  = a razão do stopping power restrito entre o grafite e o ar, calculado com base na teoria de Spencer-Attix (Andreo et al., 2017), levando em conta o valor médio da energia no espectro de elétrons gerado pelo efeito Compton, considerando como energia de corte 17,5 keV, o tamanho da cavidade e a energia média de excitação de 78 eV para o carbono e 85,7 eV para o ar;

$(\mu_{en} / \rho)_{ar} / (\mu_{en} / \rho)_C$  = a razão entre os coeficiente de absorção massa- energia para o ar e o grafite usados do trabalho de Hubbel e Seltzer (1995).

$\Pi K_j$  = o produto de vários fatores de correção:

$kl$  = correção para o *leakage*;

$kh$  = correção para a presença de vapor de água uma vez que a  $X$  é definido para ar seco;

$kst$  = correção para espalhamento na haste da câmara;

$k_{rn}$  = correção devido a não uniformidade radial do feixe;

$kan$  = correção devido a não uniformidade axial do feixe;

$kw$  = correção devido à atenuação da parede da câmara;

$k_{cep}$  = origem da produção dos elétrons;

$kt,p$  = correção para a temperatura e pressão de referência.

### 3.1.1 A determinação da grandeza Kerma no ar

A partir das medições da taxa exposição  $X$ , usa-se o formalismo abaixo:

$$K_{air} = X / 1 - g W / e \quad (3)$$

Onde:

$X$  = o valor da Exposição no ar obtido de acordo com a relação anterior;

$g$  = a fração de energia perdida pelo efeito *bremsstrahlung*;

$W/e$  = energia média necessária para a produção de um par de íons.

### 3.1.2 A determinação da grandeza Dose Absorvida no ar

A medição realizada por um instrumento padrão, representa a energia cedida à uma dada massa de ar do volume sensível bem conhecido de uma câmara definida pela relação:

$$D_{air} = Q(W_{air}/e)/m_{air} \quad (4)$$

Onde:

$Q$  = a carga produzida na massa de ar definida como volume sensível  $V$  da câmara;

$W_{air}/e$  = a energia média necessária para produzir um par de íons no ar, sendo seu produto igual à energia cedida à massa de ar  $m_{air}$  do volume sensível de referência;

$m_{air}$  = igual ao produto da densidade do ar  $\rho_{air}$  e o volume sensível  $v$ .

Esta medição pode requerer o uso de um conjunto de fatores necessários para correlacionar a leitura do sistema de medição com o valor final da grandeza, como, por exemplo, a dose absorvida. As medições devem ser realizadas nas **condições de referência**, ou seja: campo de radiação de 10 x 10 cm<sup>2</sup> na superfície do fantoma, DFS (distância fonte superfície) igual a 100 cm, centro da câmara posicionada a 5 cm de profundidade, temperatura de referência de 22 °C (referenciano Brasil), pressão atmosférica de 101.3 kPa e umidade relativa do ar entre 30 e 70%.

| ANO  | $K_{\text{LNMR}}/K_{\text{BIPM}}$ | UC*    | REFERÊNCIA                   |
|------|-----------------------------------|--------|------------------------------|
| 1986 | 1,0006                            | 0,0026 | de Almeida e Niatel (1986)   |
| 1996 | 1,0004                            | 0,0023 | Allisy-Roberts et al. (1996) |
| 2005 | 1,0007                            | 0,0022 | Allisy-Roberts et al. (2005) |

Tabela 1 – Histórico da rastreabilidade do padrão de kerma no ar.

\**u<sub>C</sub>* = incerteza combinada.

#### 4. DETERMINAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA NA ÁGUA

##### 4.2 Método 1: Medição realizada através de um calorímetro de grafite ou de água

O calorímetro mede a grandeza dose absorvida na água ou no grafite de acordo com sua definição, ou seja, a partir do aumento da temperatura no meio devido a um processo de indução pela radiação.

Essa avaliação é feita por termistores instalados no corpo do calorímetro preenchido com água de alta pureza, conforme relatado por Malcolm (2009).

O calorímetro, no caso, seu coração (núcleo), é colocado na profundidade de referência num fantoma cúbico com 30 cm de lado.

O sinal medido em geral é muito baixo, da ordem de 1 mK para uma dose absorvida de 2 Gy, sendo sua reprodutibilidade um fator importante.

Devido à sua complexidade, não é indicado para uso nos ambientes clínicos, e sim nos Laboratórios Nacionais de Metrologia.

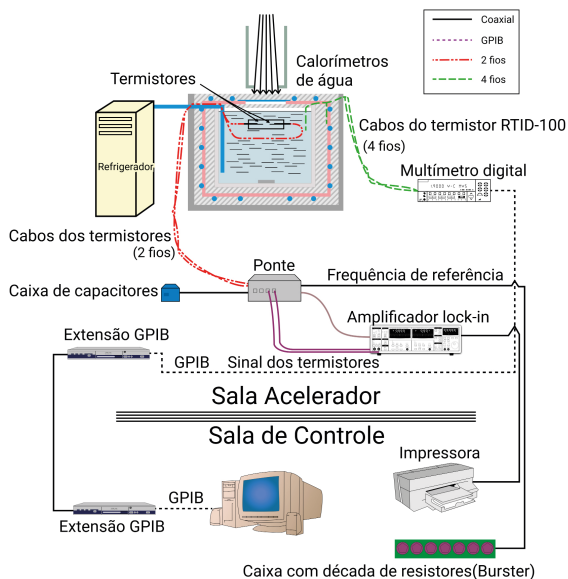


Figura 20 – Mostra um diagrama esquemático do calorímetro de água do tipo Domen, desenvolvido pela equipe da Universidade Canadense McGill e construído para uso no LCR, relatado por Rosado et al. (2019) para ser operado com água não circulante a 4.0 °C. Maiores detalhes podem ser encontrados no Capítulo 14.

Fonte: Adaptado de Malcolm (2009).

Um importante parâmetro a ser considerado é a magnitude do defeito de calor, ou seja, a fração da energia que não é liberada na forma de calor, sendo material dependente, efeito este mais significativo no grafite.

A flutuação da temperatura típica, obtida quando do uso de uma fonte de radiação, consiste em três regiões básicas:

1. a pré-tendência, que é anterior à irradiação onde a flutuação é estável;
2. a região constante e quasilinear, quando o aumento de temperatura corresponde ao momento que a fonte entra no calorímetro, mantido numa posição fixa, sendo este o ponto de medição dos termistores enquanto durara irradiação; e
3. a pós-tendência, que é a região que exhibe o comportamento da temperatura da água em intervalos de tempo depois da remoção da fonte do calorímetro. A pós-tendência tem um perfil térmico característico e inclui uma região relativa de baixo aumento de temperatura que é regida pelo aumento do gradiente de temperatura criado na água devido à deposição direta da dose na água. Isso pode ser seguido por um repentino aumento na temperatura devido ao processo de decaimento da fonte efeito que alcança o ponto de medição.

Utilizando um modelo de condução de calor na água, o tempo inicial desse repentino aumento de temperatura pode ser previsto com acurácia como uma função da distância entre o ponto de medição e a fonte.

$$Dw = \Delta T_w \cdot c_w \cdot K_t \cdot K_c \cdot K_v \cdot K_p \cdot K_{dd} \cdot K_p \cdot K_{HD} \quad (5)$$

Onde:

$\Delta T_w$  = aumento da temperatura;

$c_w$  = calor específico da água;

$k_t$  = efeito de transiente na resposta do termistor devido à deposição dadose;

$k_c$  = transferência condutiva de calor devido ao excesso de calor dos componentes de vidro e aos gradientes de temperatura;

$k_v$  = transferência condutiva de calor quando a água estiver diferente de 4 °C;

$k_p$  = perturbação causada devido à presença do coração (núcleo) do calorímetro e dos termistores, calculada por simulação de Monte Carlo;

$k_{dd}$  = não uniformidade do feixe;

$k_p$  = variação da densidade da água devido à presença do calorímetro

$K_{HD}$  = defeito de calor da água

De uma forma específica, para um padrão de dose absorvida na água comoo calorímetro, a dose  $D_w$  em um ponto na água a uma dada distância ( $r$ ) do termistor corresponde ao aumento da temperatura medido naquele ponto ( $\Delta T$ ), sendo quantificada por meio da relação a seguir.

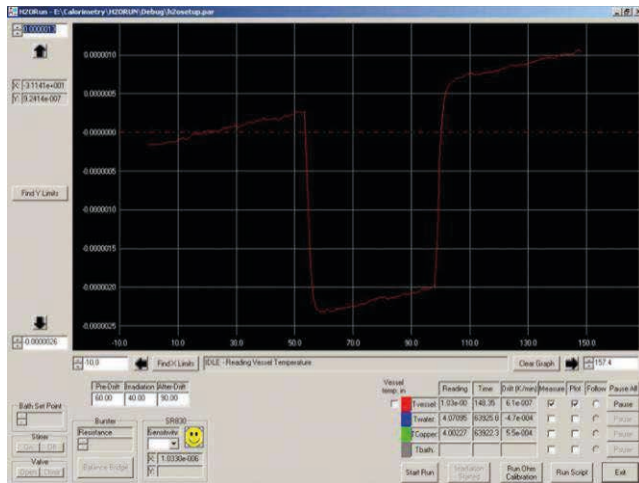


Figura 21 – Variação típica da temperatura para uma irradiação de 120 segundos em um feixe de elétrons de 10 MeV.

Fonte: Alves (2020).

Uma das vantagens do calorímetro de água é que a grandeza dose absorvida na água está sendo medição diretamente na água, enquanto no caso do uso do grafite, um fator de conversão grafite para água se faz necessário.

#### 4.3 Método 2: Medição realizada através de uma câmara de ionização de volume conhecido no fantoma de grafite

De uma forma geral, a medição da dose absorvida na água  $D_w$  (Andreo et al., 2017) é realizada nas condições de referência: campo de radiação de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  no plano da superfície do fantoma, DFS = 100 cm, com o centro da câmara posicionada a  $5 \text{ g/cm}^2$  de profundidade no grafite, temperatura do ar de referência  $22^\circ\text{C}$ , pressão atmosférica de  $101.3 \text{ kPa}$  e umidade entre 30 e 70%.

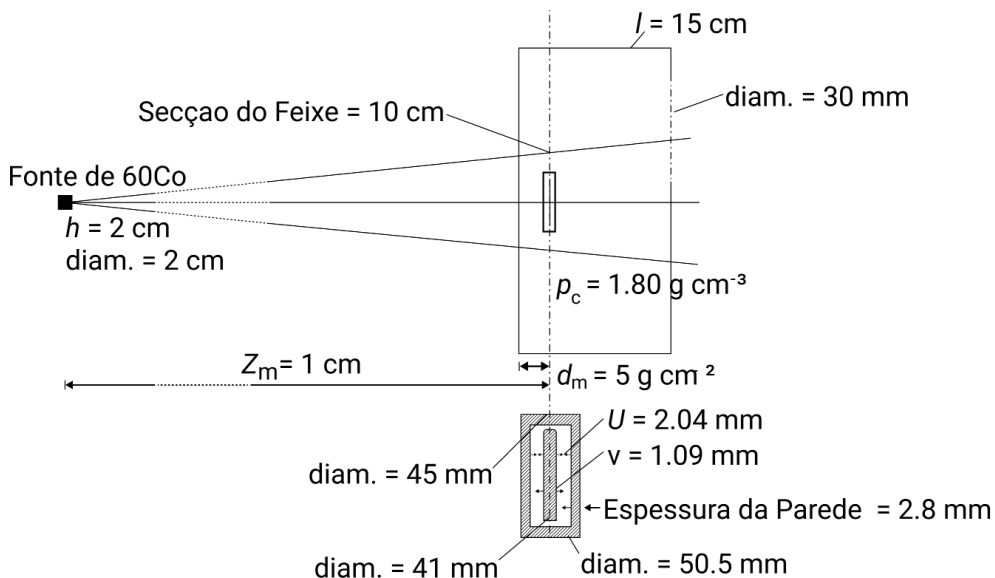


Figura 22 – Câmara de ionização de grafite ( $=1.8 \text{ g/cm}^3$ ) de placas paralelas com 2.8 mm de espessura de parede, diâmetro interno de 45mm, diâmetro externo de 50,5mm usada pelo BIPM.

Fonte: Adaptada de Boutillon e Niatel (1973).

A sua determinação segue o formalismo:

$$D_w = I / \rho \cdot W_a / e \cdot (\mu_{en} / \rho)_{w,c} \cdot S_{c,a} \cdot \prod K_j \quad (6)$$

Onde:

$I$  = leitura da corrente corrigida para as condições de referência de T e P;

$\rho$  = densidade do ar;

$V$  = volume sensível da cavidade;

$W_a/e$  = a energia média necessária para produzir um par de íons no ar, sendo seu produto igual à energia cedida à massa de ar **mair** do volume sensível de referência;

$(\mu_{en}/\rho)_{w,C}$  = a razão entre os coeficientes de absorção massa-energia para água e o grafite, usados do trabalho de Hubbel e Seltzer (1995);

$s_{c,a}$  = a razão do *stopping-power* restrito entre o grafite e o ar, calculado com base na teoria de Spencer-Attix, levando em conta o valor médio da energia no espectro de elétrons gerado pelo efeito.

Onde o valor de  $\Pi K_j$  é resultado do produto de vários fatores de correção:

$k_h$  = correção para umidade de referência;

$k_s$  = perda por recombinação iônica;

$k_m$  = não uniformidade radial do feixe no plano da câmara;

$(d/do)$  = correção para o desvio entre a distância nominal e a real;

$f$  = fator de conversão grafite para água.

#### 4.4 Método 3: Dose absorvida na água medição através da solução quasi-equivalente a água, o dosímetro Fricke

De forma resumida, pois teremos um capítulo exclusivo, o 16, sobre este tema, a dosimetria Fricke consiste em medir através da espectrofotometria, a conversão dos íons ferrosos presentes na solução, em íons férricos produzida pela radiação ionizante.

Como o dosímetro Fricke consiste em uma solução 96 % de água, sua atenuação à radiação se assemelha à da água, sendo utilizável na faixa de dose de 5-400 Gy com taxas de doses de até 106 Gy/s.

Para a determinação da grandeza de interesse,  $D_w$  na água, é necessário empregar os fatores definidos na equação (8), conforme proposto por Klassen et al. (1999) e expandido por de Almeida et al. (2014).

A grandeza determinada pelo sistema Fricke de dosimetria química é a dose absorvida na solução Fricke (DF), conforme definido na equação (7) e descrito na literatura por Klassen et al. (1999) e de Almeida et al. (2014).

$$D_F = \frac{\Delta OD}{G(Fe^{+3}) \cdot L \cdot \rho \cdot \epsilon} \quad (7)$$

Onde:

$\Delta OD$  = a diferença entre a absorbância da solução irradiada e da solução controle, corrigida para a temperatura durante a irradiação e a leitura.

$G(Fe^{+3})$  = o rendimento químico da reação para o feixe de radiação gama

$L$  = o caminho óptico da cubeta, onde a solução é colocada para a leitura no espectrofotômetro

$\rho$  = a densidade da solução Fricke

$\epsilon$  = coeficiente de absortividade molar ou coeficiente de extinção molar

Este método exige, para sua execução, que seja feito em laboratórios com vários parâmetros sob controle, como temperatura, poeira, limpeza, capelas de fluxo laminar, produção de água Milli-Q, vidraria, cubetas de quartzo, espectrofotômetro de feixe duplo de alta resolução com filtros para o seu QA e produtos químicos de alta pureza. Por essa razão seu uso se restringe a laboratórios, e não a ambientes clínicos

$$D_w = D_F \cdot f_{w,F} \cdot p_{wall} \cdot f_{avg} \quad (8)$$

Onde:

$D_F$  = dose absorvida na solução Fricke

$f_{w,F}$  = o fator que converte a dose absorvida na solução Fricke para dose absorvida na água

$p_{wall}$  = o fator que corrige as perturbações causadas pelas paredes de PMMA do frasco que contém a solução

Este método exige, para sua execução, que seja feito em laboratórios com vários parâmetros sob controle, como temperatura, poeira, limpeza, capelas de fluxo laminar, produção de água Milli-Q, vidraria, cubetas de quartzo, espectrofotômetro de feixe duplo de alta resolução com filtros para o seu QA e produtos químicos de alta pureza. Por essa razão seu uso se restringe a laboratórios, e não a ambientes clínicos.

## 5. DOSIMETRIA DE REFERÊNCIA

Refere-se à medição da grandeza dose absorvida na água com uma câmara de ionização usada no feixe da Instituição do usuário onde as condições de referência usadas no laboratório de calibração são reproduzidas e o tratamento das grandezas de influência (T, P, U) são medições no momento da aquisição dos dados obtidos.

## ETAPA 1:

Calibração da câmara de um usuário a nível do Laboratório Nacional ou de um SSDL segundo a relação seguinte.

$$N_{D,w,Q} = {}^{lab} D_{w,Q} / {}^{lab} M_{w,Q} \quad (9)$$

Onde:

$N_{D,w,Q}$  = o coeficiente de calibração fornecido pelo SSDL ou PSDL ao usuário;

${}^{Lab} D_{w,Q}$  = a dose absorvida na água determinada no SSDL pelo instrumento padrão nas condições de referência, ou seja: DFS = 100 cm, campo de radiação 10 x 10 cm<sup>2</sup> e câmara na profundidade de 5 cm na água;

${}^{Lab} M_{w,Q}$  = a leitura da câmara do usuário, denominada câmara de referência, realizada no mesmo feixe e nas mesmas condições no SSDL ou PSDL.

## ETAPA 2:

Com os valores de  $N_{D,w,Q}$  conhecidos, as medições são realizadas na Instituição do usuário com sua câmara de referência para obtenção da dose absorvida na água com um feixe de mesma qualidade nas condições de referenciado SSDL, ou seja: DFS = 100 cm, campo de radiação 10 x 10 cm<sup>2</sup> e profundidade de 5 cm na água, de acordo com a relação:

$${}^u D_{w,Q} = {}^u M_{w,Q} N_{D,w,Q} \quad (10)$$

Onde:

${}^u D_{w,Q}$  = a dose no feixe do usuário nas condições de referência;

${}^u M_{w,Q}$  = a leitura média da câmara de referência no feixe do usuário;

$N_{D,w,Q}$  = o coeficiente de calibração fornecido ao usuário para uma dada qualidade de feixe pelo laboratório de calibração, em geral de raios gama do

<sup>60</sup>Co.

Como o coeficiente de calibração é normalmente definido para um feixe de raios gama do <sup>60</sup>Co, se o usuário usar um feixe diferente (por exemplo, fótons com 6, 10, 15 MV), um fator **KQ** bem descrito por Andreo et al. (2017) deverá ser usado para ajustar a resposta do detector a esta nova qualidade de feixe, de acordo com a relação seguinte.

$${}^u\text{D}_{w,Q} = {}^u\text{M}_{w,Q} N_{D,w,Q} \cdot K_q \quad (11)$$

Onde:

**K<sub>q</sub>** = um fator que ajusta o valor medido na qualidade do feixe do usuário definido a partir da relação entre as leituras realizadas no fantoma de água, com um campo 10 x 10cm<sup>2</sup> definido a 20 cm e medições a 10 cm de profundidade na mesma geometria, ou seja, de acordo com a definição de TPR(20,10), conforme ilustra a Figura 10.

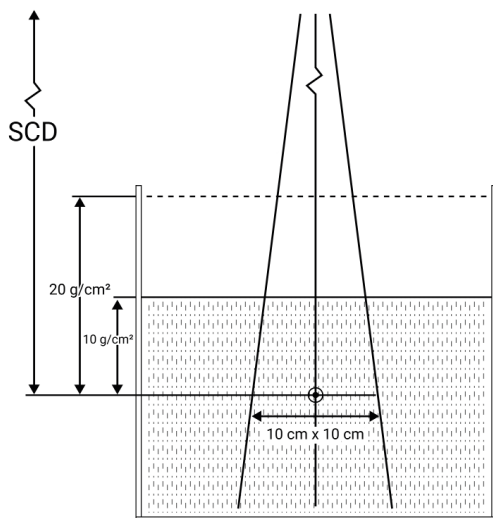


Figura 23 – Geometria que deve ser usada para medir a qualidade do feixe Q para obtenção do fator K<sub>q</sub> a partir da relação TPR(20,10) para uma distância fonte-câmara de 100 cm, campo de 10 x 10cm<sup>2</sup> e medições nas profundidades de 10 e 20 g/cm<sup>2</sup> de água, conforme recomendação do TRS#398 (2000).

Fonte: Adaptado do TRS#398 (2000).

O valor numérico deste fator varia com os tipos de materiais usados nas câmaras, cuja qualidade do feixe é expressa pela razão TPR 20,10, que representa, de uma forma empírica, a variação do comportamento de interação e absorção de cada um dos materiais devido às diferentes seções de choque.

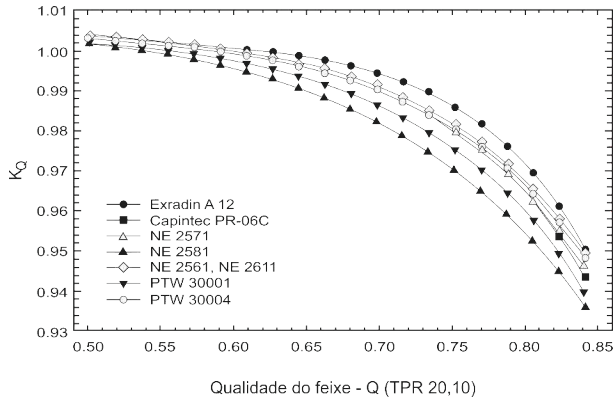


Figura 24 – Comportamento típico dos valores de  $K_q$  em função da qualidade do feixe  $Q$ , e para diferentes detectores, definido pela relação  $TPR(20,10)$ .

Fonte: Adaptado do TRS#398.

O gráfico mostra claramente uma dependência do valor de  $K_q$  com o tipo de câmara, neste caso para fótons de diferentes energias, usando câmaras cilíndricas tipo Farmer de vários fabricantes, construídas com materiais diferentes.

Vale ressaltar que o sistema de medição que melhor se coaduna a esta aplicação, a nível do usuário, é a câmara de ionização, sendo que neste caso não há necessidade de se conhecer o seu volume, pois o coeficiente de calibração leva em conta a resposta da câmara, e não o seu volume real. O  $TPR_{20,10}$  também pode ser estimado a partir das medições de PDD, usando a relação empírica:

$$TPR_{20,10} = 1.2661PDD_{20,10} - 0.0595 \quad (12)$$

Onde:

$PDD_{20,10}$  = a relação entre os valores medidos a 20 e a 10 cm de profundidade para um campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  a uma distância fonte-câmara de 100 cm.

## 6. DOSIMETRIA RELATIVA

Nos ambientes clínicos, várias medições são realizadas em condições de **não referência**, onde o coeficiente de calibração não precisa ser usado. Essas medições são denominadas de **relativas**, como, por exemplo:

- dosimetria de outros campos de radiação cujos valores são comparados ao campo de referência,
- output factors,

- fator filtro (razão entre as leituras realizadas com e sem filtro na mesma geometria),
- medições de porcentagem de dose profunda (normalizadas aos valores obtidos no ponto de dose máxima para aquele campo de radiação e tipo de feixe específico).

Nestes casos, existe uma variedade de detectores que podem ser usados sem compromisso de terem seus valores relacionados com o valor verdadeiro da grandeza, como, por exemplo, díodos, TLD, microcâmaras, array de detectores, alanina, filme, MOSFET, dentre outros; todos eles podem ser usados com suas características bem definidas, que devem ser observadas.

**Dicas:**

- Verificar e considerar, se for o caso:
- *dependência energética com a profundidade na água;*
- dependência com a taxa de dose, em especial de feixes FFF (flattening filter-free);
- *dependência direcional, devido à sua geometria e volume;*
- relação sinal-ruído em função da sensibilidade do tamanho de campo e dosinal;
- dose armazenada que causa os defeitos permanentes;
- volume que resulta na perda de resolução espacial.

Nos casos especiais em que as condições de referência não sejam possíveis, deve-se seguir o TRS#398 (2000) no que diz respeito às condições de **não referência**. Já para campos pequenos usados na radiocirurgia, a situação é mais complexa e exige câmaras com outras dimensões, condições geométricas adicionais e formalismo específico.

Neste caso deve-se usar como referência o TRS# 483 (2017), neste momento o mais indicado, onde uma variedade relativamente pequena de detectores é utilizada, em geral limitados pelo tamanho de campo e pela perda de equilíbrio eletrônico lateral. Uma discussão mais específica está sendo apresentada no Capítulo 7.

## 7. OBSERVAÇÕES FINAIS

Toda essa cadeia de medições e formalismos respeitam as condições físicas dos processos de interação da radiação com o detector, o meio e os processos de medição, todos relacionados à necessidade de se garantir a menor incerteza possível no valor da dose medição.

Os diversos níveis da cadeia metrológica trabalham com incertezas distintas, devido à complexidade dos arranjos experimentais, da qualidade dos sistemas de medição, do grau de controle das condições ambientais e do alto custo não compatíveis com o ambiente clínico.

Entretanto, a coerência metrológica entre os distintos níveis garante uma incerteza final da dose entregue ao paciente compatível com as recomendações das organizações internacionais.

Assim sendo, se mantivermos o conjunto de instrumentos (eletrômetro + cabo + câmara) acompanhados por um programa de garantia da qualidade, com as calibrações periódicas e os cuidados para manter sua integridade funcional, a qualidade final das medições muito provavelmente estará sempre de acordo com o conceito da melhor prática.

## KEY POINTS

1. Por que o conceito de Exposição não se aplica a altas energias?
2. A diferença conceitual entre dosimetria absoluta, de referência e relativa.
3. A frequência de calibração dos sistemas de medições recomendada.
4. A definição das condições de referência para medições na água.
5. Por que devemos calibrar um sistema de medições?
6. Quais são os tipos de dosímetros considerados absolutos e por quê?
7. O que significa o fator  $W/e$ ?
8. O que significa  $G$  para o dosímetro padrão Fricke?
9. Qual a diferença entre câmaras seladas e abertas?
10. Qual o papel dos laboratórios primários e secundários?
11. As diferenças conceituais e de formalismo entre a medição das grandezas exposição, Kerma no ar e dose absorvida.
12. Qual a razão por que a sensibilidade do fator  $K_q$  varia para uma mesma qualidade de feixe entre câmaras diferentes?

## EXERCÍCIOS SUGERIDOS

1. Verifique a sensibilidade do fator  $K_q$  com relação à energia dos feixes e aos tipos de materiais usados nas câmaras.
2. Considerando um coeficiente de calibração  $N_{dw} = 4.98 \times 10^7 \text{ Gy/C}$ ,  $40,0 \text{ nC}$ , a média de 5 leituras a uma profundidade de  $10 \text{ cm}$  na água, campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  na DFS de  $100 \text{ cm}$ , temperatura média de  $21^\circ\text{C}$  e pressão de  $101.3 \text{ kPa}$ , calcule a dose para as seguintes temperaturas médias:  $21.2^\circ\text{C}$ ,  $21.3^\circ\text{C}$ ,  $21.6^\circ\text{C}$  e observe a sensibilidade e aprecie a importância da medição da temperatura com alta resolução no valor da dose calculada.
3. Uma câmara tipo Farmer com volume nominal de  $0,6 \text{ cc}$  com coeficiente de calibração  $41,32 \text{ mGy nC}^{-1}$  é colocada a  $5 \text{ cm}$  de profundidade num fantoma de água com  $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ , com seu eixo perpendicular ao feixe de radiação de  $6 \text{ MV}$ , à distância fonte superfície (DF) de  $100 \text{ cm}$ , campo radiação de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  na superfície, de TPR  $20,10 = 0,67$ . A carga coletada de  $3.7 \times 10^{-8} \text{ C}$ , temperatura de  $21.8^\circ\text{C}$ , pressão  $1025 \text{ mbar}$ ,  $k_s$  de  $0,998$ ,  $K_q$ ,  $q_0 = 0,990$ .
  - Calcular a dose @  $5 \text{ cm}$  nestas condições.
  - Calcular a dose @  $5 \text{ cm}$  com  $T = 23.8^\circ\text{C}$
  - Calcular a dose @  $5 \text{ cm}$  com  $P = 1000 \text{ mbar}$

4. Faça o mesmo cálculo agora com os valores de pressão de 915.00 kPa e 102.31 kPa.
5. Compare os resultados de 2 e 3 e defina qual a resolução ideal para um termômetro e um barômetro serem usados na clínica em função das incertezas aceitáveis.

## REFERÊNCIAS

- ALLISY, A. Contribution à la mesure de l'exposition produite par les photons émis par le Co-60. *Metrologia*, v. 3, n. 2, p. 41-51, 1967.
- ALLISY-ROBERTS, P. J.; BOUTILLON, M.; RODRIGUES L.N. Comparison of the standards of air-kerma of the LNMRI and the BIPM for  $^{60}\text{Co}$  gamma rays. *Rapport BIPM-96/3*, 1996.
- ALLISY-ROBERTS, P. J.; KESSLER, C.; MELLO DA SILVA, C. N. Comparison of the standards of air-kerma of the LNMRI and the BIPM for  $^{60}\text{Co}$  gamma rays. *Rapport BIPM-2005/01*, 2005.
- ANDREO, P.; BURNS, D. T.; NAHUM, A. E.; SEUNTJENS, J. *Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry*. New York: John Wiley & Sons Inc., 2017.
- ALVES C F. Relatório de Viagem. (2020)
- ATTIX, F. H. Electronic equilibrium in free air chamber and a proposed new chamber design. *J. Res. NBS*, 60 2235 (1961)
- ATTIX, F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. New York: John Wiley & Sons Inc., 1986.
- BIPM – Internal Report. (2009)
- BOUTILLON, M.; NIATEL M. T. A study of a graphite cavity chamber for absolute measurements of  $^{60}\text{Co}$  gamma rays. *Metrologia*, v. 9, n. 4, p. 139-146, 1973.
- CUNHA, P. Rede SIBRATEC de Metrologia, 2021. (Comunicação privativa.)
- de ALMEIDA, C. E. *A evolução da metrologia das radiações ionizantes no Brasil*. In: Congresso Brasileiro de Metrologia, Rio de Janeiro, 2018.
- de ALMEIDA, C. E.; NIATEL, M. T. Comparisons between IRD and BIPM exposure and air kerma standards for cobalt-60 gamma rays. *Rapport BIPM-86/12*, 1986.
- de ALMEIDA, C. E.; MALAMUT, C.; RODRIGUES, L. N. Experimental arrangement and data acquisition system at the LNMRI for exposure and air kerma measurement of Cobalt-60 gamma rays. *Journal of Medical Physics*, v. 21, n. 1, p. 1-5, 1996.
- de ALMEIDA, C. E.; OCHOA, R.; DE LIMA, M. C.; DAVID, M. G.; PIRES, E. J.; PEIXOTO, J. G.; SALATA, C.; BERNAL, M. A. A Feasibility Study of Fricke Dosimetry as an Absorbed Dose to Water Standard for  $^{192}\text{Ir}$  HDR Sources. *PLoS One*, v. 9, n. 12, 2014.
- de ALMEIDA, C. E.; RODRIGUES, L. N.; CECATTI, E. R.; MALAMUT, C. Exposure and air-kerma standards for cobalt-60 gamma rays. *Revista de Física Médica Aplicada e Instrumentação*, v. 5, n. 2, p. 211-228, 1990.

DEMPSEY, C. Lessons learned from a HDR brachytherapy well ionization chamber calibration error. *Australas Phys. Eng. Sci. Med.*, v. 34, n. 4, p. 529-533, 2011. DUFTSCHMID, K. 1986. (Private communication.) HUBBLE J.H and SELTZER S.M. Table of x-ray mass attenuation coefficients and mass energyabsorption coefficients 1 keV to 20 MeV for elements Z=1to 98. Report NISTIR-5632, NIST, 1995

IAEA. Technological Reports Series n° 398. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. Vienna: IAEA, 2000.

IAEA. Technological Reports Series n° 469. Calibration of reference dosimeters for external beam radiotherapy. Vienna: IAEA, 2009.

IAEA. Technological Reports Series n° 483. Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy: an International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determinaiton. Vienna: IAEA; AAPM, 2017.

ICRU REPORT 33. Radiation qualities and units. United States: ICRU, 1987.

ICRU report 85: fundamental quantities and units for ionizing radiation. Journal of the ICRU, v. 11, n. 1, 2011.

KLASSEN, K.; SHORT, K. R.; SEUNTJENS, J.; ROSS, C. K. Fricke dosimetry: the difference between  $G(\text{Fe}^{3+})$  for  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$ -rays and high-energy x-rays. *Phys. Med. Biol.*, v. 44, n. 7, 1999.

MALCOLM, E. Primary standards of air kerma for 60C and x-rays and absorbed dose in photon and electron beams. *AAPM Summer School*, 2009.

PEIXOTO, J. G.; de ALMEIDA, C. E. *Implementation of a Brazilian primary standard for x-ray*. In: International Symposium on Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry, Vienna, Austria, 2002.

ROGERS, D. W. Monte Carlo calculation of the wall attenuation of the graphite 1.00 cc ion chamber primary standard for air kerma of IRD-Brazil, 2021. (Personal communication.)

ROSADO, P. H.; SALATA, C.; DAVID, M. G.; MANTUANI, A.; PICKLER, A.; MOTA, C. L.; and de ALMEIDA, C. E. Determination of the absorbed dose to water for medium-energy x-ray beams using Fricke dosimetry. *Med. Phys.*, v. 47, n. 11, p. 5802-5809, 2020.

SPENCER, L. V.; ATTIX, F. H. A Theory of Cavity Ionization. *Radiation Research*, v. 3, n. 3, p. 239-254, nov. 1955.

WYCKOFF, H and ATTIX, F. H. Design of a free air chamber ionization chamber. Handbook 64 National Bureau of Standards-USA, (1957).

## HISTORICAL EVOLUTION OF DOSIMETRY PROTOCOLS

**Pedro Andreo**

### 1. INTRODUCTION

Recommendations for the reference dosimetry of external beam radiotherapy have been issued since the 1960s by national and international organizations, usually under the name of dosimetry protocols and codes of practice (CoP). They include a description of the procedures to be followed for the specification of the quality of a clinical radiation beam and for the reference measurement with ionization chambers, including the necessary geometry arrangements for both type of measurements. Included also are the *measurement equations* to convert measured charge into absorbed dose in a given medium, referred to as the *formalism* of the protocol, as well as the required data for its implementation. Modern protocols are usually explicit in the details on the formalism and data, but it was not that way in the early days, as in some CoPs “little attempt is made to justify or explain the detailed background” (IAEA 1970); thus, many of the early recommendations were simply “cooking recipes” and their full understanding required consulting text books and dosimetry publications.

Chronologically, dosimetry protocols can be grouped according to the quantity used to calibrate the user reference ionization chamber at the standards laboratory, namely, exposure, air kerma and absorbed dose to water. This text will review the most relevant publications following the grouping mentioned and, for sake of harmonization, the nomenclature, symbols and units will often be unified and converted into those used more recently by international organizations such as the International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) and the International Atomic Energy Agency (IAEA). The focus will be on the formalisms and measurement equations for high-energy photon and electron beams, as together with the data provided, they are what most often differentiate one protocol within a given group from another.

### 2. EXPOSURE BASED PROTOCOLS

#### 2.1 ICRU Report 10b (photons, 1962)

Although it was not designed as a dosimetry protocol, one of the pioneer dosimetry recommendations to which many protocols have referred to was the seminal ICRU (1962) Report 10b, “*Physical Aspects*

of *Irradiation*”, also known as Handbook 85 of the USA National Bureau of Standards (NBS). It provided the most comprehensive discussion of the various techniques for the measurement of exposure and absorbed dose in kilovoltage (kV) and gamma rays and neutrons, including the specification and measurement of beam quality and measurement equations. Data were provided for mass energy-absorption and stopping power ratios, as well as a reviewed of the latter and of the average energy required to produce an ion pair, or an electron, in a gas ( $W$ ).

In the case of an ionization chamber calibrated in terms of exposure, where both the calibration and user measurements were made in air, the determination of the absorbed dose in a medium is preceded by that of the dose at a point in air. The latter requires the energy absorption in air per roentgen, which recalling the early definition of roentgen as “*the quantity of radiation required to produce one esu of charge in one cm<sup>3</sup> of dry air at standard conditions*” (0 °C and 101.325 kPa), is obtained as

$$1 R = \frac{1 \text{ esu/cm}^3}{\rho_{\text{air}}} = \frac{3.3356 \times 10^{-10} \text{ C/cm}^3}{1.29305 \text{ kg/m}^3} = 2.5797 \times 10^{-4} \text{ C/kg} \quad (1)$$

$$(E_{\text{abs}})_{\text{air}} = R (W_{\text{air}}/e) = 0.869 \times 10^{-2} \text{ J/kg}$$

with the value  $W_{\text{air}}/e = 33.7 \text{ J/C}$  ( $W_{\text{air}} = 33.7 \text{ eV}$ ), so that the corresponding conversion from exposure-to-absorbed dose becomes  $0.869 \times 10^{-2} \text{ Gy/R}$ . The dose to air following an exposure of  $X$  roentgens under conditions of charged particle equilibrium (CPE) is therefore given by<sup>1</sup>

$$D_{\text{air}}^{\text{CPE}} = 0.869 \times 10^{-2} X \text{ Gy} \quad (2)$$

For low and medium-energy photons, where the response of an ionization chamber is usually entirely due to electrons generated within the detector itself, i.e., the material surrounding the sensitive volume is sufficiently thick to establish CPE, sometimes achieved with a buildup cap, the chamber acts as a *photon detector*. Recall that the CPE condition limits the measurement of exposure to photon energies below about 2 MeV owing to the range of the electrons involved.

The absorbed dose to a medium becomes

$$D_{\text{med}}^{\text{CPE}} = 0.869 \times 10^{-2} X [\mu_{\text{en}}/\rho]_{\text{med,air}} = f X \quad (3)$$

where  $[\mu_{\text{en}}/\rho]_{\text{med,air}}$  is the ratio of mass energy-absorption coefficients of the medium and of

<sup>1</sup> Recall that Eq.(2) strictly corresponds to the collision or electronic air kerma, see for example Andreo et al.(2017),  $(K_{\text{el}})_{\text{air}} = x (W_{\text{air}}/e)$ , while kerma is given by  $K_{\text{air}} = X (W_{\text{air}}/e)/(1-g_{\text{air}})$ , where  $g_{\text{air}}$  is the radiation yield in dry air averaged over the spectrum of energies of the charged particles liberated by mono energetic photons.

air evaluated for the photon spectrum at the point of measurement. Values of the roentgen-to-Gy conversion factor  $f$  were tabulated in ICRU-10b for water/air, compact-bone/air and muscle/air for monoenergetic photons and, as the goal at the time was to obtain directly the dose to human tissue, the latter two ratios were also tabulated for gamma rays and multiple clinical kV photon beam qualities. Note that because  $f$  has units, it is in reality a coefficient and not a factor; this is the term that will be used henceforth for this and for several other denominated “factors” in the older protocols. Equation ((3)) using the symbol  $f\lambda$  for the exposure-to-dose conversion coefficient was used in the IAEA (1970) TRS-110 “Manual of Dosimetry in Radiotherapy” for  $^{60}\text{Co}$  and  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -rays and medium-energy kV x-rays, where the coefficient was given in tabular form but never defined.

An interesting case included in this old ICRU-10b is that of a thick-walled graphite chamber, of the type used in standards laboratories, with the chamber placed within a phantom. Assuming that the cavity is small in comparison with the ranges of most of the electrons present, and that its walls are thick enough to exclude any externally produced electrons, the dose in a thin layer of the wall can be obtained using the Bragg-Gray relation, where the absorbed dose to a medium  $D_{\text{med}}$  is related to the number of electrons formed per gram of gas,  $J_{\text{gas}}$ , by

$$D_{\text{med}} = J_{\text{gas}} (W_{\text{gas}}/e) s_{\text{med,gas}} \quad (4)$$

where  $s_{\text{med,gas}}$  is the mass stopping-power ratio of the medium to that of the cavity gas for the electron spectrum and  $J_{\text{gas}} = q/\rho_{\text{gas}} V$ , with  $q$  being the charged produced in the detector volume  $V$  filled with gas of density  $\rho_{\text{gas}}$ . Accordingly, for an air-filled chamber,

$$D_{\text{wall}} = 0.869 \times 10^{-2} q s_{\text{wall,air}} \quad (5)$$

where  $q$  is the measured charge and  $s_{\text{wall,air}}$  is the mass stopping power ratio of the wall material to air evaluated for the electron spectrum at the point of interest. **(Note that if the chamber would have been a small air-filled cavity inserted in the medium, the dose obtained would have been in the medium itself, not just in the wall).**

For the thick-walled chamber, the dose to the medium is obtained from

$$D_{\text{med}} = p_{\text{dis}} [\mu_{\text{en}}/\rho]_{\text{med,wall}} D_{\text{wall}} = 0.869 \times 10^{-2} q s_{\text{wall,air}} p_{\text{dis}} [\mu_{\text{en}}/\rho]_{\text{med,wall}} \quad (6)$$

where  $p_{\text{dis}}$ , written as  $B$  in the ICRU report, is a correction factor close to unity that accounts for the different attenuation and scatter in the chamber wall and in the displaced medium. This is probably the oldest reference to this type of chamber perturbation factor in clinical

radiation dosimetry, even if no values were given. It should be noted that Eq. (4) provides the basis for measurements made with conventional ionization chambers within a phantom at energies above the limit of the measurement of exposure, which will be discussed in subsequent dosimetry recommendations.

## 2.2 HPA photon CoPs (1960, 1964, 1969)

The first properly called code of practice for dosimetry that the author is aware of was issued by the UK Hospital Physicists' Association, HPA (1960), devoted to medium-energy kV x-rays with HVLs in the range 0.5 to 5 mm Cu, where "exposure-dose" could be measured by the user in air with or without back-scatter, or in a water or similar phantom at 5 cm depth. No equations and data were provided, only external references.

The first CoP was soon expanded to HPA (1964) for the dosimetry of 2 to 8 MV x-ray and  $^{137}\text{Cs}$  and  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$ -ray beams, where the absorbed dose to water was given by

$$D_w = M N_X C_\lambda \quad (7)$$

where  $D_w$  is the absorbed dose to water at the position of the chamber centre,  $M$  is the chamber reading in water, corrected to dry air at 22 °C and 101.325 kPa (the buildup cap used for the in-air calibration remains in place for in-water measurements),  $N_X$  is the calibration coefficient in terms of exposure (roentgen), given by the NPL standards laboratory for 2 MV x-rays, and  $C_\lambda$  is an overall exposure-to-dose conversion coefficient, which is a function of the radiation quality and the chamber type including its buildup cap.

Equation (7) became the classic expression used by several other "C- $\lambda$ " exposure-based protocols. Values of  $C_\lambda$  were given for Farmer- and Victoreen-type ionization chambers for x-ray beams between 2 and 8 MV, and  $^{137}\text{Cs}$  and  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$ -ray beams. They were based on a value of  $W_{\text{air}} = 33.7\text{eV}$  but no formulation of  $C_\lambda$  and information on the data used were provided.

The HPA (1964) code of practice was extended up to 35 MV in HPA (1969) where, in addition to an expanded data table for  $C_\lambda$  based on measurements and calculations, the only differences with the previous version were that (a) the exposure calibration coefficient  $N_X$  could also be for  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$ -rays, (b)  $N_X$  was given for dry air at 20 °C, 101.325 kPa, and (c) the data table of  $C_\lambda$  was restricted to a Farmer-type ionization chamber.  $C_\lambda$  continued to be a kind of black box to the user during several years.

## 2.3 AAPM-SCRAD (electrons 1966)

Between the publication dates of the two later HPA CoPs a protocol for electron beam dosimetry was released by the Sub-Committee on Radiation Dosimetry (SCRAD) of the American Association of Physicists in Medicine, AAPM-SCRAD (1966). Its first

recommendation was the use of Fricke dosimeters and, in addition, measure outputs with a thimble ionization chamber (Farmer and Victoreen) calibrated in terms of exposure in  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$ -rays. Electron energy calibration received especial consideration and various methods were described. Cavity ionization, to be measured in a specific SCRAD polystyrene phantom at dose maximum, was converted into absorbed dose to water by means of the Bragg-Gray relation of Eq. (4), but the protocol did not provide details or numerical data to be used except for the use of  $W_{\text{air}} = 33.7\text{eV}$ ; only external references were provided for that purpose.

## 2.4 ICRU Report 14 (photons, 1969)

ICRU (1969) Report 14 for the dosimetry of photons with energies between 0,6 and 50 MeV was published at this time. As is well-known, for photon energies above about 600 keV the response of an ionization chamber is due primarily to electrons which enter the cavity from the surrounding medium, but not to electrons generated within its own sensitive volume and walls. The chamber may be considered as an *electron detector*, in contrast to the case described previously of a photon detector, and therefore the Bragg-Gray relation of Eq. (4) can be applied.

ICRU-14 was a comprehensive publication used by many, and during more than three decades it was the only ICRU report devoted to photon dosimetry, until the publication of ICRU (2001) Report 64. Although ICRU-14 was still based on a user chamber calibration in terms of exposure, it included the concept of air kerma as an intermediate quantity to be calculated from exposure. Unlike the protocols issued by professional organizations discussed earlier, ICRU-14 provided full transparency in the formalism and measurement equations, contributing to the better understanding of the physics involved. With all the user measurements to be made at an energy-dependent depth in water using an ionization chamber including the buildup cap used for the chamber calibration, the report considered both the determination of absorbed dose at the beam qualities used for chamber calibration (2 MV or  $^{60}\text{Co}$ ) and at higher photon energies.

The exposure at a point in water,  $X_w$ , for 2 MV or  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$ -rays was determined according to

$$X_w = M N_X p_{\text{dis}} p_{\text{spt}} \quad (8)$$

where  $M$  and  $N_X$  have the same meaning as in Eq. (7), and  $p_{\text{dis}}$  and  $p_{\text{spt}}$  are perturbation factors that correct, respectively, for the effect of the displacement of water by an air volume with the shape of the ionization chamber, and for the difference in chamber response in the photon fluence spectrum at the calibration in air and at the user measurement in the water phantom. They were denoted in ICRU- 14 by  $d$  and  $k_2$ , respectively. The only value of  $p_{\text{dis}}$  provided was for a Farmer-type chamber, being equal to 0,985, while  $p_{\text{spt}}$  was considered to be very close to unity.

Water kerma was then derived using

$$K_w = X_w (W_{\text{air}}/e) \frac{(\mu_{\text{tr}}/\rho)_w}{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}} \quad (9)$$

where  $(\mu_{\text{tr}}/\rho)_w$  and  $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}$  are, respectively, the energy-fluence weighted mean values of the mass energy-transfer and mass energy-absorption coefficients for the photon spectra at the point of measurement. Note the use of the  $\mu_{\text{tr}}/\rho$  coefficient in water, instead of  $\mu_{\text{en}}/\rho$ , owing to the exclusion of energy absorption from bremsstrahlung in the exposure but not in kerma. Recall that  $\mu_{\text{en}}/\rho = (1 - g) \mu_{\text{tr}}/\rho$ , where  $g$  is the radiative fraction, i.e., the mean fraction of electron kinetic energy lost in radiative processes (see also footnote 2.1).

The absorbed dose to water at the calibration quality was then determined from the water kerma through

$$D_w = \beta K_w = \beta X_w (W_{\text{air}}/e) \frac{(\mu_{\text{tr}}/\rho)_w}{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}} \quad (10)$$

where  $\beta$  is the ratio between absorbed dose and kerma, sometimes referred to as a correction for the mean centre of electron production (CEP, see e.g. Andreo et al. (2017)) which is very close to unity ( $\beta \geq 1$ ), and the absorbed dose can be written as

$$D_w = M N_X p_{\text{spt}} C_{\lambda_0} \quad (11)$$

with

$$C_{\lambda_0} = 0.869 \times 10^{-2} \beta p_{\text{dis}} \frac{(\mu_{\text{tr}}/\rho)_w}{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}} \text{ Gy/R} \quad (12)$$

which became the exposure-to-dose conversion coefficient at the calibration (reference) quality, most often  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$ -rays.

For photon beam qualities higher than the calibration, the measurement equation for the absorbed dose to water was identical to Eq. (11) with  $C_{\lambda_0}$  replaced by  $C_{\lambda}$ , resulting in

$$D_w = M N_X p_{\text{spt}} C_{\lambda} \\ C_{\lambda} = C_{\lambda_0} \frac{(s_{w,\text{air}})_{\lambda}}{(s_{w,\text{air}})_{\lambda_0}} \frac{p_{\lambda}}{p_{\lambda_0}} = 0.869 \times 10^{-2} \beta p_{\text{dis}} \frac{(\mu_{\text{tr}}/\rho)_w}{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}} \frac{(s_{w,\text{air}})_{\lambda}}{(s_{w,\text{air}})_{\lambda_0}} \frac{p_{\lambda}}{p_{\lambda_0}} \text{ Gy/R} \quad (13)$$

where  $(s_{w,\text{air}})_{\lambda}$  and  $(s_{w,\text{air}})_{\lambda_0}$  are the mass stopping-power ratios of water relative to air at the

photon beam qualities  $\lambda$  and  $\lambda_0$  (calibration), respectively, and  $p\lambda$  and  $p\lambda_0$  are perturbation correction factors.

These perturbations were not defined or provided numerically, and ICRU-14 stated that the ratio  $p\lambda/p\lambda_0$  would normally be close to unity (note that the factor  $p_{dis}$  should not be included in  $p\lambda_0$  and  $p\lambda$ , as otherwise it would be accounted for twice). Values of the exposure-to-dose conversion coefficients  $C\lambda_0$  and  $C\lambda$  for the calibration and higher beam qualities were tabulated in ICRU-14.

## 2.5 AAPM-SCRAD (photons 1971)

Following the publications of HPA (1969) and ICRU (1969), the SCRAD of the AAPM released a dosimetry protocol for photons up to 50 MeV, AAPM-SCRAD (1971), intended to supplement the HPA and ICRU publications adopting their frame of reference and dosimetric data. The SCRAD protocol described in detail the measurement equations following closely those of ICRU-14 while introducing some minor changes and simplifications, also in the symbols. Allowed phantom materials were water, polystyrene and PMMA (acrylic).

For measurements in water,  $D_w$  was determined as in Eqs. (13), excluding  $p_{spt}$ ,  $Q$  and  $p\lambda/p\lambda$ ; the coefficient  $C\lambda$ , for  $^{60}\text{Co}$ , was denoted by  $f_c$  and given the value of 0,965. The values of the exposure-to-dose conversion coefficients  $C\lambda$  for water were those in HPA (1969) while those for polystyrene and PMMA, and for the three materials for beam qualities between 35 and 50 MeV were specifically derived for the protocol. When measurements were made in plastic phantoms, the dose to water was derived from

$$D_w = D_{pl} \frac{(\mu_{en}/\rho)_w}{(\mu_{en}/\rho)_{pl}} \quad (14)$$

Another difference between the SCRAD protocol and the HPA and ICRU publications was the possibility of performing measurements in air for the calibration beam quality, subsequently deriving the absorbed dose to water at the depth of dose maximum or at the isocenter. This was done using

$$D_w = M_{air} N_X f_c T A_{eq} \quad (15)$$

where  $T$  is the tissue-air ratio (TAR), which at the depth of the maximum dose is the backscatter factor, and  $A_{eq}$  is a correction for attenuation in the buildup cap, which for 2 MeV and  $^{60}\text{Co}$  has a value of 0,985.

## 2.6 ICRU Report 21 (electrons, 1972)

ICRU (1972) Report 21 for electron dosimetry was the counterpart of ICRU- 14 for photon dosimetry, sharing the thorough treatment of the formalism and data while adding an in-depth study of electron beam energy-related parameters. Stopping powers and their ratios for cavity theory were dealt with in detail, as was the pioneer formulation of mass angular scattering power.

The formulation given for the Bragg-Gray relation, see Eq. (4), had the explicit form

$$\begin{aligned} D_{\text{med}} &= D_{\text{gas}} s_{\text{med,gas}} p_{\text{med,gas}} = J_{\text{gas}} (W_{\text{gas}}/e) s_{\text{med,gas}} p_{\text{med,gas}} \\ &= \frac{q}{\rho_{\text{gas}} V} (W_{\text{gas}}/e) s_{\text{med,gas}} p_{\text{med,gas}} \end{aligned} \quad (16)$$

where all quantities have already been defined except  $p_{\text{med,gas}}$ , which is an electron fluence perturbation factor.

For the practical case of measurements made in a water phantom at an electron energy-dependent depth with a chamber having a  $^{60}\text{Co}$  or 2 MV x-rays exposure calibration coefficient, the absorbed dose to water was given by

$$\begin{aligned} D_{\text{w}} &= M N_X C_{\text{E}} \\ C_{\text{E}} &= (W_{\text{air}}/e) A_{\text{eq}} s_{\text{w,air}} p_{\text{w,air}} \end{aligned} \quad (17)$$

$C_{\text{E}}$  being the overall conversion coefficient from exposure-to-dose in water, which was tabulated using, as in AAPM-SCRAD (1971),  $W_{\text{air}} = 33.73 \text{ eV}$ ,  $A_{\text{eq}} = 0.985$ , and  $p_{\text{w,air}}=1$ , together with stopping-power ratios as a function of the electron mean energy and depth in the phantom. The case  $p_{\text{w,air}} = 1$  corresponded to plane-parallel chambers; fluence perturbation factors for cylindrical ionization chambers were tabulated as a function of the mean energy at depth and the chamber inner radius.

## 2.7 HPA electron Guide (1971)

Although chronologically it was published one year earlier than ICRU-21, the HPA published “A practical guide to electron dosimetry (5-35 MeV)” (HPA (1971)) that followed almost literally the  $C_{\text{E}}$ -formulation and data of the ICRU-21 electron report. Hence, it will not be discussed further.

## 2.8 NACP (1972) recommendations

The Nordic Association of Clinical Physicists published a protocol innovating the joint treatment of photon and electron dosimetry in a single protocol, NACP (1972); it was based

on the ICRU-14 and ICRU-21 reports. Considering the two most commonly used radiation types in the same publication was a trend followed by many other dosimetry protocols.

The measurement equations for both beam modalities were then

$$\begin{aligned} D_w &= M N_X C_\lambda \\ D_w &= M N_X C_E \end{aligned} \quad (18)$$

In the case of photons, the  $C_\lambda$  concept was extended to measurement depths other than the classical 5 cm reference depth using experimental data. Perhaps the most important aspect was the pioneer use of an effective point of measurement for the chamber used, so that the values of  $C_\lambda$  became slightly different from those in ICRU-14. An interesting other aspect was the introduction of the ratio of ionization at the depths of 5 and 15 cm,  $J_5/J_{15}$  (SSD 100 cm, 10 cm × 10 cm) obtained as an average from multiple clinical accelerators, which plotted as a function of the nominal MV was used to obtain the maximum photon energy. It was not used, however, for dosimetric data as all the available data were in terms of MV, and included a warning for the possibility of electron contamination at 5 cm depth.

For electron beams the energy was evaluated by means of a range analysis, measuring depth-ionization curves that take into account the effective point of measurement of the chamber used. An experimentally derived energy-range relationship was used to obtain the practical range  $R_p$ , subsequently used to determine the mean energy at depth. This was used to select  $C_E$  values at the energy-dependent specific depths using the more general ICRU-21 data table.

## 2.9 DIN 6800-2 (1980)

German protocols are published in the German language as DIN Norms by the Deutsches Institut für Normung. They were characterized by simplicity and practicality (perhaps not much nowadays), both in the formulation of the measurement equations and in the description of procedures to be followed. It should be noted that the DIN numbering is fixed, so that different versions or updates of norms devoted to ionization chamber dosimetry have all the number 6800-2 (part 1 deals with general aspects); they differ only in their date of publication and slightly in the title. The present protocol, in terms of exposure chamber calibrations, is therefore here referred to as DIN (1980) and in English was entitled “*Procedures in dosimetry: ionisation dosimetry*”.

The protocol included the dosimetry of kilovoltage photons,  $^{137}\text{Cs}$  and  $^{60}\text{Co}$  based on in-air measurements, and in-phantom measurements for photons above 3 MeV and electrons above 1 MeV. Two general equations were given to determine the absorbed dose to a medium from the two measurement procedures; for in-air and in-phantom, respectively, they were

$$\begin{aligned} D_m &= \left[ (W_{\text{air}}/e) (\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{m,air}} \right] k_a N_X M \\ D_m &= \left[ (W_{\text{air}}/e) s_{\text{m,air}} \right] k_c N_X M \end{aligned} \quad (19)$$

where the square brackets define coefficients denoted in the protocol by  $f$  and  $g$ , respectively, tabulated for all the energies involved,  $k_a$  and  $k_c$  are correction factors for each procedure, and  $W_{\text{air}} = 33.73$  eV. In particular,  $k_c$  had the values 0,98 and 0,95 for graphite-walled and PMMA-walled chambers, respectively. For the present context, in both cases  $N_X$  was the exposure calibration coefficient at  $^{60}\text{Co}$ , although the protocol used  $N$  (applicable also to kV x-rays) and  $N_{\text{Co}}$ , respectively.

## 2.10 NCRP Report 69 (photons, 1981)

The recommendations for photon dosimetry by the USA National Council on Radiation Protection and Measurements, NCRP (1981), went one step beyond the AAPM protocols so far, providing a robust theoretical background to the various measurement procedures and equations. Extensive use was made of the correction for the centre of electron production (CEP, see also Eq. (10) given for ICRU-14), the ratio of dose to collision kerma, which was also defined as the ratio of the energy fluence, exposure or collision kerma at two slightly different depths.

Several different situations were considered, now using  $W_{\text{air}} = 33.85$  J/C (ICRU Report 31, 1979), which for the calibration quality of  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$ -rays gives the exposure-to-dose coefficient the value  $0,873 \times 10^{-2}$  Gy/R. The situations of clinical interest were:

- The dose to air and to a medium derived from exposure at the calibration qualities

$$\begin{aligned} D_{\text{air}} &= 0.873 \times 10^{-2} \beta_{\text{air}} X_{\text{air}} \\ D_{\text{med}} &= 0.873 \times 10^{-2} \beta_{\text{med}} A_{\text{eq}} X_{\text{air}} (\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{med,air}} \end{aligned} \quad (20)$$

where  $X_{\text{air}}$  is the exposure in air at the point of interest, equal to  $M_{\text{air}} N_X$ , and  $A_{\text{eq}}$  has been defined earlier as a correction for attenuation in the chamber buildup cap.

- The dose to water derived from exposure at energies above 600 keV with measurements in water

$$\begin{aligned} D_w &= M_w N_X C_\lambda \\ C_\lambda &= 0.873 \times 10^{-2} (\beta_{\text{wall}} A_{\text{wall}})_{\lambda_0} (s_{w,\text{air}})_\lambda \left[ s_{\text{air,wall}} (\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{wall,air}} \right]_{\lambda_0} \frac{p_\lambda}{p_{\lambda_0}} \end{aligned} \quad (21)$$

where  $A_{\text{wall}}$  corrects for attenuation and scatter by the chamber wall and buildup cap at the

calibration quality  $\lambda_0$ , and the various  $p_i$  are perturbation correction factors of the photon and electron energy fluences by the chamber, chamber stem, central electrode, etc. at the calibration quality and at the higher quality  $\lambda$ .

NCRP-69 discussed most of the recent research and developments leading to different sets of values for the  $C\lambda$  coefficient. Refinements were described to include in an approximate way the chamber wall material (water-like as PMMA, or air-like as graphite), use or not of the chamber buildup cap during measurements in water, use of new data on spectra-derived mean values of quantities rather than using mean energies, new stopping power ratios and different perturbation factors, and even the classical attenuation factor  $A_{eq}$  for  $^{60}\text{Co}$  (denoted by  $A_{wall,c}$ ) to become 0,97 (instead of 0,985 as previously); it also considered the effective point of measurement of ionization chambers. These discussions were in some aspects “inspired” by the air-kerma based NACP (1980) protocol, acknowledging that “The most comprehensive recent consideration of the problem appears in a new protocol for electron and photon beams by the Nordic Association of Clinical Physicists. In this document seven factors are recommended to replace  $C\lambda$ .” Despite the availability of new data, NCRP-69 still recommended that values of  $C\lambda$  previously given in several protocols be continued in use and, estimating that differences were only up to about 2% at some energies, provided the same tabulated data as in HPA (1969). Interesting enough, the report did provide updated values of the exposure- to-dose conversion coefficients for kV x-rays, using  $W_{air} = 33.85 \text{ eV}$  (ICRU (1979)) and updated values of energy-absorption coefficients.

## 2.11 AAPM TG-21 protocol (1983)

AAPM (1983) TG-21 was the first AAPM protocol including both high-energy photon and electron beams. It pertained to the new generation of dosimetry protocols initiated by the air-kerma based NACP (1980), to be discussed below, where the  $C\lambda$  and  $CE$  concepts were abandoned, although still was based on chamber calibrations in terms of exposure at 22 °C and 101.33 kPa, and included both a new type of formalism and extensive new dosimetric data. The protocol was applicable to most types of ionization chambers used in the USA.

As in NACP (1980), the formalism was based on an intermediate chamber coefficient calculated by the user from the exposure calibration coefficient  $N_X$ , termed cavity-gas calibration factor  $N_{gas}$  which, following the work by Almond and Svensson (1977), considered the fraction  $\alpha$  of ionization due to electrons from the chamber wall and  $(1 - \alpha)$  from the buildup cap. Note the use of “gas” even if practically all chambers for clinical use have an air-filled cavity. It was defined as

$$N_{\text{gas}} = N_X \frac{2.5798 \times 10^{-4} \text{C kg}^{-1} \text{R}^{-1} (W_{\text{air}}/e) A_{\text{ion}} A_{\text{wall}} \beta_{\text{wall}}}{\alpha s_{\text{wall,gas}}(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air,wall}} + (1 - \alpha) s_{\text{cap,gas}}(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air,cap}}} \quad (22)$$

where the meaning of all quantities (values for  $^{60}\text{Co}$ ) has already been given above except  $A_{\text{ion}}$ , which is the ion-collection efficiency of the user chamber during the  $^{60}\text{Co}$  exposure calibration at the standards laboratory. The updated stopping-power ratios were of the Spencer-Attix type and TG-21 used the symbol  $(\bar{L}/\rho)_a$  instead of  $s_{a,b}$ . Providing  $N_X$  in units of R/C,  $N_{\text{gas}}$  resulted in units of Gy/C (given as rad/C).

Allowed phantom materials were water, polystyrene and PMMA. The absorbed dose to these media was given by a general expression, valid for both clinical photon and electron beams, and related to the dose in the gas (air) of the chamber

$$D_{\text{med}} = M N_{\text{gas}} s_{\text{med,gas}} P_{\text{ion}} P_{\text{repl}} P_{\text{wall}} \quad (23)$$

where  $P_{\text{ion}}$  is the correction for ionization recombination losses in the user's beam (reciprocal of  $A_{\text{ion}}$ ),  $P_{\text{repl}}$  is the replacement correction for the phantom material replaced by the chamber (called displacement correction factor  $p_{\text{dis}}$  in other protocols), and  $P_{\text{wall}}$  accounts for the difference between the chamber wall and the phantom materials; for photons it was given by

$$P_{\text{wall}} = \frac{\alpha s_{\text{wall,gas}}(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{med,wall}} + (1 - \alpha) s_{\text{med,gas}}}{s_{\text{med,gas}}} \quad (24)$$

which is unity when the chamber wall and the phantom are of the same material, and for electron beams. Expressions and scaling data to derive the absorbed dose to water from the dose to a plastic phantom were provided. For the especial case of  $^{60}\text{Co}$  therapy units, TG-21 allowed for in-air calibrations using the procedure described for Eq. (15).

TG-21 also included the use for the first time of an absorbed dose calibration coefficient  $ND_{\text{w}}$  (denoted by  $ND$  in the protocol), measured in  $^{60}\text{Co}$  with a graphite calorimeter at the USA standards laboratory (NIST, formerly NBS), where the absorbed dose to water in the user's  $^{60}\text{Co}$  beam was given by the simple equation

$$D_{\text{w}} = M N_{D,\text{w}} \quad (25)$$

The  $ND_{\text{w}}$  procedure would take years to be developed and extended to other beam qualities at standards laboratories worldwide, being later on generalized into absorbed dose to water dosimetry protocols.

It is worth noting that TG-21 is the only dosimetry protocol so far that does not include the corrections for ionic recombination during chamber calibration ( $A_{ion}$ ) and user's beam measurements ( $P_{ion}$ ) in what are known as corrections to the reading of an ionization chamber, unlike e.g. a polarity or leakage correction. This is a choice maintained in other AAPM protocols.

## 2.12 AAPM TG-39 (1994)

AAPM (1994) TG-39 on the calibration and use of plane-parallel ionization chambers for the dosimetry of electron beams was an extension of the TG-21 protocol. The absorbed dose to water at the depth of the maximum ionization  $z_{max}$  in both plastic and water phantoms was derived using Eq. (23), which for electrons excludes the  $P_{wall}$  perturbation factor.

The most important novelty of the TG-39 protocol was the derivation of an  $N_{gas}$  calibration coefficient for plane-parallel chambers,  $N_{pp}$ . This was always derived by cross-calibration against a cylindrical chamber of known  $N_{pp}$ , given by Eq. (22), with measurements performed (a) in a phantom with an electron beam at the depth of  $z_{max}$  using the highest energy available, (b) in a phantom with a  $^{60}\text{Co}$  beam at the depth of 5 cm, and (c) in air with a  $^{60}\text{Co}$  beam. Methods (a) and (b) were originally the recommendations of NACP (1981). Factors to be applied for five plane-parallel chamber types were provided, as well as scaling factors and formulation for transferring the dose from plastic phantoms to water.

TG-39 referred to  $NK$  chamber calibration coefficients provided by NIST, to be converted to exposure coefficients (see footnote 2.1) using  $NX = 113.7 NK$ , where the values of  $g_{air} = 0.0032$  and  $(W_{air/e}) = 33.97 \text{ J/C}$  were used.

## 3. AIR-KERMA BASED PROTOCOLS

During its meeting in 1977, the CCEMRI<sup>2</sup> had as a main question the replacement of standards in terms of exposure by those in terms of air kerma; the recommendation of the meeting was to maintain exposure standards *“and, in case of need, in terms of air kerma using the appropriate conversion factors”*. In 1981 the Committee stated that calibrations of instruments performed in terms of exposure *“may also be expressed in terms of air kerma or water kerma”*. Discussions during the CCEMRI meeting in 1983 pointed out that “exposure is becoming less and less used, being replaced by air kerma and water kerma.” It was mentioned that “air kerma can now be realized with better accuracy than exposure for cavity chambers” and some standards laboratories already provided calibrations in terms of both air kerma and exposure. The result of this hesitancy and discussions was that some of the

<sup>2</sup> Comité Consultatif pour les Etalons de Mesure des Rayonnements Ionisants (Consultative Committee for Standards of Ionizing Radiation). Since 1997 the CCEMRI was renamed the CCRI, Comité Consultatif des Rayonnements Ionisants (Consultative Committee for Ionizing Radiation). See the reports of the different meetings in <https://www.bipm.org/en/committees/cc/ccri/publications>.

air kerma-based protocols also included measurement equations in terms of an exposure calibration coefficient.

### 3.1 NACP (1980, 1981)

The formerly used  $C\lambda$  and  $CE$  concepts were solely valid for air-equivalent and water-equivalent ionization chamber walls, respectively, and a new procedure for the determination of absorbed dose was put forward in NACP (1980) which became the standard in practically all air kerma-based protocols (and in some  $NX$ -based such as AAPM (1983) TG-21). It was based on a user-derived absorbed-dose chamber coefficient  $ND_{air}$  (termed  $ND$  in the protocol) derived from an air kerma calibration  $NK$  in a  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$ -ray beam. The absorbed dose to water in high-energy photon and electron beams was subsequently obtained as the product of meter readings,  $Nd_{air}$ , stopping-power ratios and experimentally derived perturbation factors.

For photon beams, NACP changed its former ratio of ionization at the depths of 5 and 15 cm to the ratio at the depths of 10 and 20 cm,  $J_{100}/J_{200}$ , to avoid the potential influence of electron contamination at 5 cm depth. Above 10 MV the reference depth for beam calibration was changed to 10 cm. Mean values of the ratio  $J_{100}/J_{200}$  obtained in multiple accelerators were plotted as a function of the nominal MV and used to approximate the maximum photon energy, but dosimetry data were still related to MV values (even if  $J_{100}/J_{200}$  was recommended as input data for stopping-power ratios). For electron beams, the most probable energy at the phantom surface  $E_{p,0}$  was used to specify a dose distribution while the mean energy at the surface  $\bar{E}_0$  was used as reference to dosimetric data. They were obtained with new energy-range relationships using the practical range  $R_p$  and the half-value depth  $R_{50}$  of depth-dose distributions,

$$\begin{aligned} E_{p,0} &= 0.22 + 1.98R_p + 0.0025R_p^2 \\ \bar{E}_0 &= 2.33R_{50} \\ \bar{E}_z &= \bar{E}_0(1 - z/R_p) \end{aligned} \tag{26}$$

that were also used by ICRU (1984) Report 35 and other dosimetry protocols. The absorbed-dose chamber coefficient  $ND_{air}$  was defined as the ratio between the mean absorbed dose to air in the chamber cavity  $\bar{D}_{air,c}$  and the chamber reading  $M_c$ , both at the  $^{60}\text{Co}$  calibration quality. Getting  $\bar{D}_{air,c}$  is straightforward from the air kerma calibration coefficient so that the expression for  $ND_{air}$ <sup>3</sup> became

<sup>3</sup>  $ND_{air}$  can also be derived from an exposure calibration coefficient using the exposure kerma relationship, i.e.  $ND_{air} = NX(W_{air}/e)$  katt km, together with the corresponding exposure-to-dose conversion.

$$N_{D,\text{air}} = \frac{\bar{D}_{\text{air},c}}{M_c} = N_K(1 - g_{\text{air}})k_{\text{att}}k_m \quad (27)$$

where  $k_{\text{att}}$  is a correction factor that accounts for attenuation and scatter in the chamber wall and buildup cap and  $k_m$  corrects for the lack of air equivalence of the chamber material. It is emphasized that  $N_{D,\text{air}}$  and the factors  $k_{\text{att}}$  and  $k_m$  are defined solely at the calibration  $^{60}\text{Co}$  beam.

In a second step, the Bragg-Gray equation was used for the determination of the absorbed dose at the reference point in water in the absence of the ionization chamber at the user's radiation quality,

$$D_{w,u} = \bar{D}_{\text{air},u} (s_{w,\text{air}})_u p_u \quad (28)$$

where  $\bar{D}_{\text{air},u}$  is the mean absorbed dose to air in the cavity of the ionization chamber measured in water at the user's radiation quality,  $(s_{w,\text{air}})_u$  is the mass stopping-power ratio and  $p_u$  is an overall perturbation factor that includes corrections for (a) the lack of water equivalence of the chamber material at the user's radiation quality, (b) the change in fluence due to the insertion of the air cavity, and only for photon beams, for the location of the effective point of measurement of a cylindrical chamber.

Based on the constancy of  $W_{\text{air}} = 33.85 \text{ eV}$  at the energies involved, both for photons and electrons, it can be assumed that the chamber coefficient  $N_{D,\text{air}}$  is also constant, leading to the essential general equation

$$D_{w,u} = N_{D,\text{air}} M_u (s_{w,\text{air}})_u p_u \quad (29)$$

where  $M_u$  is the chamber reading at the user's radiation quality, corrected for temperature, pressure, recombination, humidity, etc.

The NACP (1980) protocol was applicable only to electrons with energy above 10 MeV and a Supplement for the dosimetry of electron beams with mean energies at the phantom surface below 15 MeV was subsequently published, NACP (1981). The Supplement contained also more recent values of water/air stopping- power ratios for electron beams. The most interesting aspect of the Supplement was the introduction of the NACP plane-parallel chamber, detailing procedures for its cross-calibration against a cylindrical chamber of known  $N_{D,\text{air}}$  in a high-energy electron beam, although a direct calibration in  $^{60}\text{Co}$  at the standards laboratory was also recommended. The absorbed dose was derived in this case with Eq. (29) assuming a perturbation factor of unity.

### 3.2 Revised HPA CoPs (1983, 1985)

The HPA revised its codes of practice for photons (HPA 1983) and for electrons (HPA 1985) in a period of considerable progress in the understanding of concepts related to ionizing dosimetry, even if HPA's CoPs continued to be based on the  $C\lambda$  and  $CE$  concepts. It should be noted that, since air kerma and absorbed dose are both expressed in grays, any conversion between the two quantities is dimensionless, that is,  $C\lambda$  and  $CE$  have no units and should therefore be called factors. As in earlier CoPs, the revised versions were cooking recipes without theoretical foundations and transparency in the numerical data (to a lesser extent in the CoP for electron dosimetry). As the recommendations for ionization chambers were specific for instruments used in hospitals practically only in the UK, it is questionable that these CoPs were used somewhere else.

For photon beams, while most protocols at that time implemented the formulation developed by Almond and Svensson (1977), the HPA opted for using the slightly different equation by Shiragai (1978). More importantly, as in the UK every radiotherapy department is assumed to have a secondary standard graphite-walled ionization chamber NE-2561, the new  $C\lambda$  values were given solely for this specific chamber type; hence, the CoP was not very useful in other parts of the world. The  $NK$ -based equation for the absorbed dose to water was

$$D_w = 1.139 M N_K C_\lambda \quad (30)$$

where the meaning of the different quantities has been defined earlier and the factor 1.139 to convert air kerma into absorbed dose to water includes a 0.5% correction for the effect of bremsstrahlung production from secondary electrons for 2 MV x-radiation. The CoP also included the expression for dose determination in medium-energy x-rays, identical to Eq. (30) except for using a factor  $F$  (corresponding to a photon detector) instead of  $C\lambda$ , and a constant 1.145 instead of 1.139.

For electron beams, where the NE-2561 chamber is not recommended, two additional chambers were recommended, both widely available in the UK. These were the Farmer type NE-2571 for electron beams above 10 MeV and the plane-parallel Vinten-631 (denoted as "flat chamber") for low- and high-energy electrons. Both chambers were to be cross-calibrated by the user in  $^{60}\text{Co}$  against a NE-2561 secondary standard. Electron dosimetry with the NE-2571 chamber should be made in a water phantom, and in a Perspex or polystyrene phantom with the Vinten-631 chamber. The effective point of measurement  $P_{\text{eff}}$  of the Vinten-631 chamber was taken to be at the centre of the inside surface of the front face. For the cylindrical chamber  $P_{\text{eff}}$  was situated about two-thirds of the internal radius of the cavity in front of (i.e. nearer the source than) the axis of the chamber.

The absorbed dose to water in an electron beam was obtained using

$$D_w = MN_K^{\text{cross}} C_E \quad (31)$$

where  $N_{\text{cross}}$  is the cross-calibration coefficient of the chamber used. Values of the factor  $C_E$  for the two chambers were evaluated following the ICRU-21 equations using  $W_{\text{air}} = 33.85$  eV and radiation interaction data from AAPM TG-21. As  $C_E$  is dimensionless, the symbol of this factor was changed to  $C_E$  to indicate a difference with the values in previous CoPs.

An addendum to the electron beam CoP, in the form of “interim additional recommendations” was published years later as IPSM (1992), where the NACP and Markus plane-parallel chambers replaced the previous Vinten model, which went out of commercial production, and  $C_E$  values were updated.

### 3.3 ICRU Report 35 (electrons, 1984)

The ICRU (1984a) Report 35 on electron dosimetry superseded ICRU-21 and was the latest ICRU publication on the field. It was strongly influenced by the NACP (1980, 1981) protocols with regard to energy-range relationships, formalism and certain data, and included a substantial theoretical background, e.g., for the different types of stopping-power ratios (Bragg-Gray, Spencer-Attix, Harder) as well as for measurement techniques. ICRU-35 was developed at a time of major changes in the basic quantities entering into the calculation of stopping powers, and the report provided updated values of water/air stopping-power ratios using the Spencer-Attix formulation and new values for the mean excitation energy, the  $I$ -value of water and air, 75.0 eV and 85.7 eV, respectively.

Using the effective point of measurement of ionization chambers, taken as  $0.5r$  (where  $r$  is the radius of the air cavity) in front of the chamber centre for cylindrical chambers and at the front surface of the air cavity for plane-parallel chambers, the absorbed dose to water was determined with the Bragg-Gray relationship

$$D_w(P_{\text{eff}}) = N_{D,\text{air}} M s_{w,\text{air}} p_{w,\text{air}} \quad (32)$$

where, following NACP (1980),  $N_{D,\text{air}}$  is the absorbed-dose chamber coefficient giving the dose to air in the chamber cavity expressed in terms of both air kerma and exposure calibration coefficients, see Eq. (27) and footnote 3, and  $p_{w,\text{air}}$  are experimentally determined chamber perturbation factors for cylindrical chambers.

### 3.4 SEFM (1984)

The Spanish dosimetry protocol for high-energy photon and electron beams, SEFM (1984a), was also based on NACP (1980, 1981) and its data, adopting as well data from

AAPM TG-21 and ICRU-35, and extended to the ionization chambers used in Spanish centres. Written in Spanish, it provided excellent pedagogical and detailed descriptions of all the correction and perturbation factors used in the two steps of the formalism.

Defining the absorbed-dose chamber coefficient  $N_{d,air}$  as in Eq. (27) and footnote 3.1, the factors  $k_m$  and  $k_{att}$  at the calibration  $^{60}\text{Co}$  beam were given by

$$\begin{aligned} k_m &= \alpha s_{air,wall}(\mu_{en}/\rho)_{wall,air} + (1 - \alpha)s_{air,cap}(\mu_{en}/\rho)_{cap,air} \\ k_{att} &= 1 - \kappa x_t \end{aligned} \quad (33)$$

where  $a$  is the fraction of ionization due to electrons from the chamber wall (see Eq. (22) for TG-21  $N_{gas}$ ),  $\kappa$  is a correction for attenuation and scattering in the chamber wall and buildup cap which depends on the chamber radius and length, and  $x_t$  is the mass thickness of the wall plus cap.

The general equation for the absorbed dose to water was expressed as

$$D_w = M N_{D,air} s_{w,air} p_{fl} p_{dis} p_{wall} \quad (34)$$

where  $p_{fl}$  is the fluence perturbation factor, equal to one for photons and for electrons is a function of the chamber radius and  $\bar{E}_z$ ;  $p_{dis}$  is the displacement factor, which for both beam types depends on the chamber radius (alternatively, the factor could be taken as unity and the dose referred to the effective point of measurement); and  $p_{wall}$  is the chamber wall perturbation, equal to one for electrons and for photons is given by

$$p_{wall} = \alpha (\mu_{en}/\rho)_{w,wall} s_{wall,w} + 1 - \alpha \quad (35)$$

where  $a$  is as above but for high-energy photons.

A complementary publication, SEFM (1984b), was made for  $^{60}\text{Co}$  measurements in air based on an exposure chamber calibration.

### 3.5 CFMRI (1985)

The Comité Français Mesure des Rayonnements Ionisants developed a dosimetry protocol for photon and electron beams written in French, CFMRI (1987) which, as the Spanish protocol, was based on the NACP (1980, 1981) and the AAPM TG-21 protocols.

For photon beams the French protocol was pioneer in their proposal for specifying the beam quality index as *“the ratio  $I_{20}/I_{10}$  of the relative ionizations measured respectively at depths 20 and 10 cm of water in non-diverging conditions ( $SSD = \infty$ ) with a  $10 \times 10$  cm  $^2$  field*

size at the detector distance". This proposal coincides with what later on was termed tissue-phantom ratio at depths of 20 and 10 cm,  $TPR_{20,10}$ , adopted by most dosimetry protocols for the beam quality specification of photon beams. Other than this interesting novelty, the CFMRI protocol followed very closely the formalism, data and recommendations of NACP (1980, 1981).

### 3.6 IAEA TRS-277 (1987)

Following the new generation of  $NK$ -based national dosimetry protocols emerged in the early 1980s, the international Code of Practice TRS-277 was published by IAEA (1987). It established a quantum leap on the IAEA's role to harmonize international radiotherapy dosimetry based on scientific development as, since the release of the old IAEA (1970) TRS-110 manual, no other dosimetry recommendations had been published by the Agency. TRS-277 was based on the dosimetry protocols presented above within the  $NK$ -group, adopting the best of each protocol, avoiding mistakes and inconsistencies, and providing a general balance among the published protocols.

The beam quality for photon beams was specified by  $TPR_{20,10}$ , the tissue-phantom ratio at the depths of 20 and 10 cm in water, for a source-to-chamber distance (SCD) of 100 cm and a field size of 10 cm×10 cm at the SCD. For electron beams it was specified by the most probable energy  $E_p$  and the mean energy at the surface  $E_0$ , related to the practical range  $R_p$  and the half-value depth  $R_{50}$ , respectively.

TRS-277 emphasized the importance of maintaining overall consistency of data along the dosimetric chain, and all the numerical values for constants followed the recommendations of CCEMRI(I) (1985b), namely stopping powers for electrons from ICRU Report 37 (1984b),  $W_{air} = 33.97$  eV from CCEMRI(I) (1985a) and Boutillon and Perroche-Roux (1987),  $g_{air}$  values from Boutillon (1985), and mass energy-absorption coefficients from Hubbell (1982). Additionally, it included new and consistent dosimetric data specifically developed for the CoP, such as water/air stopping-power ratios for photon beams (Andreo and Brahme, 1986) and chamber-wall perturbation factors (Andreo et al., 1986), both correlated with the photon beam quality index  $TPR_{20,10}$ . Of special interest was the evaluation of uncertainties according to Giacomo (1981) and Kaarls (1981), which later on became the worldwide used GUM, the "*Guide to the expression of Uncertainty in Measurement*", see ISO (1993) and JCGM (2008).

TRS-277 was based on the NACP (1980) formalism, assigning the dose to water to the position of the effective point of measurement of the chamber, and included detailed equations for all the correction and perturbation factors used in the two steps of the formalism, which for convenience are duplicated here

$$\begin{aligned} N_{D,\text{air}} &= N_K (1 - g_{\text{air}}) k_{\text{att}} k_m \\ D_w(P_{\text{eff}}) &= N_{D,\text{air}} M_u (s_{w,\text{air}})_u p_u \end{aligned} \quad (36)$$

where “u” stands for the user beam and the perturbation factor  $p_u$  corrects for (a) the different properties in electron production and scattering in the chamber wall and corresponding volume of water; and (b) the difference in electron scattering in the air cavity and in the water which is ‘replaced’ by the air cavity.

The new data in TRS-277 were subsequently included in practically all the  $NK$  dosimetry protocols developed since 1986. The CoP became the “standard protocol” against which others were compared. It was widely disseminated and adopted by the medical physics community in all regions and translated into different languages. All the worksheets were made available as Excel files, facilitating the worldwide implementation of the CoP.

A second edition of TRS-277 updating some of its data, mostly related to the dosimetry of kV x-rays, was published in 1997.

### 3.7 IAEA TRS-381 (1997)

Most national and international dosimetry protocols recognized the advantages of plane-parallel ionization chambers, explicitly for electron beams and especially for low-energy electrons (below 10 MeV). Although this was acknowledged in TRS-277, the calibration and use of these chambers were not fully developed. The IAEA (1997) TRS-381 complements and extends TRS-277. The CoP (a) describes options to calibrate plane-parallel chambers, against air kerma or absorbed dose to water standards at  $^{60}\text{Co}$ , in order to obtain  $N_{\text{pp}}$ , the absorbed-dose-to-air chamber coefficient, or  $N_{\text{pp}}$ , the chamber absorbed-dose-to-water calibration coefficient, respectively; (b) describes the use of these chambers to calibrate electron beams, as well as relative dose measurements for photon and electron beams; and (c) updates some of the data and concepts in TRS-277. As TRS-381 includes both modalities for chamber calibration, it constitutes a bridge between air kerma and absorbed dose to water dosimetry protocols. It became a textbook on plane-parallel ionization chambers which, unlike previous CoPs, included a proper Code of Practice in a separate chapter containing all the necessary equations and data.

The main recommendation to determine  $N_{\text{pp}}$  was an experimental determination by cross-calibration in a high-energy electron beam against a reference ionization chamber having a calibration coefficient  $NK$  and a known chamber coefficient  $ND_{\text{air}}$ . Note that to avoid confusion between the two chamber calibration modalities, TRS-381 introduced the symbol  $ND_{\text{air}}$  for what so far had been termed  $ND$ . It also introduced the central-electrode correction factor at the chamber calibration  $k_{\text{cel}}$ , so that the absorbed-dose-to-air coefficient became defined as

$$N_{D,\text{air}} = N_K (1 - g_{\text{air}}) k_{\text{att}} k_m k_{\text{cel}} \quad (37)$$

Other options to obtain  $N_{\text{pp}}$  were based on using  $^{60}\text{Co}$  radiation in a phantom or in air.

The air kerma and absorbed dose to water formalisms were introduced as follows:

(a) For the  $NK - ND_{\text{air}}$  modality, the absorbed dose to water in the user's beam of quality  $Q$ , when the effective point of measurement of the ionization chamber is positioned at the reference depth was given by

$$\begin{aligned} D_{w,Q} (P_{\text{eff}}) &= M_Q N_{D,\text{air}} (s_{w,\text{air}})_Q P_Q \\ P_Q &= (p_{\text{wall}} p_{\text{cav}} p_{\text{cel}})_Q \end{aligned} \quad (38)$$

where the factors  $p_{\text{wall}}$  and  $p_{\text{cav}}$  correct for the lack of phantom equivalence of the chamber wall and for the perturbation of the electron fluence due to differences in the scattering properties between the air cavity and phantom, respectively. The factor  $p_{\text{cel}}$  corrects for the effect of the central electrode of the chamber during in-phantom measurements in the user's beam.

(b) For the  $ND_{\text{w}}$  modality, the absorbed dose to water at the reference point of the chamber was given by

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_Q \quad (39)$$

where  $Q_0$  is the calibration quality, in this case  $^{60}\text{Co}$ , and  $k_Q$  is the beam quality correction factor, which corrects the calibration coefficient  $ND_{w,Q_0}$  for the difference between the reference beam quality  $Q_0$  and the actual quality being used,  $Q$ .

The factor  $k_Q$  should ideally be determined experimentally at the same quality as the user's beam, although this is seldom achievable. When no experimental data are available a general expression for  $k_Q$  was developed by Andreo (1992) having the form

$$k_Q = \frac{(s_{w,\text{air}})_Q}{(s_{w,\text{air}})_{Q_0}} \frac{(W_{\text{air}})_Q}{(W_{\text{air}})_{Q_0}} \frac{P_Q}{P_{Q_0}} \quad (40)$$

which for photons and electrons, where  $(W_{\text{air}})_Q = (W_{\text{air}})_{Q_0}$ , is simplified to the equation given by Hohlfield (1988) and other  $ND_{\text{w}}$  protocols that will be discussed below. Equations ((39)) and ((40)) are used in practically all absorbed-dose-to-water protocols.

### 3.8 Other air-kerma protocols

Following the publication of IAEA TRS-277 and TRS-381, some national protocols were issued that included the updated  $ND_{air}$  formalism and data of the IAEA CoPs; some were even published months ahead of the IAEA publications because drafts had been widely distributed. These protocols were in some cases claimed to be “adapted to the idiosyncrasy of the country” but the reality is that they added little science or development to the field. In some cases, there were simplifications combining several correction and conversion factors for a given chamber, although at the cost of making the protocol less flexible. Some of these protocols were the Netherlands CoPs for photons, NCS-2 (1986), and for electrons, NCS-5 (1989); the Swiss recommendations for the dosimetry of photon and electron beams, SSRMP-6 (1986); a supplement to the Spanish protocol, SEFM (1987); the Italian protocol, AIFB (1988); and the British IPEMB (1996) code of practice for electron dosimetry.

## 4. ABSORBED-DOSE-TO-WATER PROTOCOLS

The calibration of ionization chambers in terms of absorbed dose to water,  $ND_w$ , was proposed by Reich (1979), from the PTB, and it took almost 10 years to be finally recommended by the CCEMRI(I) (1988) to the Primary Standards Dosimetry Laboratories (PSDLs). A kind of race followed for the laboratories to develop metrology standards in terms of absorbed dose to water and implement  $ND_w$  calibrations at different beam qualities, initiated by the German PTB, see Hohlfield (1988), using  $^{60}\text{Co}$  as reference quality, and the British NPL, see Burns et al. (1988), using high-energy photons between 4 MV and 19 MV. Thereafter other PSDLs followed, starting the “modern age” of absorbed-dose-to-water dosimetry protocols and  $ND_w$  chamber calibrations became widely used.

### 4.1 IPSM (photons, 1990)

NPL was the first standards laboratory to set up a calibration service for megavoltage photon beams in terms of absorbed dose to water based on graphite calorimetry. It was applicable only to the secondary standard graphite-walled ionization chamber NE-2561 for  $^{60}\text{Co}$  and 4-19 MV photon beams.

The formalism in the IPSM (1990) protocol, issued by the UK Institute of Physical Science in Medicine, was extremely simple: the absorbed dose to water at the position of the centre of the chamber when the chamber and water-proof sheath are replaced by water was given by

$$D_w = M N_{D,w,Q} \quad (41)$$

where the chamber reading  $M$  is corrected to 20 °C, 101.325 kPa, relative humidity of 50% and for ion recombination, and  $N_{D,w,Q}$  is the NPL chamber calibration coefficient for an specific beam quality  $Q$  that converts the corrected reading to absorbed dose to water (denoted by  $ND$  in the protocol).  $N_{D,w,Q}$  was given in terms of the beam quality index TPR<sub>20,10</sub> but, strange enough, the NPL relation between MV and the beam quality index for clinical beams was taken from a Figure in AAPM TG-21 (1983), instead of being measured for the NPL beams.

A cross-calibration in water or in a PMMA phantom was recommended for routine measurements with a field chamber, noting that Farmer-type chambers with wall materials of A-150 plastic, graphite, Tufnol, aluminium or PMMA showed no significant differences for the ratio of responses in PMMA and water phantoms for  $^{60}\text{Co}$  and photon beams up to 25 MV.

### 4.2 DIN 6800-2 (1997, 2008)

Already described by Hohlfield (1988) but published much later, DIN (1997) was, together with IAEA TRS-381, the pioneer absorbed-dose-to-water protocol using  $^{60}\text{Co}$  as the

reference beam quality. It was developed for the dosimetry of photons with energies above 100 keV and electrons up to 50 MeV, and was published in German.

The absorbed dose to water at the position of the chamber effective point of measurement was given by

$$D_w(P_{\text{eff}}) = k N_{D,w,\text{Co}} M \quad (42)$$

where  $k$  was the product of detailed corrections for influence quantities, which for photon and electron beams were, respectively, given by

$$\begin{aligned} k &= k_Q k_\rho k_r k_S k_P k_T k_F k_z \\ k &= k_E k_\rho k_r k_S k_P k_T \end{aligned} \quad (43)$$

$k_Q$  and  $k_E$  were the beam quality correction factors that correct the  $^{60}\text{Co}$  calibration coefficient  $N_{D,w,\text{Co}}$  (written as  $N$ ) for the difference between  $^{60}\text{Co}$  and the actual quality being used, and the remaining  $k_i$  were corrections to the chamber reading for pressure and temperature, ion recombination, polarity, field size, depth in the phantom etc, which were considered in great detail. In addition to consider  $k_Q$  and  $k_E$  as one more type of influence quantity correction, an interesting aspect was their splitting into two separate components, one for the quotient of stopping-power ratios, which depends only on energy and particle type, and another for the perturbation factors, which additionally depends on the chamber type used. For example,

$$k_Q = k'_Q k''_Q = \frac{(s_{w,\text{air}})_Q}{(s_{w,\text{air}})_{\text{Co}}} \frac{P_Q}{P_{\text{Co}}} \quad (44)$$

(compare with Eq. (40)). Beam qualities were expressed in term of TPR<sub>20,10</sub> and  $R_{50}$  for photon and electron beams, respectively. In general, DIN (1997) shared a considerable amount of data with IAEA TRS-277 and TRS-381, and also included some own data fits especially for perturbation effects in electron beams.

The updated version DIN (2008) did not change practically the formalism and implemented some details and data from the IAEA TRS-398 (2000) Code of Practice. For example, it maintained the splitting of the beam quality factors into two separate components, now providing a second component with detailed perturbation factors, which for the case of electrons and a cylindrical chamber had the form

$$k_E'' = \frac{(p_{\text{wall}} p_{\text{cav}} p_{\text{cel}} p_{\Delta})_{R50}}{(p_{\text{wall}} p_{\text{cav}} p_{\text{cel}} p_{\Delta})_{\text{Co}}} \quad (45)$$

$p_{\Delta}$  being the displacement factor, called  $p_{\text{dis}}$  throughout this review, and the remaining factors have the same meaning as in Eq. (38).

A revision of DIN 6800-2 is currently under development where the photon beam quality factors will be given as a semi-empirical function fitting  $kQ$  data from different sources, mostly Monte Carlo but also experimental and theoretical (from IAEA TRS-398). For electrons, beam quality factors based on Monte Carlo calculations will be given as semi-empirical functions for cylindrical and plane-parallel chambers, providing coefficients for some chambers.

### 4.3 AAPM TG-51 (1999)

The AAPM (1999) TG-51 absorbed-dose-to-water protocol replaced the old exposure-based AAPM (1983) TG-21. With some exceptions, it basically followed the DIN 6800-2 formalism presented by Hohlfield (1988) and the IAEA TRS-381 (1997) CoP, updating the dosimetric data when available, and was applicable to photon beams between  $^{60}\text{Co}$  and 50 MV and electron beams between 4 and 50 MeV.

A novelty was that the beam quality for photon beams was specified by  $\%dd(10)_x$ , the photon component of the depth-dose at 10 cm depth in a 10×10 cm<sup>2</sup> field on the surface of a water phantom at an SSD of 100 cm. Note that TG-51 is the only protocol worldwide specifying megavoltage photon beam quality by  $\%dd(10)_x$ . For electron beams the beam quality was specified by  $R50$ , the half-value depth. Reference dosimetry was performed in a water phantom using reference depths of 10 cm for photons and 0,6  $R50$  – 0,1 cm for electron beams.

For a beam of quality  $Q$ , the absorbed dose to water at the point of measurement of the ion chamber at the reference depth was obtained using

$$D_w^Q = M N_{D,w}^{60\text{Co}} k_Q \quad (46)$$

where, as in other protocols,  $M$  is the chamber reading corrected for pressure (101.33 kPa), temperature (22 °C in AAPM protocols), polarity and ion recombination,  $N_{D,w}^{60\text{Co}}$  is the absorbed dose to water chamber calibration coefficient in  $^{60}\text{Co}$  and  $k_Q$  is the beam quality factor which converts the  $^{60}\text{Co}$  calibration coefficient to the coefficient for a beam of quality  $Q$ .

For photon beams  $k_Q$  was calculated for a large number of ionization chambers according to the well-established equation,

$$k_Q = \frac{(s_{w,air})_Q}{(s_{w,air})_{Co}} \frac{P_Q}{P_{Co}} \quad (47)$$

where the perturbation factors were expressed as the product  $P_{wall} P_{fl} P_{gr} P_{cel}$  (note the use of capital  $P$ s), with  $P_{fl}$  being the fluence perturbation correction factor, which coincides with the  $p_{cav}$  of Eq. (38), and  $P_{gr}$ , the gradient correction, which coincides with the displacement correction factor  $p_{dis}$  used throughout this review.

For electron beams  $k_Q$  was written in terms of separate components

$$k_Q = P_{gr}^Q k_{R50} = P_{gr}^Q k_{ecal} k'_{R50} \quad (48)$$

where  $P_Q$  is the gradient correction (equal to one for plane-parallel chambers),  $k_{ecal}$  converts  $N^{60}Co$  into an electron coefficient  $N_{Qecal}$  for a selected beam quality  $Q_{ecal}$ , taken as  $R50 = 7.5$  cm for the protocol values of  $k_{ecal}$ , and  $k'_{R50}$  converts  $N_{Qecal}$  into  $N_Q$  for any electron beam quality. The factor  $k_{ecal}$  is fixed for a given chamber type and  $k'_{R50}$  is calculated using an expression similar to Eq. (47) but with electron beam qualities in the numerator and denominator and excluding  $P_{gr}^Q$ . The latter was given in the protocol as analytical expressions in terms of  $R50$  for cylindrical (Farmer type) and plane-parallel chambers.

An addendum to TG-51 has been published for the dosimetry of high-energy photon beams, AAPM (2014), mostly based on Monte Carlo calculated  $k_Q$  factors.

#### 4.4 IAEA TRS-398 (2000)

The IAEA (2000) TRS-398 Code of Practice was developed in parallel with the AAPM TG-51 (sharing one of the working group members), but owing to administrative reasons it took longer to get published. This was the first (and only) CoP ever including all radiation modalities from low-energy kV x-rays to protons and heavy ions, and had an enormous scientific development to produce data for all beam types (except kV x-rays).

TRS-398 formalism followed very closely that of TRS-381 (1997) described by Eq. (39) with a minor modification in the symbol for the beam quality factor, which became generalized to  $k_{Q,Q_0}$ , where  $Q_0$  is the reference beam quality used for chamber calibration, which could be any of the radiation modalities covered by TRS- 398. The absorbed dose to water at the reference depth, where the reference point of an ionization chamber is placed in a water phantom irradiated by a beam of quality  $Q$ , was given by

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (49)$$

and  $k_{Q,Q}$  is simplified to  $k_Q$  when  $Q_0$  is a  $^{60}\text{Co}$  beam. There was, additionally, another major difference with the DIN and TG-51 protocols, as the first option for  $k_{Q,Q_0}$  was to be determined experimentally as a ratio of calibration coefficients measured at the Primary Standards Laboratory

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{D_{w,Q}/M_Q}{D_{w,Q_0}/M_{Q_0}} \quad (50)$$

and only if measured  $k_Q$  values were not available, values calculated according to Eq. (40)

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,\text{air}})_Q}{(s_{w,\text{air}})_{Q_0}} \frac{(W_{\text{air}})_Q}{(W_{\text{air}})_{Q_0}} \frac{p_Q}{p_{Q_0}} \quad (51)$$

would be used, which for photon and electron beams, where  $(W_{\text{air}})_Q = (W_{\text{air}})_{Q_0}$ , was simplified to

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,\text{air}})_Q}{(s_{w,\text{air}})_{Q_0}} \frac{p_Q}{p_{Q_0}} \quad (52)$$

where all the symbols have been described before.

The beam quality for photon beams was specified, as in most dosimetry protocols, by  $\text{TPR}_{20,10}$ . For electron beams it was specified by  $R_{50}$ , the half-value depth. Reference dosimetry was performed in a water phantom using reference depths of 10 cm for photons and  $0,6 R_{50} - 0,1$  cm for electron beams. Emphasis was given to the cross-calibration of chambers in a high-energy electron beam, resulting in a beam quality correction factor  $k_{Q_{\text{cross}},Q_0}$ ; its use was simplified introducing a fictitious intermediate beam quality  $Q_{\text{int}}$  with  $R_{50} = 7.5$  cm and tables provided calculated values of  $k_{Q,Q_{\text{int}}}$  for various chamber types calibrated in electron beams (in addition to  $k_Q$  values for chambers calibrated in  $^{60}\text{Co}$ ). Note the agreement of several specifications for electron beams with those of TG-51, though using different symbols.

TRS-398 was written as a collection of independent CoPs including detailed procedures and worksheets for the different radiation modalities so that a reader could determine the reference absorbed dose to water for a given modality using solely the appropriate chapter. It also included four appendices on different topics, and the one dealing with the calculations of  $k_{Q,Q_0}$  and its uncertainty received special attention. The expression of uncertainties followed very closely that in TRS-277 based on the GUM, ISO (1993) and JCGM (2008).

A second edition of TRS-398 is currently under development, based on the update of key data given by ICRU (2016) Report 90 and on experimental and Monte Carlo calculated dosimetric data published since the first edition. An interesting aspect is that when the availability of data allows, mean values derived from the statistical analysis of multi-author produced consensus data will be recommended, see e.g. Andreo et al. (2020).

#### 4.5 ICRU Report 64 (2001)

After many years since ICRU-14 (1969), the ICRU released a report on photon dosimetry, ICRU (2001) Report 64. Its introduction recalled that “*ICRU-14 recommended that standards laboratories should develop absorbed-dose-to-water standards, preferably calorimetric standards, in order to provide calibration coefficients in terms of absorbed dose to water for radiotherapy purposes*”. Hence, ICRU-64 dealt with the dosimetry of high-energy photon beams based on standards of absorbed dose to water. It described in detail the different methods for fundamental dose measurements, namely calorimetry, ionometry and chemical dosimetry, with a description of the primary absorbed dose standards in most Primary Standards Laboratories.

The formalism in ICRU-64 is identical to that of IAEA TRS-398, and so are the symbols used. The report includes a detailed and illustrative section on the “Relation to dosimetry procedures based on air-kerma calibrations”, as well as a comprehensive Appendix on “Perturbation effects for ionisation chambers in photon beams”.

#### 4.6 IPEM (electrons, 2003)

This code of practice, issued by the UK Institute of Physics and Engineering in Medicine, IPEM (2003), was based on the absorbed dose to water calibration service for electron beams provided by the NPL and applies to electron beams with initial energy between 4 and 25 MeV. The  $ND,w$  chamber calibration coefficients are traceable to a graphite calorimetric primary standard, at specified reference depths over a range of electron energies up to approximately 20 MeV.

As in AAPM TG-51 and IAEA TRS-398, electron beam quality was specified in terms of  $R_{50}$ . The reference depth for chamber calibration at the NPL and also for calibration measurements of clinical beams was  $0,6 R_{50} - 0,1$  cm in water. Designated chambers were graphite-walled Farmer-type cylindrical chambers and the NACP- and Roos-type plane-parallel chambers.

For a given electron beam quality, the absorbed dose to water at the position of the effective point of measurement of the chamber at the reference depth, when the chamber is replaced with water, was simply given by

$$D_w(P_{\text{eff}}) = MN_{D,w} \quad (53)$$

which parallels Eq. (41) for the photon protocol IPSM (1990). Specified as  $ND_{w}(R_{50})$ , the calibration coefficient was to be interpolated from the data given in the chamber calibration certificate to obtain the appropriate coefficient for the  $R_{50}$  value of the clinical beam under consideration.

## 4.7 Other absorbed-dose-to-water protocols

The Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics issued recommendations for the dosimetry of photon beams, SSRMP-08 (2000) revised in 2018, and electron beams, SSRMP-10 (2002) revised in 2019. Both followed IAEA TRS-398 with regard to using experimental absorbed dose to water calibration coefficients for the different beam qualities,  $ND_{w,Q}$ , measured at the Swiss standards laboratory. The photon protocol provided the experimental  $k_Q$  factors in the form of a semi-empirical function. For electrons, no  $k_Q$  factors were used and direct  $ND_{w,Q}$  calibration coefficients for the clinical  $R_{50}$  were obtained by interpolation from the measured data given in the chamber calibration certificate. In a way, these protocols were similar to the IPSM and IPEM discussed above.

The Code of Practice of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry for the dosimetry of high-energy photon and electron beams, NCS-18 (2008), was based on absorbed dose to water standards for  $^{60}\text{Co}$ . It followed closely IAEA TRS-398 and AAM TG-51, particularly TRS-398. For photon beams the beam quality was specified as TPR 20,10, and  $k_Q$  values were given as a semi-empirical function fitting own experimental data with coefficients for four graphite-walled chambers. For electron beams the beam quality was specified as  $R_{50}$ ;  $k_Q$  theoretical values were given by another analytical function with coefficients for Farmer-type and two plane-parallel chambers. A revision, mostly a corrigendum, was published in 2012.

## REFERENCES

- AAPM-SCRAD 1966 American Association of Physicists in Medicine (Sub-Committee on Radiation Dosimetry) Protocol for the dosimetry of high energy electrons Phys. Med. Biol. 11 505-520
- AAPM-SCRAD 1971 American Association of Physicists in Medicine (Sub-Committee on Radiation Dosimetry) Protocol for the dosimetry of X and gamma ray beams with maximum energies between 0,6 and 50 MeV Phys. Med. Biol. 16 379-396
- AAPM 1983 American Association of Physicists in Medicine. A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams (AAPM TG-21) Med. Phys. 10 741- 771

- AAPM 1994 American Association of Physicists in Medicine, The calibration and use of plane- parallel ionization chambers for dosimetry of electron beams: An extension of the 1983 AAPM protocol (AAPM TG-39) Med. Phys. 21 1251-1260
- AAPM 1999 American Association of Physicists in Medicine AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams Med. Phys. 26 1847-1870
- AAPM 2014 Addendum to the AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high- energy photon beams Med. Phys. 41 041501 1-20
- AIFB 1988 Associazione Italiana di Fisica Biomedica. Protocollo per la dosimetria di base nella radioterapia con fasci di fotoni ed elettroni con  $E$  max fra 1 e 40 MeV Fisica Biomedica Vol VI(2) Almond P R and Svensson H 1977 Ionization Chamber Dosimetry for Photon and Electron Beams Acta Radiol. Ther. Phys. Biol.. 16 177-186
- Andreo P 1992 Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high-energy photon beams Phys. Med. Biol. 37 2189-2211
- Andreo P and Brahme A 1986 Stopping power data for high-energy photon beams Phys. Med. Biol. 31 839-858
- Andreo P, Burns D T, Kapsch R P, McEwen M, Vatnitsky S et al 2020 Determination of consensus  $Q$  values for megavoltage photon beams for the update of IAEA TRS-398 Phys. Med. Biol. 65 095011
- Andreo P, Burns D T, Nahum A E, Seuntjens J and Attix F H 2017 Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry (Weinheim: Wiley-VCH)
- Andreo P, Nahum A and Brahme A 1986 Chamber-dependent wall correction factors in dosimetry Phys. Med. Biol. 31 1189-1199
- Boutillon M 1985 Comité Consultatif des les Etalons de Mesure des Rayonnements Ionisants (Section I): Values of  $g$  in air for BIPM radiation qualities Report CCEMRI(I) 85-18 (Sèvres, FRA: Bureau International des Poids et Mesures)
- Boutillon M and Perroche-Roux A M 1987 Re-evaluation of the  $W$  value for electrons in dry air Phys. Med. Biol. 32 213-219
- Burns J E, Dale J W G, Dusautoy A R, Owen B and Pritchard O 1988 New calibration service for high-energy X-irradiation at NPL Dosimetry in Radiotherapy vol 2 (Proc. Conf. Vienna, 1987) (IAEA, Vienna) pp 125-132 CCEMRI(I) 1985a Comité Consultatif des les Etalons de Mesure des Rayonnements Ionisants (Section I): Effect of a change of stopping-power values on the  $W$  value recommended by ICRU for electrons in dry air Report CCEMRI(I) 85-8 (Sèvres, FRA: Bureau International des Poids et Mesures)
- CCEMRI(I) 1985b Comité Consultatif des les Etalons de Mesure des Rayonnements Ionisants (Section I): Report to the Comite International des Poids et Mesures (S C Ellis, Rapporteur) 8th Meeting CCEMRI(I) (Sèvres, FRA: Bureau International des Poids et Mesures)
- CCEMRI(I) 1988 Comité Consultatif des les Etalons de Mesure des Rayonnements Ionisants (Section I), . Report to the Comite International des Poids et Mesures (N J Hargrave, Rapporteur) 9th Meeting CCEMRI(I) (Sèvres, FRA: Bureau International des Poids et Mesures)
- CFMRI 1987 Recommandations pour la mesure de la dose absorbée en radiothérapie dans les faisceaux de photons et d'électrons d'énergie comprise entre 1 MeV et 51 MeV Report no 2 (Paris: Comité Français Mesure des Rayonnements Ionisants, )
- DIN 1980 Dosismessverfahren in der radiologischen Technik - Teil 2: Ionisationsdosimetrie Norm

DIN 6800-2 (Berlin: Deutsches Institut für Normung)

DIN 1997 Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung - Teil 2: Ionisationsdosimetrie Norm DIN 6800-2 (Berlin: Deutsches Institut für Normung)

DIN 2008 Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung - Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern Norm DIN 6800-2 (Berlin: Deutsches Institut für Normung)

Giacomo P 1981 News from the BIPM Metrologia 17 73-74

Hohlfeld K 1988 The standard DIN 6800: Procedures for absorbed dose determination in radiology by the ionization method Dosimetry in Radiotherapy vol 1 (Proc. Conf. Vienna, 1987) (IAEA, Vienna) pp 13-22

HPA 1960 Hospital Physicists' Association. A code of practice for x-ray measurements Brit. J. Radiol. 33 55-59

HPA 1964 Hospital Physicists' Association. A code of practice for the dosimetry of 2 to 8 MV X-Ray and Caesium-137 and Cobalt-60  $\gamma$ -ray beams Phys. Med. Biol. 9 457-463

HPA 1969 Hospital Physicists' Association. A code of practice for the dosimetry of 2 to 35 MV X-Ray and Cs-137 and Co-60 gamma ray beams Phys. Med. Biol. 14 1-8

HPA 1971 A practical guide to electron dosimetry (5-35 MeV). Report Series No. 4 (London: Hospital Physicists' Association)

HPA 1983 Hospital Physicists' Association. Revised Code of Practice for the dosimetry of 2 to 25 MV x-ray, and of caesium-137 and cobalt-60 gamma-ray beams Phys. Med. Biol. 28 1097-1104

HPA 1985 Hospital Physicists' Association. Code of practice for electron beam dosimetry in radiotherapy Phys. Med. Biol. 30 1169-1194

Hubbell J H 1982 Photon Mass Attenuation and Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 21 MeV Int. J. Appl. Radiat. Isot. 33 1269-1290

IAEA 1970 Manual of Dosimetry in Radiotherapy Technical Report Series no. 110 (Vienna: International Atomic Energy Agency)

IAEA 1987 Absorbed dose determination in photon and electron beams: An International Code of Practice IAEA Technical Reports Series no. 277, 2nd ed in 1997 (Vienna: International Atomic Energy Agency)

IAEA 1997 The use of plane-parallel ionization chambers in high-energy electron and photon beams. An International Code of Practice for dosimetry IAEA Technical Reports Series no.381 (Vienna: International Atomic Energy Agency)

IAEA 2000 Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An International Code of Practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water IAEA Technical Reports Series no. 398 (Vienna: International Atomic Energy Agency)

ICRU 1962 Physical aspects of irradiation ICRU Report 10b (Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements)

ICRU 1969 Radiation Dosimetry: X rays and gamma rays with maximum photon energies between 0,6 and 50 MeV ICRU Report 14 (Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements)

ICRU 1972 Radiation dosimetry: Electrons with initial energies between 1 and 50 MeV ICRU Report 21 (Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements)

ICRU 1979 Average Energy Required to Produce an Ion Pair ICRU Report 31 (Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements)

ICRU 1984a Radiation Dosimetry: Electron beams with energies between 1 and 50 MeV ICRU Report 35 (Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements)

ICRU 1984b Stopping Powers for Electrons and Positrons ICRU Report 37 (Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements)

ICRU 2001 Dosimetry of high-energy photon beams based on standards of absorbed dose to water ICRU Report 64 (Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements) ICRU 2016 Key data for Ionizing Radiation Dosimetry: Measurement Standards and Applications ICRU Report 90 (Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements)

IPEM 2003 Institute of Physics and Engineering in Medicine: The IPEM code of practice for electron dosimetry for radiotherapy beams of initial energy from 4 to 25 MeV based on an absorbed dose to water calibration Phys. Med. Biol. 48 2929-2970

IPEMB 1996 Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology: The IPEMB code of practice for electron beam dosimetry for radiotherapy beams of initial energy from 2 to 50 MeV based on an air kerma calibration Phys. Med. Biol. 41 2557-2603

IPSM 1990 Institute of Physical Science in Medicine: Code of Practice for high-energy photon therapy dosimetry based on the NPL absorbed dose calibration service Phys. Med. Biol. 35 1355- 1360

IPSM 1992 Institute of Physical Science in Medicine: Addendum to the code of practice for electron beam dosimetry in radiotherapy (1985): interim additional recommendations Phys. Med. Biol. 37 1477-1483

ISO 1993 Guide to the expression of uncertainty in measurement (Geneva: International Organization for Standardization) [Published by ISO in the name of BIPM, IEC, IFCC, IUPAC, IUPAP and OIML]

JCGM 2008 Joint Committee for Guides in Metrology: Evaluation of measurement data - Guide to the expression of uncertainty in measurement Report JCGM 100:2008 (Sèvres, FRA: Bureau International des Poids et Mesures)

Kaaris R 1981 Rapport du groupe de travail sur l'expression des incertitudes au CIPM BIPM Proc.- Verb. Com. Int. Poids et Mesures 49 A1-A12

NACP 1972 Nordic Association of Clinical Physics, Procedures in radiation therapy dosimetry with 5 to 50 MeV electrons and roentgen and gamma rays with maximum energies between 1 and 50 MeV Acta Radiol. Ther. Phys. Biol. 11 603-624

NACP 1980 Nordic Association of Clinical Physics, Procedures in external radiation therapy dosimetry with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 51 MeV Acta Radiol. Oncol. 19 55-79

NACP 1981 Nordic Association of Clinical Physics, Electron beams with mean energies at the phantom surface below 15 MeV. Supplement to NACP (1980) Acta Radiol. Oncol. 20 401-415

NCRP 1981 Dosimetry of x-ray and gamma-ray beams for radiation therapy in the energy range 10 keV to 50 MeV NCRP Report 69 (Bethesda, MD: National Council on Radiation Protection and Measurements)

NCS 1986 Code of practice for the dosimetry of high-energy photon beams Report NCS-2 (Amsterdam: Nederlands Commission for Radiation Dosimetry)

NCS 1989 Code of Practice for the dosimetry of high-energy electron beams Report NCS-5 (Amsterdam: Nederlands Commission for Radiation Dosimetry)

NCS 2008 Code of Practice for the absorbed dose determination in high-energy photon and electron beams Report NCS-18 (Amsterdam,NLD: Nederlands Commission for Radiation Dosimetry)

Reich H 1979 Choice of the measuring quantity for therapy-level dosimeters Phys. Med. Biol. 24 895-900

SEFM 1984a Procedimientos recomendados para la dosimetra de fotones y electrones de energas comprendidas entre 1 MeV y 51 MeV en radioterapia de haces externos Report SEFM 84-1 (Madrid: Sociedad Española de Física Médica)

SEFM 1984b Normas para la determinación de dosis absorbida en agua, para radiación gamma de cobalto-60, partiendo de mediciones realizadas en aire y en unidades de exposición Report SEFM 84-1a (Madrid: Sociedad Española de Física Médica)

SEFM 1987 Suplemento al Documento 84-1: Procedimientos recomendados para la dosimetra de fotones y electrones de energas comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos Report SEFM 87-1 (Madrid: Sociedad Española de Física Médica)

Shiragai A 1978 A proposal concerning the absorbed dose conversion factor Phys. Med. Biol. 23 245-252

SSRMP 1986 Dosimetry of high energy photon and electron beams: Recommendations Recomm SGSMP Nr. 6 (Ber, CHE: Swiss Society of Radiation Biology and Radiation Physics)

SSRMP 2000 Reference Dosimetry of High-Energy Therapy Photon Beams with Ionisation Chambers Recomm SSRMP Nr. 8 (Bern, CHE: Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics) revised 2018

SSRMP 2002 Reference Dosimetry of High-Energy Therapy Electron Beams with Ionisation Chambers Recomm SSRMP Nr. 10 (Bern, CHE: Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics) revised 2019.

## OS DESAFIOS PARA A IMPLANTAÇÃO DE UM PADRÃO PRIMÁRIO PARA AS GRANDEZAS EXPOSIÇÃO E KERMA NO AR

**Carlos Eduardo de Almeida**

**Laura Natal Rodrigues**

Colaboradora

**Karla Padrão**

Colaboradora

### 1. INTRODUÇÃO

O objetivo deste capítulo é descrever de forma integrada e sequencial os esforços que levaram à implantação do padrão primário no Laboratório Nacional de Metrologia do Brasil e sua rastreabilidade à rede metrológica internacional através das comparações realizadas com o Bureau Internacional de Pesos e Medições (BIPM).

Como já definido anteriormente no Capítulo 3, o instrumento que apresenta as melhores características para medições absolutas da grandeza exposição no ar, de acordo com sua definição, é a câmara de ionização cavitária com volume conhecido.

A grandeza Exposição,  $X$ , como definida pelo ICRU Report 33 (Wyckoff et al., 1980), é resultado do quociente de  $dQ$  e  $dm$ , sendo  $dQ$  o valor absoluto da carga produzida por íons do mesmo sinal na massa de ar quando os elétrons (négatron ou pósitron) liberados pelos

fótons numa massa de ar  $dm$  estão completamente parados no ar.

A unidade pelo sistema SI é o C/kg, mas sua unidade especial era o Roentgen, usado por muito tempo, com o valor numérico igual a  $2,58 \times 10^{-4}$  C kg<sup>-1</sup>.

Medições da grandeza Exposição e, como consequência, do Kerma no ar têm uma grande importância, pois constituem a base metrológica, estando relacionadas às calibrações em dose absorvida dos feixes de fótons e elétrons de alta energia usados na radioterapia, aos estudos de radiobiologia e das medições em radioproteção, que ainda são inteiramente dependentes da grandeza kerma no ar. A câmara de ionização de grafite puro padrão primário do LNMRI foi construída no Österreichisches Forschungszentrum Seibersdorf (OFS), na Áustria, e cedida por Dutschmid (1986).

Durante o ano de 1986, ela foi extensivamente comparada durante 9 meses com o padrão do BIPM, conforme relatado por de Almeida e Niatel (1986), sendo em seguida implantado no LNMRI e relatado por de Almeida et al. (1990) e (1996) em arranjo experimental desenhado e construído exclusivamente para tal propósito.

## 2. DIMENSÕES E CARACTERÍSTICAS DOS PADRÕES LNMRI E BIPM

### 2.1 Padrão do LNMRI

O Padrão primário do LNMRI é uma câmara cilíndrica de grafite construída pelo OFS, com seu volume definido pelo mesmo laboratório e construída de grafite ultrapuro (99,99%) com um bom sistema de isolantes para minimizar a fuga os efeitos de polarização, garantindo uma ótima estabilidade a longo prazo e uma qualidade metrológica compatível com padrões semelhantes.

O seu volume sensível foi estimado pelo OFS a partir das dimensões físicas internas da câmara, definido com uma incerteza de 0,1 % após a subtração do volume do eletrodo, de acordo com a Figura 1, e o volume sensível adicional na base do eletrodo, como descrito na Figura 2.

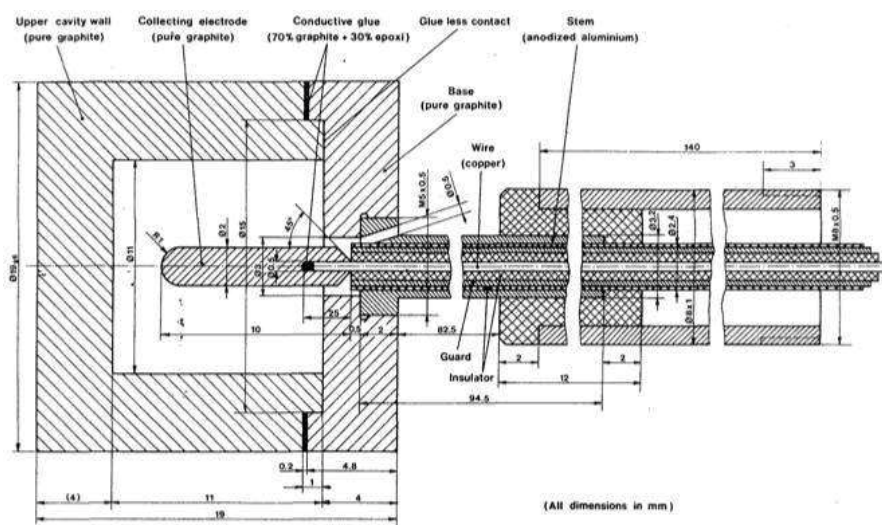


Figura 1 – Apresenta o diagrama físico da câmara cilíndrica.

Fonte: Autores.

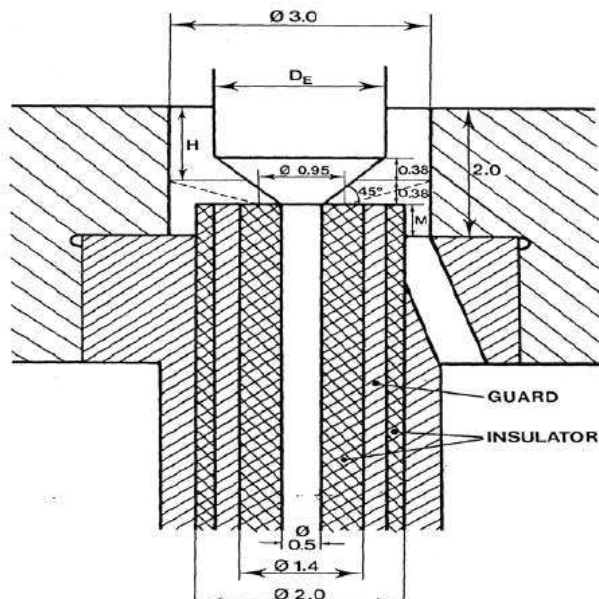


Figura 2 – Apresenta uma visão da região do anel de guarda e do eletrodo adicionadas para calcular o volume residual adicional da câmara nesta região.

Fonte: Autores.

| PADRÃO LNMRI           |                                | CCO1-110                |
|------------------------|--------------------------------|-------------------------|
|                        |                                | Valores nominais        |
| Câmara                 | Altura externa mm              | 19                      |
|                        | Diâmetro externo mm            | 19                      |
|                        | Altura interna mm              | 11                      |
|                        | Diâmetro interno mm            | 11                      |
|                        | Espessura parede mm            | 4                       |
| Eletrodo               | Diâmetro mm                    | 2                       |
|                        | Comprimento mm                 | 100                     |
| Volume                 | Cavidade de ar cm <sup>3</sup> | 1,076 +/- 0,0003        |
| Parede                 | Materiais                      | Grafite ultrapuro-EK 51 |
|                        | Espessura mm                   | 4                       |
|                        | Densidade g-cm <sup>-3</sup>   | 1.71                    |
|                        | Impurezas                      | <1,5 x 10 <sup>-4</sup> |
| Isolante               |                                | Polietileno             |
| Tensão de operação     | V                              | 300 V                   |
| Capas diâmetro externo | 27, 35, 43, e 51 mm            | Grafite ultrapuro-EK 51 |

Tabela 1 – Uma descrição completa do padrão do LNMRI, câmara cilíndrica de grafite, suas dimensões, composição da parede, capas, isolantes e as condições de operação usadas.

Fonte: Autores.

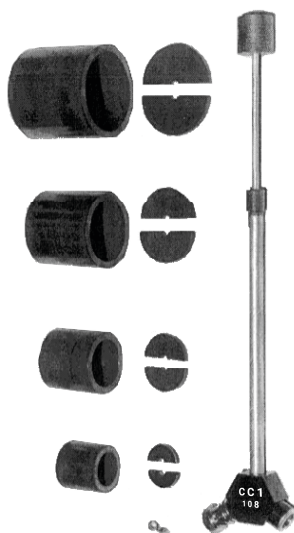


Figura 3 – Mostra com detalhes a câmara com as capas de grafite usadas para a determinação da atenuação da parede usando o método de extrapolação. Observa-se os complementos de grafite que são adicionados na base da câmara após a inserção de cada capa para preservar as condições de espalhamento.

Fonte: Autores.

## ARRANJO EXPERIMENTAL NO LNMRI

As condições experimentais construídas no LNMRI e descritas por de Almeida et al. (1990, 1996) compreenderam a criação de um ambiente fechado com  $3 \times 3 \times 2\text{m}^3$ , paredes de vidro dentro do bunker da unidade de Cobalto e piso suspenso de madeira, de forma a reduzir as variações de temperatura, devido ao ar-condicionado, no máximo em  $\pm 0,1$  °C. A temperatura foi monitorada por dois termopares, um colocado próximo à câmara e o outro na extremidade da sala.

Abaixo do piso de madeira foi colocado como isolante de 10 cm de isopor, de forma a minimizar o calor emanado do solo. A umidade foi mantida em torno de 55 % por um desumidificador, sendo monitorado continuamente por um transdutor de umidade, e a pressão foi medida por um transdutor de pressão calibrado. A temperatura foi monitorada por dois termistores, um colocado na extremidade da sala e outro próximo à câmara de ionização de forma que as medições só seriam iniciadas quando os dois apresentasse o mesmo valor. Se a temperatura variasse mais que o “default” de  $0,05$  °C entre suas leituras sucessivas, a fuga seria medida novamente para assegurar um valor abaixo de  $0,1$  % e reiniciar as medições de corrente, temperatura, pressão e umidade simultaneamente. A câmara foi fixada num suporte tipo IAEA montado na superfície da base móvel de uma fresa, sendo o movimento longitudinal medido por um transdutor de posição com resolução

de 0,1 mm. Como a unidade Picker modelo VIM-60 foi projetada para trabalhar com SSD de 60 cm, um colimador cônico com 7 cm de chumbo foi colocado a 50 cm da fonte, de forma a se obter um nível de uniformidade adequado no campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  a 100 cm, conforme a Figura 4.



Figura 4 – Mostra o colimador adicional divergente e a câmara posicionada no centro do feixe de radiação da fonte de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  a 100 cm.

Fonte: Autores.

A distância da fonte ao plano de referência foi mantida usando um indicador de luz e definida por uma barra de aço inoxidável com 75 cm, sendo feito um “double-check” com um telêmetro de alta resolução posicionado lateralmente, como mostra a Figura 5.

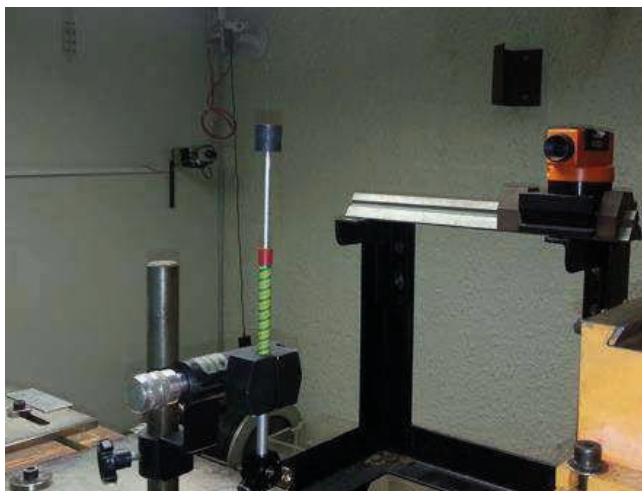


Figura 5. O centro da câmara posicionada a 100 cm de distância da fonte foi verificado com sistema óptico colocado numa base fixa para comprovar que o centro da câmaras dos LNMRI e do usuário estejam na mesma distância;

Fonte: Autores.

|   |                                |
|---|--------------------------------|
| Atividade da fonte                      | 102.1 TBq em 3 de maio 1985    |
| Dimensões da fonte                      |                                |
| Diâmetro                                | 20 mm                          |
| Altura                                  | 20 mm                          |
| Distância fonte-câmara                  | 100 cm                         |
| Tamanho do campo no plano de referência | 10 x 10 cm <sup>2</sup>        |
| Umidade relativa                        | 55 %                           |
| Temperatura e Pressão                   | Medições ao longo das medições |

Tabela 2 – Especificações gerais do arranjo do LNMRI.

Fonte: Autores.

## 2.2 Padrão BIPM

A câmara do BIPM descrita por Boutillon e Niatel (1973) é uma câmara de grafite de placas paralelas com eletrodo coletor no centro da cavidade entre as paredes. O volume foi determinado através das medições de seu comprimento, do coletor e da espessura das paredes com um comparador Abbe bastante sensível (exatidão de 0,1 pm), realizando assim medições ao longo das superfícies. A espessura da cavidade foi medição subtraindo a espessura das paredes frontal e posterior, sendo obtido um volume efetivo de 6,811 cm<sup>3</sup>, com uma incerteza de 0,081 % e um desvio padrão de 0,011%.

| <b>PADRÃO BIPM</b>            | <b>TIPO PILL BOX</b>    |
|-------------------------------|-------------------------|
| <b>Dimensões</b>              |                         |
| Diâmetro externo da cavidade  | 44,99 mm                |
| Espessura                     | 5,13 mm                 |
| Diâmetro interno do coletor   | 40,98 mm                |
| Espessura                     | 1,019 mm                |
| Volume sensível               | 6,8116 cm <sup>3</sup>  |
| Espessura da parede anterior  | 2,827 mm                |
| Espessura da parede posterior | 2,831 mm                |
| Espessura da parede posterior | 2,75 mm                 |
| Material da parede            | Grafite                 |
| Densidade                     | 1,84 g-cm <sup>-3</sup> |
| Impureza                      | <10 ppm                 |

Tabela 3 – Especificações gerais do padrão do BIPM.

Fonte: Autores.

## ARRANJO EXPERIMENTAL NO BIPM

A câmara é colocada num feixe colimado de raios gama de uma fonte de  $^{60}\text{Co}$  à distância de 1,1201 m, campo de radiação de 10 cm de diâmetro, ou seja, duas vezes o diâmetro da câmara. O arranjo experimental foi desenhado de forma a manter a contribuição da radiação espalhada ao mínimo possível, conforme Perroche e Boutillon (1991). Entretanto, a maior contribuição de radiação espalhada da ordem de 8 % se origina na própria fonte, além dos colimadores e do ar entre a fonte e a câmara.

A câmara foi montada numa base de fresa mecânica e seu deslocamento conferido por uma escala micrométrica.

A corrente de ionização foi medida nas duas polaridades pelo método de Townsend, sendo as leituras registradas automaticamente. Como a câmara era ventilada, as condições ambientais foram medidas com um termistor próximo à câmara e um transdutor de pressão no mesmo ambiente.

Um bloqueador de feixe foi usado para manter a fonte na mesma posição, de forma a evitar um mal posicionamento da fonte entre as medições com as duas câmaras. As medições eram realizadas no mesmo dia e, sistematicamente, as medições com a câmara do LNMRI eram feitas primeiro, embora sem que fosse observada nenhuma tendência.

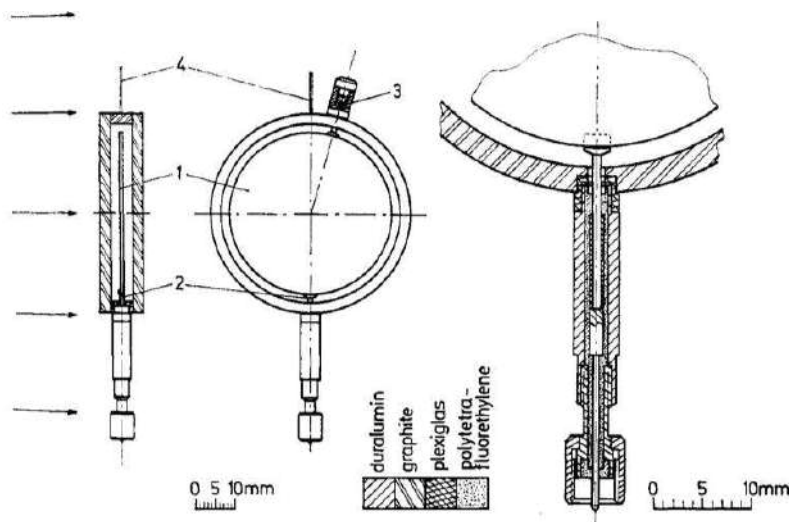


Figura 6 – Diagrama detalhado do padrão do BIPM onde se observa os vários elementos usados na sua construção.

Fonte: Adaptado de Boutillon and Niatel(1973).

|  |                                  |
|--|----------------------------------|
| Atividade da fonte                                 | 1 T Bq                           |
| Dimensões da fonte                                 |                                  |
| Diâmetro   | 5,6 mm                           |
| Altura   | 4,9 mm                           |
| Distância fonte-câmara                             | 1120 mm                          |
| Tamanho do campo no plano de referência – diâmetro | 100 mm                           |
| Umidade relativa                                   | 50 % a 21 °C                     |
| Taxa de kerma                                      | 3,546 µA em 1 de janeiro de 1986 |
| Razão entra I+ e I-                                | 1,0002                           |
| Tempo de leitura                                   | 22 s                             |
| Potencial V  | +/- 80                           |
| Temperatura e Pressão                              | Medições ao longo das medições   |

Tabela 4 – Especificações gerais do arranjo experimental do BIPM.

Fonte: Autores.

## 2.3 Formalismo para a determinação das grandezas Exposição e Kerma no ar a partir das medições experimentais

O formalismo proposto por Allisy (1967) e estendido por Boutillon e Niatel (1973) levou em conta as dimensões da cavidade, a presença da parede e do eletrodo central, além dos vários fatores de correção derivados empiricamente, como as condições ambientais e de medições.

Assim, de acordo com o princípio de Bragg-Gray, a medição da ionização no centro da câmara, na sua ausência, é definida pela relação a seguir:

$$X = I / \rho \cdot v \cdot s_{c,a} \left( \mu_{en} / \rho_{ar} / \mu_{en} / \rho \right) \cdot c \cdot \prod K_j \quad (1)$$

Onde:

$I$  = corrente de ionização resultante da coleção dos íons produzidos no ar dentro da cavidade da câmara, levando em conta a atenuação do ar entre a fonte e a câmara

$v$  = volume sensível da câmara no qual as cargas são produzidas e coletadas = 1,0176

$\rho$  = densidade do ar nas condições de medição, levando em conta o fator de compressibilidade do ar que corrige o seu desvio da lei do gás perfeito

$s_{c,a}$  = razão do *stopping power* restrito entre o grafite e o ar, calculado com base na teoria de Spencer-Attix, levando em conta o valor médio da energia no espectro de elétrons

gerado pelo efeito Compton, considerando como a energia de corte 17,5 keV, o tamanho da cavidade e a energia média de excitação de 78 eV para o carbono e 85,7 eV para o ar  $(\mu_{en}/\rho)_{ar}/(\mu_{en}/\rho)_C$  = razão entre os coeficiente de absorção massa-energia para o ar e o grafite compilados do trabalho de Hubbel e Seltzer (1995) = 0,9985.

$\Pi K_j$  = produto de vários fatores de correção:

$k_l$  = correção para a fuga;

$k_h$  = correção para a presença de vapor de água, uma vez que X é definido para ar seco;

$k_{st}$  = correção para espalhamento na haste da câmara;

$k_{rn}$  = correção devido a não uniformidade radial do feixe;

$k_{an}$  = correção devido a não uniformidade axial do feixe;

$k_w$  = correção devido à atenuação da parede da câmara;

$k_{cep}$  = ponto de origem dos elétrons;

$k_{t,p}$  = correção da massa de ar para temperatura e pressão de referência.

A determinação da taxa de kerma no ar K a partir das medições da exposição X segue o formalismo abaixo:

$$K_{air} = X / 1 - g W / e \quad (2)$$

Onde:

X = exposição;

g = fração de energia perdida pelo efeito *bremmstrahlung* = 0,02

W = energia média necessária para produzir um par de íons;

e = carga elétrica de um elétron;

W/e = 33,7 J/C.

## DETERMINAÇÃO DOS FATORES DE CORREÇÃO

$k_l$  = correção para a fuga de pré-irradiação e pós-irradiação nas duas polaridades positivas e negativas, que deve ser menor de 0,1 % do sinal;

$k_{rn}$  = correção devido a não uniformidade radial do feixe medido com filme ou microcâmara no plano da medição;

$k_{an}$  = leva em conta a variação da fluência de fótons, de acordo com a lei do inverso do quadrado da distância, supondo que o feixe seja simétrico;

*kcep* = centro médio de origem dos elétrons liberados pelos fótons ao atravessar somente a parede, resultando na sua atenuação. Pode ser calculado levando em conta o alcance dos elétrons no grafite e o coeficiente de atenuação linear medido em condições boa geometria;

*kst* = correção para espalhamento na haste da câmara, medido de acordo com a técnica sugerida por Boutillon e Niatel (1973) de colocar uma haste falsa na posição diametralmente oposta à da câmara;

*kh* = correção para a presença de vapor de água, uma vez que X é definido para ar seco na faixa de 40 a 60 %;

*ks* = avaliação da eficiência de coleção dos íons, tendo como parâmetro a recombinação volumétrica estimada de acordo com o seguinte formalismo:

$$I_s - I_v/I_s = P(I_s V) = a/V + b I_s/V^2 \quad (3)$$

Onde:

*I<sub>s</sub>* = corrente de saturação;

*I<sub>v</sub>* = valor médio da corrente medição com ambas as polaridades;

*a/V* = recombinação inicial;

*b I<sub>s</sub> /V<sup>2</sup>* = recombinação volumétrica.

As medições são realizadas no ar com oito tensões diferentes.

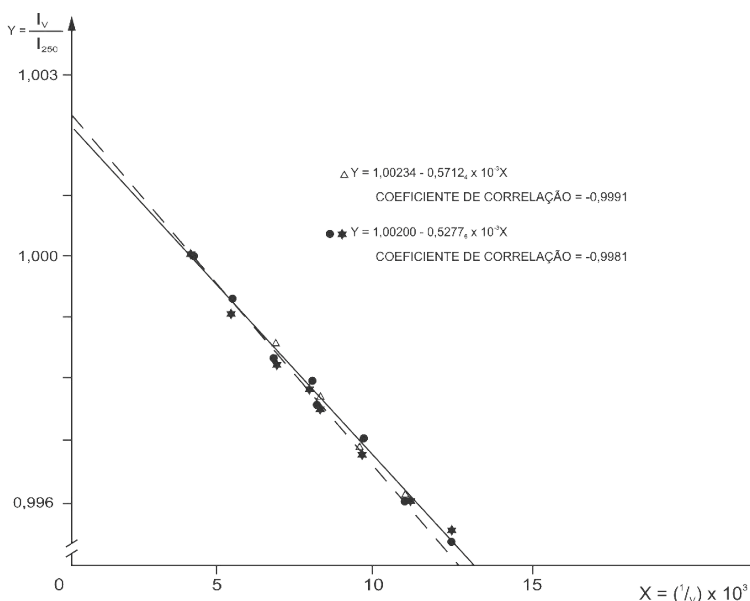


Figura 7. Estimativa da correção por recombinação:  $\Delta$  = dados obtidos no LNMRI e  $\star$  = dados obtidos no BIPM.

Fonte: de Almeida and Niatel (1986).

## Kw: ATENUAÇÃO DA PAREDE,

A medição definida experimentalmente usando cinco capas de grafite com espessura conhecida (Tabela 1) e graficamente relacionadas à corrente, sendo seu valor determinado por extrapolação, levando em conta KCEP que representa o ponto médio de produção dos elétrons na parede. Esse ponto foi definido como sendo localizado a 0,78 mm do interior da cavidade.

O valor experimental por extrapolação linear encontrado foi de 1,0125, e o novo valor calculado por Monte Carlo, que, segundo Rogers (2020) já inclui o KCEP, foi de 1,0126, levando em conta a não linearidade da função, descrita por Rogers e Bielajew (1990), como mostra a Figura 7.

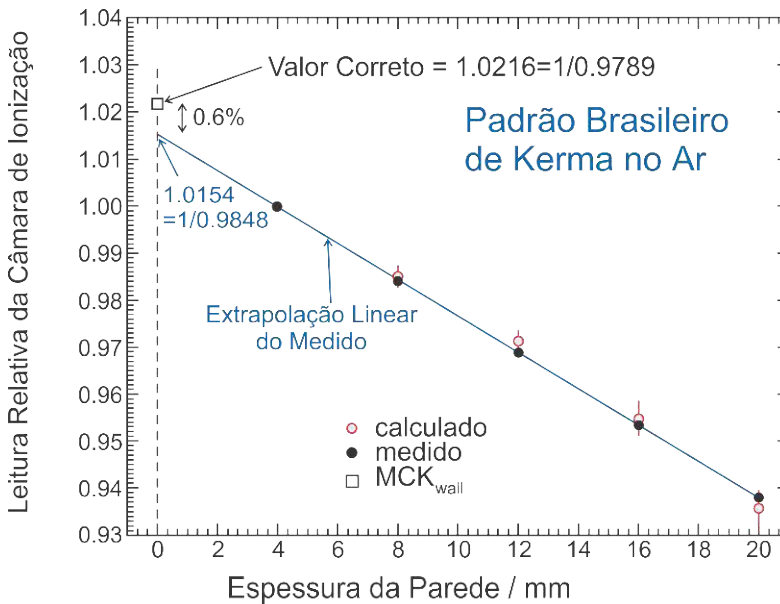


Figura 8 – Determinação experimental da correção da atenuação da parede de grafite:

- = valor calculado por Monte Carlo
- = valores medidos experimentalmente por de Almeida e Niatel (1986)
- = valor estimado para K<sub>wall</sub>, já incluído KCEP, de acordo com Rogers (2020).

Fonte: Rogers (2020).

**Correção pela presença de vapor de água no ambiente  $K_H$ :** de acordo com a recomendação do CCMRI, a grandeza Exposição é definida para a ionização no ar livre de vapor de água.

**Correção para temperatura e pressão  $K_{t,p}$ :** quando diferentes das condições de referência, impactam no valor da massa de ar e, por consequência, na produção dos íons.

| Fatores de Correções                                |  | Valores atuais             |
|---|--|----------------------------|
| Perdas por recombinação                             | ks   | 1,0023                     |
| Espalhamento na haste                               | kst  | 1,000                      |
| Não uniformidade radial                             | k <sub>rn</sub>                            | 1,000                      |
| Não uniformidade axial                              | k <sub>an</sub>                            | 1,000                      |
| Atenuação na parede                                 | kw   | 1,0125                     |
| Densidade do ar                                     | ρ  | 1,29403 kg·m <sup>-3</sup> |
| Stopping power                                      | S <sub>c,a</sub>                           | 1,0007                     |
| Potencial de excitação médio                        | I <sub>ar</sub>                            | 85,7 eV                    |
| Potencial de excitação médio                        | IC   | 78,0 eV                    |
| Energia de corte                                    | s  | 17,5 keV                   |
| Coeficiente de absorção massa-energia               | $(\mu_{en}/\rho_{ar}) / (\mu_{en}/\rho) C$ | 0,9985                     |
| Coeficiente de atenuação                            | $\mu_{ar}$                                 | 0,007530 m <sup>-1</sup>   |
| Fração de energia perdida por <i>bremmstrahlung</i> | g  | 3,2 x 10 <sup>-3</sup>     |
| Energia necessária para produzir um par de íons     | W/e  | 33,97 J C <sup>-1</sup>    |

Tabela 57 – Fatores de correção e constantes físicas.

Fonte: Autores.

## OBSERVAÇÕES SOBRE OS VALORES DOS FATORES DE CORREÇÃO

Desde a primeira comparação, em 1986, o BIPM trocou a sua fonte de Cobalto de 6 TBq para uma fonte de 170 TBq. Como consequência, alguns fatores para a câmara do BIPM foram refeitos como, por exemplo, k<sub>an</sub>, k<sub>rn</sub>, k<sub>s</sub>, k<sub>w</sub> e s<sub>c</sub>, levando em conta não só o novo espectro, mas ainda uma melhoria nos processos e métodos de cálculo e a diferença na razão entre o feixe espalhado e primário, anteriormente de 8 %, e agora definido em 14 %, mais próximo dos valores publicados por Kessler e Burns (2018).

Para fins de comparação com o padrão do LNMRI, os valores de k<sub>w</sub> da câmara do BIPM foram desmembrados em k<sub>sc</sub>, k<sub>att</sub> e k<sub>cep</sub> e utilizados nas comparações seguintes, não tendo influenciado seus valores finais, conforme apresentado na tabela 2.

No novo cálculo dos novos valores de K<sub>wall</sub> e K<sub>scat</sub> por Monte Carlo, para os padrões do LNMI e BIPM, o cálculo independente de K<sub>CEP</sub> não é mais necessário, pois o formalismo de transporte de elétrons já leva em conta este parâmetro, segundo Rogers (2020).

## PROCEDIMENTO ESTATÍSTICO

Uma série de medições são realizadas com ambas as polaridades para o valor de tensão apropriada para cada padrão. Cada série de medição é dividida em cinco subgrupos contendo cinco medições cada.

- **o desvio padrão a curto prazo da média de um grupo** é dado pelo desvio padrão relativo das leituras individuais dentro do grupo dividido pela raiz quadrada das cinco leituras.
- **o desvio padrão a médio prazo da média de um grupo** é dado pelo desvio padrão relativo do valor médio da corrente de cada grupo. Neste caso os valores médios de cada grupo são tratados como valores individuais.
- **o desvio padrão a médio prazo da média (mean) das séries** é dado pela razão entre o desvio a médio prazo da média dos grupos e a raiz quadrada do número de grupos.

Uma análise comparativa entre os três conceitos permitirá uma avaliação de alguma tendência dentro da série de medições. Por exemplo: Valores típicos são  $2,9 \times 10^{-4}$  para curto prazo,  $2,7 \times 10^{-4}$  para a média do grupo e  $1,0 \times 10^{-4}$  para as séries contendo 5 grupos.

### 3. RASTREABILIDADE AO BIPM

Três comparações de kerma no ar foram feitas realizadas: na primeira, de Almeida e Niatel (1986), foi observado um desvio menor que 0,2 % entre as câmaras do LNMRI e do BIPM para as medições mensais durante o período de 9 meses; na segunda, relatada por Allisy-Roberts, Boutillon e Rodrigues (1996) e na terceira, relatada por Allisy-Roberts et al. (2005), os desvios observados nas três comparações se mantiveram muito consistentes com a primeira, ou seja, 0,2 %, sendo os valores individuais apresentados no quadro a seguir.

| ANO  | KLNMRI/K BIPM | U <sub>C</sub> * | REFERÊNCIA                   |
|------|---------------|------------------|------------------------------|
| 1986 | 1,0006        | 0,0026           | de Almeida e Niatel (1986)   |
| 1996 | 1,0004        | 0,0023           | Allisy-Roberts et al. (1996) |
| 2005 | 1,0007        | 0,0022           | Allisy-Roberts et al. (2005) |

Tabela 68 – Histórico dos resultados das comparações.

\*U<sub>C</sub> = incerteza combinada.

Fonte: Autores.

Quando as comparações com os padrões dos Laboratório nacionais foram realizadas usando os valores individuais de cada laboratório obtidos no BIPM, com câmaras similares o padrão do LNMRI, atingiu-se concordância da ordem de 0,2%.

Neste caso, como os fatores de correção são bastante similares para todas as câmaras, as diferenças observadas, embora pequenas, podem ser resultado das incertezas na determinação do volume. No caso da SZDM, cujo resultado ficou abaixo dos outros, o valor

da correção de não uniformidade axial usado foi de  $3 \times 10^{-3}$ , enquanto os outros usaram  $2 \times 10^{-4}$ .

| LABORATÓRIO  | $K_{LAB} / K_{BIPM}$   |
|--|------------------------|
| LNMRI - Laboratório Nacional do Brasil (de Almeida and Niate., 1986)   | 1,0006 - 1,0004 -1,007 |
| BEV - Laboratório Nacional da Áustria (Allisy et al., 1995)            | 1,0029                 |
| OMH - Laboratório Nacional da Hungria (Perroche et al., 1994)          | 1,0025                 |
| UDZ - Laboratório Nacional da República Tcheca (Perroche et al., 1993) | 0,9992                 |
| SZMDM - Laboratório Nacional da Sérvia (Perroche e Spacik, 1992)       | 0,9982                 |

Tabela 7 – Histórico das comparações feitas com padrões similares \*

Fonte: Autores.

Os resultados do padrão do LNMRI nas comparações internacionais conduzidas pelo BIPM com os 24 laboratórios primários estão em perfeito acordo com os outros laboratórios da rede metrológica internacional, sendo o desvio padrão de todos eles 0,2 %, conforme os resultados apresentados na Figura 8.

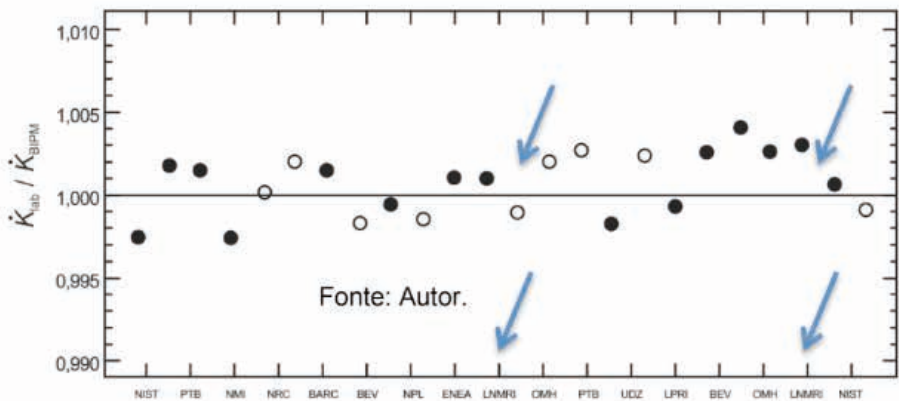


Figura 9 – Resultados temporal das comparações diretas entre os padrões primários e das indiretas com instrumentos padrão ou de transferência.

Fonte: Autores.

#### 4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Nas comparações realizadas nos anos de 1986, 2002 e 2005, os resultados se mostraram coerentes com o padrão do BIPM e com câmaras similares de outros laboratórios.

Por ocasião das comparações realizadas em 2002 e 2005, o padrão primário brasileiro foi calibrado em termos de dose absorvida na água no feixe de  $^{60}\text{Co}$ . Com a experiência adquirida durante décadas com a grandeza kerma no ar, foi possível fornecer para os usuários tanto o coeficiente de calibração NK como a razão CK ( $=\text{NK} / \text{NDw}$ ), relatada por Rodrigues e Siqueira (2011).

Dessa forma, a transição para o TRS n° 398 (IAEA, 2000) foi realizada paulatinamente até que o comportamento da maioria das câmaras de ionização dos usuários fosse bem determinado e bem conhecido.

O próximo passo será reestabelecer a confiança a médio-longo prazo da câmara COI-110, avaliando a estabilidade a curto, médio e longo prazo, e tentar recuperar a câmara CC01-108 e incluir o novo valor de  $K_{\text{wall}}$ .

Em seguida, realizar uma nova comparação que deverá ser feita com o BIPM utilizando os novos fatores de correção e constantes físicas.

Por exemplo:

### **Câmaras CCO1-110**

- $K_{\text{wall}}$ : atenuação e espalhamento na parede de 1,0216 incluindo KCEP calculado usando Monte Carlo, de acordo com Rogers (2020), em substituição a 1,0125 obtido por extrapolação linear, relatado por de Almeida e Niatel (1986), sem considerar a não linearidade de função, conforme descrito mais tarde por Rogers e Bielajew (1990).

### **Câmara BIPM**

- Novas condições experimentais com mudanças numéricas de fatores e constantes físicas, relatadas por Kessler e Burns (2018), como:
- Novo procedimento estatístico
- Nova fonte de  $^{60}\text{Co}$  com diferentes atividades e dimensões
- Nova distância fonte-câmara agora de 100 cm
- $k_{\text{wall}}$ : novo fator de atenuação e espalhamento na parede de 1,0011 calculado por Monte Carlo
- $k_{\text{an}}$ : novo fator de não uniformidade axial de 1,0020 calculado por Monte Carlo
- $K_{\text{rn}}$  de 1,0015, em substituição a 1,000
- $\mu/\rho$  a,c de 0,9989, em substituição a 0,9985
- $s_{\text{ca}}$  de 0,9928, em substituição a 1,0010
- $g$  de 0,0031, em substituição a 0,0032
- $p$  de 1,2930, em substituição a 1,294
- $k_{\text{s}}$  de 1,0022, em substituição a 1,0023.

## REFERÊNCIAS

ALLISY, A. Contribution à la mesure de l'exposition produite par les photons émis par le Co-60. *Metrologia*, v. 3, n. 2, p. 41-51, 1967.

ALLISY-ROBERTS, P. J.; BOUTILLON, M.; RODRIGUES, L. N. Comparison of the standards of air-kerma of the LNMRI and the BIPM for 60 Co gamma rays. *Rapport BIPM-96/3*, 1996.

ALLISY-ROBERTS, P. J.; BOUTILLON, M.; WITZAN, J. Comparisons of the standards for airkerma of the BEV and the BIPM for gamma 137 Cs and 60 Co gamma rays. *Rapport BIPM-95/5*, 1995.

ALLISY-ROBERTS, P. J.; KESSLER, C.; MELLO DA SILVA, C. N. Comparison of the standards of air-kerma of the LNMRI and the BIPM for 60 Co gamma rays. *Rapport BIPM-2005/01*, 2005.

BOUTILLON, M.; NIATEL, M. T. A study of a graphite cavity chamber for absolute measurements of 60 Co gamma rays. *Metrologia*, v. 9, n. 4, p. 139-146, 1973.

de ALMEIDA, C. E.; MALAMUT, C.; RODRIGUES, L. N. Experimental arrangement and data acquisition system at the LNMRI for exposure and air kerma measurement of Cobalt- 60 gamma rays. *Journal of Medical Physics*, v. 21, n. 1, p. 1-5, 1996.

de ALMEIDA, C. E.; NIATEL, M. T. Comparisons between IRD and BIPM exposure and air kerma standards for cobalt-60 gamma rays. *Rapport BIPM-86/12*, 1986.

de ALMEIDA, C. E.; RODRIGUES, L. N.; CECATTI, E. R.; MALAMUT, C. Exposure and air-kerma standards for cobalt-60 gamma rays. *Revista de Física Médica Aplicada e Instrumentação*, v. 5, n. 2, p. 211-228, 1990.

DUFTSCHMID, K. 1986. (Private communication.)

HUBBELL, J. H.; SELTZER, S. M. Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energy absorption coefficients 1 keV to 20 MeV for elements Z=1 to 98. *Report NISTIR-5632*, NIST, 1995.

IAEA. Technological Reports Series n° 398: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. Vienna: IAEA, 2000.

KESSLER, C. BURNS, D. T. Measuring conditions and uncertainties for the comparison and calibration of national dosimetric standards at the BIPM. *Rapport BIPM-06*, 2018.

PERROCHE, A-M.; BOUTILLON, M. Measuring conditions used of ionization chambers at the BIPM. *Rapport BIPM-91/5*, 1991.

PERROCHE, A-M.; BOUTILLON, M.; CSETE, I. Comparisons of the standards for air kerma of the BEV and the BIPM for gamma 137 Cs and 60 Co gamma rays. *Rapport BIPM-94/13*, 1994.

PERROCHE, A-M.; BOUTILLON, M.; KOVAR, I.; WAGNER, R. Comparisons of the standards of the air kerma standards of the UDZ and the BIPM 60 Co radiation. *Rapport BIPM-93/1*, 1993.

PERROCHE, A-M.; JOKIC, V. S. Comparisons of the air kerma standards of the SZMDM and theBIPM for 60 Co radiation. Rapport BIPM-92/3, 1992.

RODRIGUES, L. N.; SIQUEIRA, P. M. D. Comparação das razões CK obtidas por diferenteslaboratórios de dosimetria. Revista Brasileira de Física Médica, v. 4, n. 4, p. 7-14, 2011.

ROGERS, D. W. Monte Carlo Calculation of the Kwal factor for the CC-01 primary standard of theLNMRI, 2020 (private communication).

ROGERS, D. W.; BIELAJEW, A. F. Wall attenuation and scatter corrections for ion chambersmeasurements versus calculations. Phys. Med. Biol., v. 35, n. 8, p. 1065-1078, 1990.

WYCKOFF, H. O.; ALLISY, A.; FRÄNZ, H.; JENNINGS, W. A.; KELLERER, A. M.; LIDÉM, K.; ROSSI, H. H. Report 33: Radiation qualities and units. Journal of the ICRU, v. 17, n. 2, 1980.

## OS DESAFIOS FÍSICOS E DOSIMÉTRICOS PARA O USO DE FONTES SELADAS DE $^{125}\text{I}$

**Cecília Haddad**

### 1. INTRODUÇÃO

A braquiterapia de próstata de Baixa Taxa Dose (LDR) tem oscilado em popularidade nos últimos cem anos. Em 1917, em Nova York, agulhas de rádio já eram utilizadas em implantes; na década de 1970, no Memorial Sloan Kettering Cancer Center (MSKCC), sementes de  $^{125}\text{I}$  começavam a ser usadas por técnica retropúbica e, em 1983, em Copenhagen, Holm passou a executar o procedimento guiado por imagem de ultrassom (Holm, 1997).

Em 1986, o grupo de Seattle (Grimm; Sylvester, 2004) aprimorou essa técnica com o uso de *templates* e o cálculo otimizado da distribuição da dose por computador. Também com a disponibilidade de diferentes métodos de imagens e com a introdução de isótopos de baixa energia, a técnica ganhou novo interesse (Nag et al., 1999).

Muitas vezes determinar a equivalência de uma modalidade de tratamento já existente com uma inovadora é suficiente comparar as distribuições e taxas de dose. Porém, a avaliação quantitativa

das características dosimétricas de novos dispositivos usados em radioterapia é uma parte crítica na qual os físicos devem estar ativamente envolvidos.

As etapas envolvidas neste processo de avaliação são (Nath et al., 2016):

- considerações dosimétricas para implementação clínica (incluindo calibrações, cálculos de dose e aspectos radiobiológicos);
- riscos e benefícios dentro de uma perspectiva regulatória e de segurança;
- avaliação de recursos e preparação.

### 2. ISÓTOPOS UTILIZADOS

Os isótopos mais utilizados são o  $^{125}\text{I}$  e o  $^{103}\text{Pd}$ , e, mais recentemente, o  $^{131}\text{Cs}$  passou a ser uma nova opção (tabela 1).

| Isótopo           | Meia-vida (dias) | Energia Média (keV) | Ano Introduzido | Atividade utilizada em monoterapia |           |
|-------------------|------------------|---------------------|-----------------|------------------------------------|-----------|
|                   |                  |                     |                 | (mCi)                              | (U)       |
| $^{125}\text{I}$  | 59,6             | 28                  | 1965            | 0,3 - 0,6                          | 0,4 - 0,8 |
| $^{103}\text{Pd}$ | 17               | 22                  | 1986            | 1,1 - 2,2                          | 1,4 - 2,8 |
| $^{131}\text{Cs}$ | 9,7              | 30                  | 2004            | 2,5 - 3,9                          | 1,6 - 2,5 |

Tabela 1 – Isótopos usados em braquiterapia de próstata com baixa taxa de dose.

Fonte: Ravinder Nath, 2005.

As fontes de  $^{125}\text{I}$  e  $^{103}\text{Pd}$  são projetadas de forma a melhorar a sua visualização pelo ultrassom e raios X e minimizar os artefatos de imagem na tomografia computadorizada (TC) e na ressonância magnética (MRI).

A semente de  $^{125}\text{I}$  pode ter o encapsulamento com um marcador de tungstênio, assim como a semente de  $^{103}\text{Pd}$  pode ser composta por pastilhas colocadas lateralmente ao marcador de chumbo recoberto por titânio e soldado a laser, também para ser mais bem visualizado nos sistemas de imagens.



Figura 1. Best Medical International Inc.

Fonte: Best Medical International Inc.

### 3. FONTES: REGISTRO E UTILIZAÇÃO

Nos EUA, os fabricantes precisam obter a aprovação do FDA para introduzir novos produtos no mercado. Na Europa, uma aprovação semelhante é realizada usando a marcação CE (Conformité Européenne) para indicar a conformidade com os regulamentos europeus. O objetivo geralmente é demonstrar a equivalência de produtos inovadores aos dispositivos médicos existentes na promoção da segurança do paciente (Nath et al., 2016).

Embora as mudanças de projeto para novas fontes  $^{125}\text{I}$  e  $^{103}\text{Pd}$  sejam provavelmente mínimas, essas mudanças podem alterar substancialmente as características dosimétricas, devido à forte dependência das interações de fótons de baixa energia em função da energia e do número atômico.

Os dois isótopos estão disponíveis como sementes individuais e também em *Cartridge* (Figura 2), composto por dez sementes previamente esterilizada, tendo vantagem de as sementes serem mais facilmente alinhadas, atingindo um melhor resultado dosimétrico (Lee et al., 2002), reduzindo a chance de migração (Sarkar et al., 2013), além de o carregamento da agulha ser mais fácil.



Figura 2. Sementes em Cartridge – Best Medical International Inc.

Fonte: Autora.

A partir de 2004, o  $^{131}\text{Cs}$ , com meia-vida de 9,7 dias, passou também a ser usado. Embora apresente meia-vida mais curta que o  $^{125}\text{I}$  e o  $^{103}\text{Pd}$ , sua energia é maior, possibilitando entregar a dose mais rapidamente com um menor número de sementes e podendo reduzir os riscos de reações urinárias (Buyyounouski et al., 2012).

| Radionuclídeo     | Fabricante                     | Fontes               | Modelo    |
|-------------------|--------------------------------|----------------------|-----------|
| $^{125}\text{I}$  | Best Medical International Inc | Best I-125 Source    | 2301      |
| $^{125}\text{I}$  | BARD Medical                   | 125 Implant Seeds    | STM1251   |
| $^{125}\text{I}$  | IsoAid, LLC                    | Advantage I-125      | IAI-125A  |
| $^{125}\text{I}$  | Theragenics                    | I-Seed I-125         | AgX100    |
| $^{103}\text{Pd}$ | Best Medical International Inc | Best Palladium - 103 | 2335      |
| $^{103}\text{Pd}$ | IsoAid, LLC                    | Advantage Pd-103     | IAPd-103A |
| $^{103}\text{Pd}$ | Theragenics Corporation        | TheraSeed            | 200       |
| $^{103}\text{Pd}$ | CivaTech Oncology              | CivaString           | CS10      |
| $^{103}\text{Pd}$ | CivaTech Oncology              | CivaDot              | -         |
| $^{131}\text{Cs}$ | IsoRay Medical Inc             | Proxcelan            | CS-1 Rev2 |

Tabela 2 – Fontes de baixa taxa de desse utilizadas e registradas de acordo com o AAPM-IROCHouston (Mourtada, 2020).

Fonte: Mourtada, 2020.

No processo de revisão das inovações na braquiterapia com sementes, alguns pontos fracos e oportunidades de melhoria foram identificados.

#### 4. ASPECTOS MECÂNICOS, FÍSICOS E DOSIMÉTRICOS

Devem ser considerados os seguintes aspectos mecânicos, físicos e dosimétricos para a implantação do programa de terapia com sementes:

##### 4.1 Template

É importante verificar se a grade do *template*, composto por letras e números mostrados na tela do ultrassom (US) é a mesma do Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS), a mesma do cofre onde serão colocadas as agulhas após a montagem e, principalmente, a mesma do *template* físico onde serão implantadas as agulhas no paciente (Figura 3). Este cuidado além de facilitar o trabalho da equipe, introduz segurança ao procedimento.

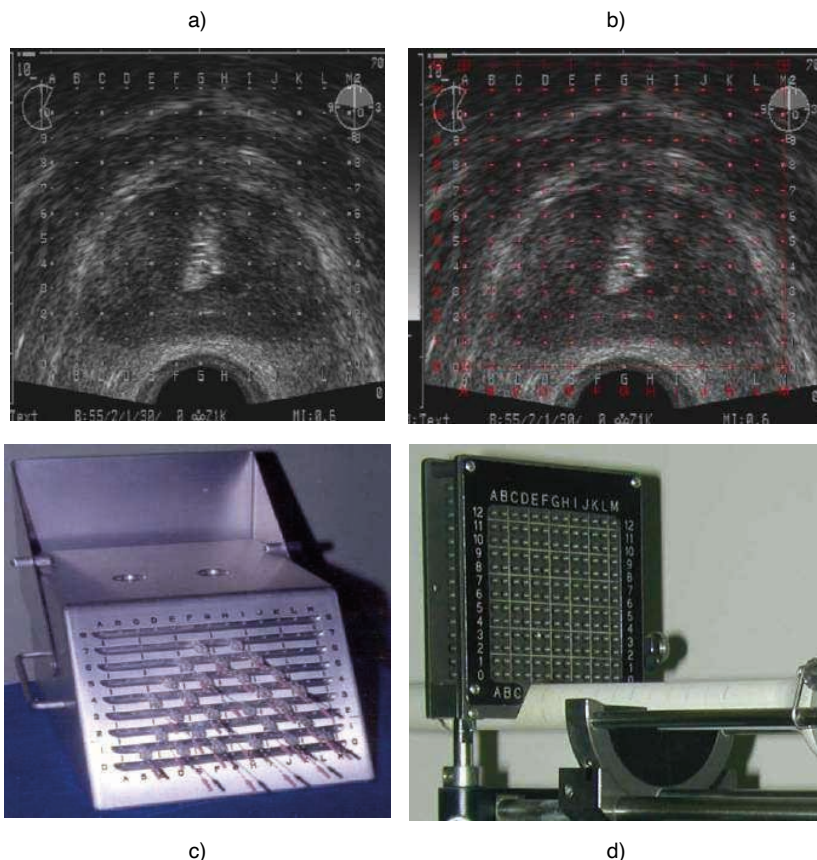


Figura 3. Templates: a) tela US; b) tela TPS; c) cofre; d) local onde as agulhas são inseridas

Fonte: Autora.

## 4.2 Descrição da fonte no Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS)

As fontes de  $^{125}\text{I}$  e  $^{103}\text{Pd}$  produzidas atualmente diferem das antigas na sua configuração e encapsulamento. Embora as dimensões externas dessas novas fontes sejam quase idênticas às antigas, sua estrutura geométrica interna, como a forma e os materiais do marcador de raios X, a espessura e os materiais das tampas das extremidades e a distribuição do radionuclídeo variam entre os modelos de diferentes fabricantes.

Desta forma, a descrição da fonte no sistema de planejamento tem um papel importante para o tratamento, pois a geometria da fonte nos leva a utilizar diferentes parâmetros de constante de taxa de dose, de dose radial e função anisotrópica, de distribuição de dose, de dose no OAR (órgão de risco) e no PTV. Assim, o volume-alvo planejado pode apresentar mudanças significativas, levando a resultados clínicos não desejados (Figura 4 e Figura 5).

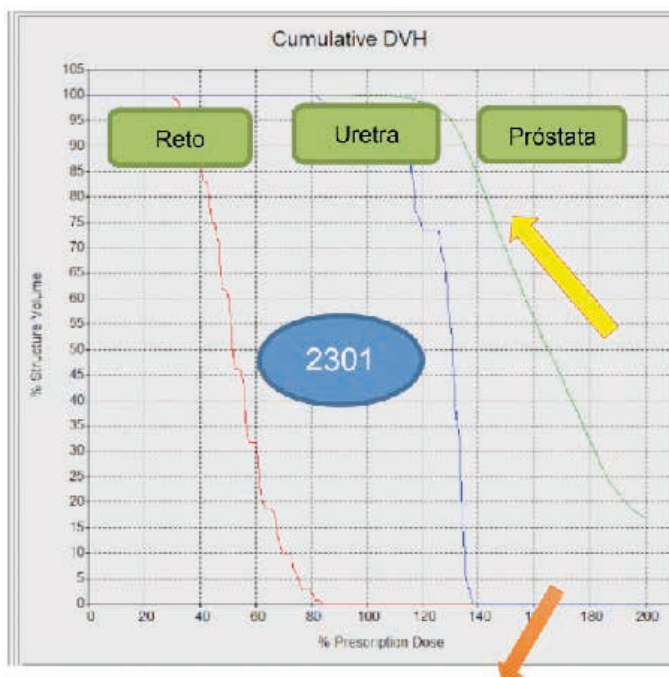
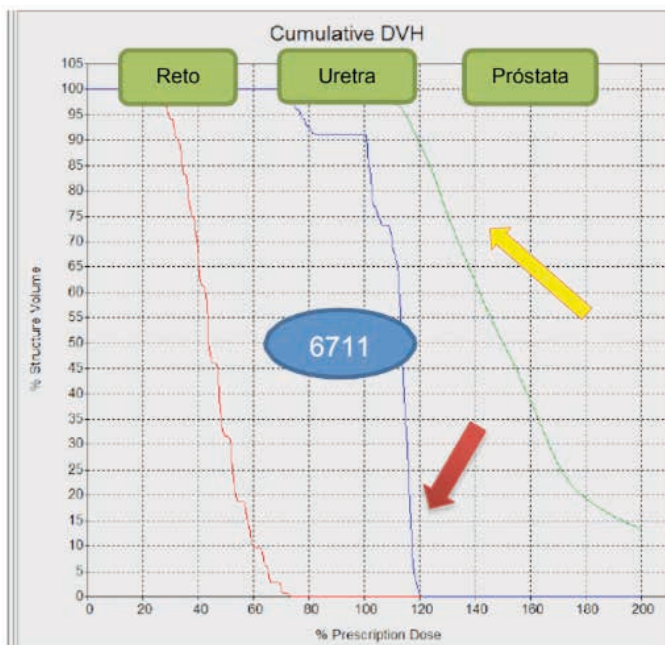


Figura 4 – Histograma dose-volume gerado para duas sementes de Iodo-125 de dois fabricantes distintos, mostrando diferenças marcantes principalmente nas regiões de alta dose, calculado pelo TPS Variseed –Varian.

Fonte: Autora.

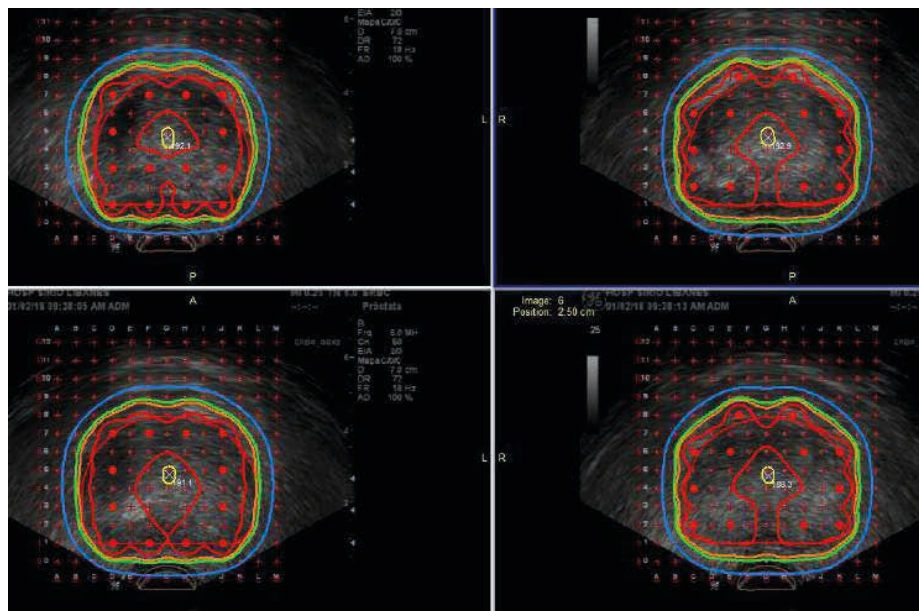


Figura 5 – Distribuição de dose gerada para duas sementes de Iodo-125 de dois fabricantes distintos: respectivamente, a OncoSeed® 6711, da Amersham; e a Best® 2301, da Best MedicalInternational.

Fonte: Autora.

Ao comparar a distribuição da dose no volume que recebe 100% da dose prescrita, foram observadas diferenças de até 10%, principalmente na região de alta dose dentro do implante. A razão disso pode ser explicada por diferenças nas geometrias da fonte, incluindo o encapsulamento interno, o que leva a diferentes parâmetros de constantes de taxa de dose, dose radial e funções de anisotropia.

#### 4.3 Prescrição e dose

O Comitê de Radioterapia da AAPM, em 1988, formou o TaskGroup 43 (Nath et al., 1995) para revisar a dosimetria das fontes utilizadas para braquiterapia intersticial e recomendar um protocolo de dosimetria que incluísse um formalismo de cálculo de dose e um conjunto de dados para os parâmetros de dosimetria.

Em 1995, este *Report* foi aprovado e apresentou um formalismo que define as grandezas físicas como a *kerma strength*, função radial de dose, função anisotropia, constante de taxa de dose etc. Apresentou também as equações necessárias para o cálculo de dose, usando estas grandezas para uma única fonte.

Estas grandezas introduzidas diferem conceitualmente das unidades em uso na época. A utilização destes novos valores recomendados resultaram em variações de até 17% na dose entregue a um dado volume.

Para a semente 6711, da Amershan, se a prescrição de dose fosse de 160Gy, com este novo formalismo do TG-43, recomendava-se dimensionar a dose prescrita para 145Gy, para se obter o mesmo efeito clínico.

Nessa data, o físico qualificado em braquiterapia junto com o rádio oncologista devem avaliar cuidadosamente as implicações para implementar estas recomendações, visto que altera a dose clínica prescrita.

O formalismo pode ser usado para fontes de alta e de baixa taxa de dose, para algumas fontes específicas.

A literatura sobre dosimetria de braquiterapia tem crescido bastante, documentando metodologias de dosimetria aprimoradas e caracterização dosimétrica para modelos de origem específicos. Em resposta a esses avanços, o subcomitê de dosimetria de braquiterapia intersticial de baixa energia da AAPM (Rivard et al., 2004) apresentou, em 2004, um protocolo revisado para cálculo de distribuições de dose para fontes de braquiterapia emissora de fótons.

Entre as abordagens destacam-se:

- uma revisão da definição de atividade de *kerma* no ar;
- a eliminação da atividade aparente para especificação da atividade da fonte;
- a eliminação da constante de anisotropia em favor da função de anisotropia unidimensional dependente da distância;
- a orientação sobre a extrapolação dos parâmetros tabulados do TG-43 para distâncias maiores e menores.
- o relatório inclui também um conjunto de dados de consenso, na forma de:
  - constantes de taxa de dose,
  - funções de dose radial e
  - funções de anisotropia unidimensionais (1D) e bidimensionais (2D), para todos os modelos de fonte de braquiterapia de baixa energia que atendem aos pré-requisitos dosimétricos da AAPM.

Porém, desde 2004, várias novas fontes tornaram-se disponíveis, as quais satisfazem os pré-requisitos da AAPM para fins clínicos de rotina.

Com as interações cada vez mais frequentes entre a AAPM e o Groupe Europeen de Curietherapie-European Society for Radiotherapy & Oncology (GEC- ESTRO) as duas sociedades foram movidas a preparar um novo suplemento contendo parâmetros de dosimetria recomendados para onze fontes de braquiterapia com emissão de fótons de baixa energia. O relatório Suplemento 2, publicado em 2017, apresenta conjuntos de dados de consenso aprovados pela AAPM e pelo GEC-ESTRO (Rivard et al., 2017), e a AAPM recomenda que este seja adotado no uso clínico.

#### 4.4 Definição da atividade da fonte

O certificado de calibração da fonte mostra o valor numérico da atividade em diferentes unidades como Ar Kerma Rate ( $\text{mGy h}^{-1}$  a 1m), MBq e mCi. No Sistema de Planejamento (TPS) podemos escolher entre Ar Kerma Rate ou mCi.

**Dica:**

- Para a semente de  $^{125}\text{I}$ , se a unidade de atividade for trocada de Ar Kerma Rate para mCi, estaremos inicialmente introduzindo um erro da ordem de 27%, pois 0,508 Ar Kerma equivale a 0,400 mCi.

#### 4.5 Calibração das sementes

Para obtermos a exata distribuição da dose pelas fontes de braquiterapia, é preciso determinar a calibração da fonte em um ponto de referência. Para fontes de fótons, isso geralmente é mostrado como *kerma* no ar (SK), nos EUA, e taxa de *kerma* no ar de referência, na Europa.

O TG-167 (Nath et al., 2016) mostra um breve histórico da calibração de fontes  $^{125}\text{I}$  e  $^{103}\text{Pd}$  e ilustra os problemas que podem surgir quando os padrões de calibração de dosimetria são revisados ou novas fontes são introduzidas.

Um padrão de calibração primário para fontes de braquiterapia  $^{125}\text{I}$  de baixa energia e baixa taxa de dose (LDR) foi implementado no National Bureau of Standards (o antigo NIST), em 1984, por Loftus, usando a câmara de ionização de ar livre desenvolvida por Ritz (Ritz, 1959). A calibração foi então transferida para os laboratórios de calibração de dosimetria credenciados (ADCLs) e, de 1985 a 1988, medições e simulações de Monte Carlo (MC) identificaram a contribuição dos raios X característico do titânio a 4,5 keV, que adicionava 10% à fluência da fonte no ar, sem influenciar na dose de tecido clinicamente relevante.

Em 1993, Loevinger revisou o padrão de calibração, introduzindo o projeto da câmara de ar livre de Wide-Angle (WAFAC) para a medição dessas fontes, que incluía um filtro de alumínio para remover os raios X de titânio, radiação que contribuiu para as medições de Loftus (Seltzer et al., 2003).

Os testes continuaram e, em 1999, um novo padrão foi definido, o qual diminuiu o *kerma* no ar em 10,3%. Essa alteração ocorreu principalmente devido à retirada da influência dos raios X produzidos no titânio material usado no encapsulamento da fonte, componente sem importância clínica.

Este novo padrão de calibração do NIST (1999) ajudou os fabricantes de sementes a projetar novas sementes e dar aos profissionais e pacientes maior confiança em saber que sua dose de radiação estava sendo entregue de forma mais exata.

## 4.6 Calibração de referência para uso clínico

As fontes de braquiterapia recebem inicialmente uma “calibração” do fabricante. Não é incomum, que uma instituição adote esta calibração, sem verificação. No entanto, é responsabilidade da instituição verificar se essa calibração está correta, dentro dos limites de tolerância definidos para sua aceitação devendo a instituição comparar o valor declarado do fabricante com o seu próprio padrão.

Idealmente, toda fonte radioativa a ser implantada em um paciente deve ser calibrada. Na prática, entretanto, as limitações de tempo, exposição do pessoal ou outras restrições físicas podem impedir esse nível de meticulosidade.

AAAPM recomenda a calibração de, pelo menos, 10% das sementes para cada implante de múltiplas fontes antes do implante, ou dez fontes, o que for maior.

### ***Dica:***

- se a verificação da intensidade da fonte pela instituição discordar dos dados do fabricante em mais de 3%, recomenda-se que a fonte da discordância seja investigada.
- se houver uma disparidade não resolvida superior a 5%, recomenda-se que essa discordância seja relatada ao fabricante (Butler et al., 2008).
- é sempre aconselhável pedir ao fabricante para revisar a calibração das fontes para ajudar a resolver essas discrepâncias.
- toda instituição que pratica a braquiterapia deve ter um sistema de medição da atividade da fonte com rastreabilidade metrológica para todos os tipos de fonte usados em sua prática.

Na última década, o número de fabricantes de fontes de braquiterapia de baixa energia cresceu de forma significativa. Algumas dessas fontes seus projetos são diferentes umas das outras, e a resposta do equipamento de medição deve ser determinada para cada modelo de fonte por conta da anisotropia, atenuação e de outros fatores.

É importante que quaisquer dos métodos de calibração utilizados sejam rastreáveis a um Laboratório de Metrologia ligado à rede Metrológica Internacional, como o Instituto Nacional de Padrões e Tecnologia (NIST), nos EUA, ou similares em outros países (Nath et al., 2016).

Como exemplo, podemos citar o Hospital Sírio-Libanês (HSL), que utiliza Braquiterapia de Baixa Taxa de Dose (LDR) desde 1998 e já tratou 1.116 pacientes utilizando duas sementes diferentes: a OncoSeed® 6711, da Amersham, de 1998 a março de 2016, em 1.034 pacientes; e a Best® 2301, da Best Medical International Inc, de março de 2016 até hoje, em 83 pacientes.

A câmara poço (Standard Imaging-HDR 1000 Plus) utilizada para a calibração de referência das sementes tinha o coeficiente de calibração específico para a semente OncoSeed fornecido pelo ADCL da University of Wisconsin. A partir de 2016, o IPEN ganhou a licitação pela empresa Best Medical International Inc.

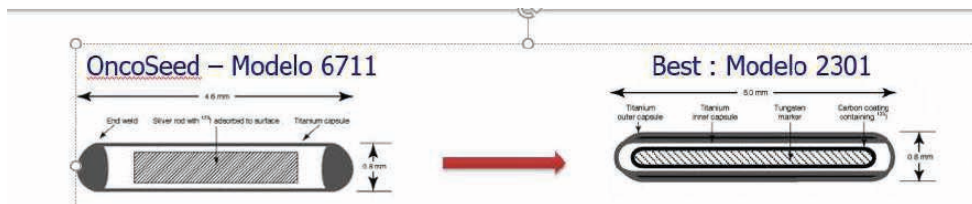


Figura 6 – Desenho das sementes  
Fonte: Amersham, OncoSeed Best Medical International.

Ao utilizarmos o mesmo fator para a calibração da semente da Best Medical International, obtivemos diferenças de até 17% entre o valor medido e o valor do certificado, pois as sementes, apesar de serem do mesmo isótopo e atividade, possuem encapsulamento e geometria diferentes.

**Dica:**

- A câmara poço a ser utilizada para a calibração das sementes deve ter coeficiente de calibração específico para a semente de cada fabricante, pois a configuração e o encapsulamento podem resultar em grandes diferenças no valor do Air Kerma Strength.
- Como no Brasil ainda não há um laboratório credenciado para realizar a calibração da câmara para diferentes fontes, executar a calibração cruzada com as fontes de atividades conhecidas pode ser uma alternativa aceitável e temporária.

A empresa Best Medical International (empresa que IPEN usa atualmente para importação) enviou ao IPEN três sementes calibradas pelo NIST com diferentes atividades (0,502 mCi, 1,001 mCi e 1.194mCi), e um novo fator de calibração foi medido para a semente com nossa câmara de poço local (Figura 7).



Figura 7 – a) Sementes calibradas pelo NIST ; b) Calibração de Camara Poço.

Fonte: Autora.

Utilizando este novo fator obtido, foi observada uma diferença de 3% entre o valor medido e o valor do certificado. Portanto, este procedimento deve ser adotado não como ideal, porém como uma solução razoável para viabilizar a calibração das sementes no cenário onde não existe um laboratório credenciado.

#### 4.7 Treinamento e organização da equipe

Um componente importante para a introdução de um programa de braquiterapia de próstata com sementes, por exemplo, é a organização e o treinamento da equipe clínica. O objetivo geral é destacar as questões críticas e a inexistência de alguma informação que possa afetar a dose entregue em consequência à resposta clínica.

Quando a equipe é criada, o treinamento específico do fornecedor deve ser feito, e cada membro da equipe clínica deve apresentar suas qualificações em sua área de atuação.

O treinamento externo deve ser feito no início, mas o treinamento específico da instituição deve ser solicitado para se adequar à equipe local. Este treinamento ajudará a visualizar as áreas de problemas em potencial que são exclusivas do modelo e das práticas da equipe local.

### 5. PONTOS IMPORTANTES

- A grade do *template*, composto por letras e números do US, do TPS, do cofre e de onde serão inseridas as agulhas deve ser a mesma.
- O controle da qualidade da coincidência do *template* do US e de onde serão inseridas as agulhas é obrigatório.
- A descrição da fonte no TPS deve ser exatamente a da semente a ser implantada.
- Para o cálculo de dose, deve ser utilizado o TG-43 e suas atualizações.
- No TPS deve-se ter atenção na unidade de atividade a ser colocada (ArKerma Rate ou mCi), valores com 27% de diferença para o  $^{125}\text{I}$ .
- A câmara poço a ser utilizada para a calibração das sementes deve ter coeficiente de calibração específico para a semente de cada fabricante.
- Se a verificação da intensidade da fonte pela instituição discordar dos dados do fabricante em mais de 3%, a fonte da discordância deve ser investigada; e se houver uma diferença superior a 5%, esta deve ser relatada ao fabricante.
- Após a colocação das sementes, o levantamento radiométrico deve ser feito na sala.

**6. CASO REAL: IMAGENS DE ULTRASSOM, PLANEJAMENTO, SELEÇÃO DAS FONTES, INSERÇÃO, PÓS PLANEJAMENTO E CALIBRAÇÃO DAS FONTES**

**1. Estudo Volumétrico: obtido por imagens de Ultrassom a cada 5 mm**

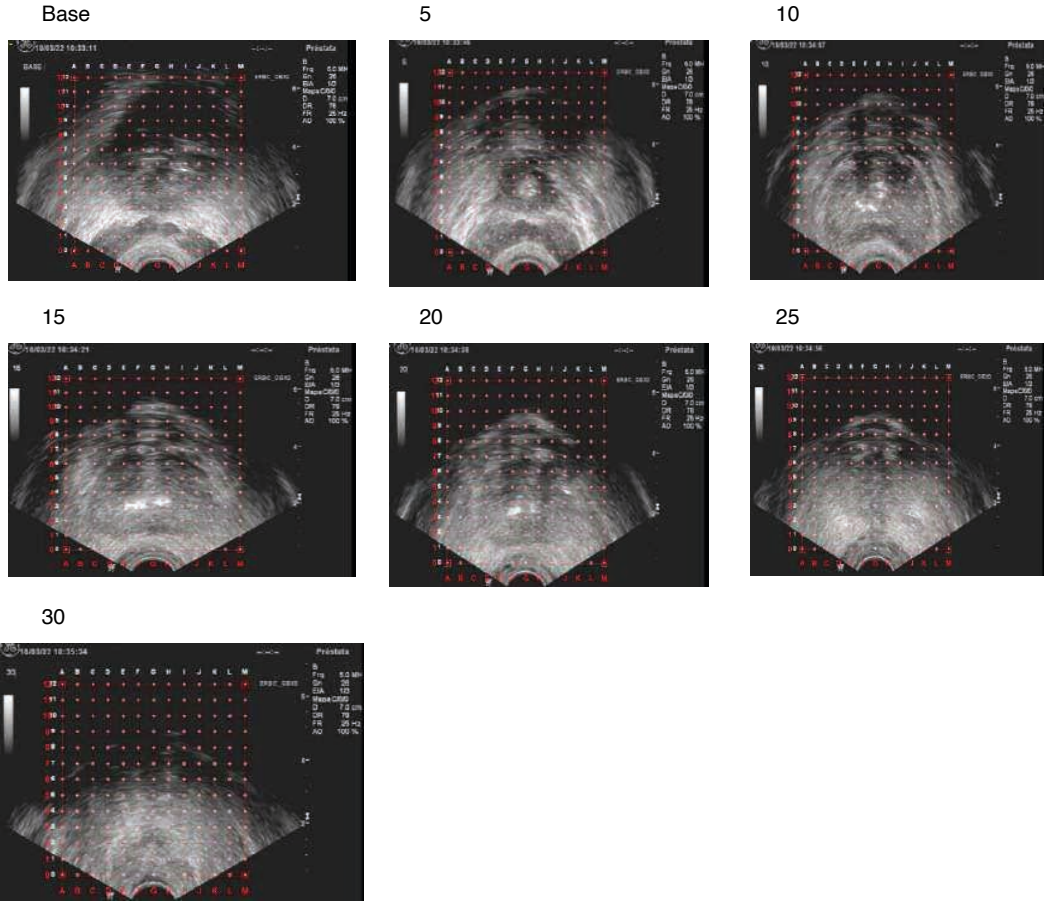


Figura 8 – Imagens do Estudo Volumétrico.

Fonte: Autora.

## 2. Delineamento de volumes-alvo e órgãos em risco

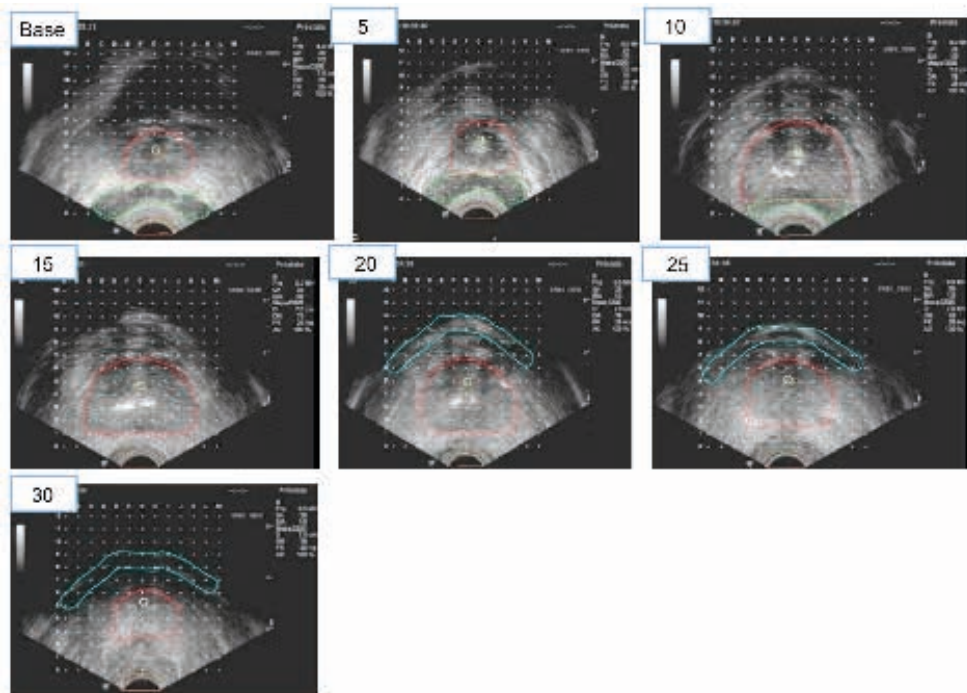


Figura 9 – Imagens com desenho de Próstata e OAR.

Fonte: da Silva (2022).

## 3. Planejamento: selecionar do número de sementes e distribuir

- Carregamento **uniforme**: seguindo o sistema de Quimby (Quimby; Goodwin, 1970), as sementes são colocadas em toda o volume da próstata com distâncias fixas de 1 cm umas das outras, em profundidadena direção craniocaudal, alternando em planos pares e ímpares a cada 0,5 cm a colocação anteroposterior e laterolateral em 0,5 cm umas das outras.
- Carregamento **periférico**: seguindo o sistema de Paterson-Parker (Paterson et al., 1958), as sementes são colocadas somente na periferiada próstata, com atividades mais altas.
- Carregamento **uniforme modificado**: são intercalados planos com carregamentos uniformes e periféricos.
- Cada um dos modelos de carregamento apresenta vantagens e desvantagens, e a uniformidade, na maioria das situações, clínicas satisfaz os requerimentos do rádio-oncologista, do urologista e do físico.

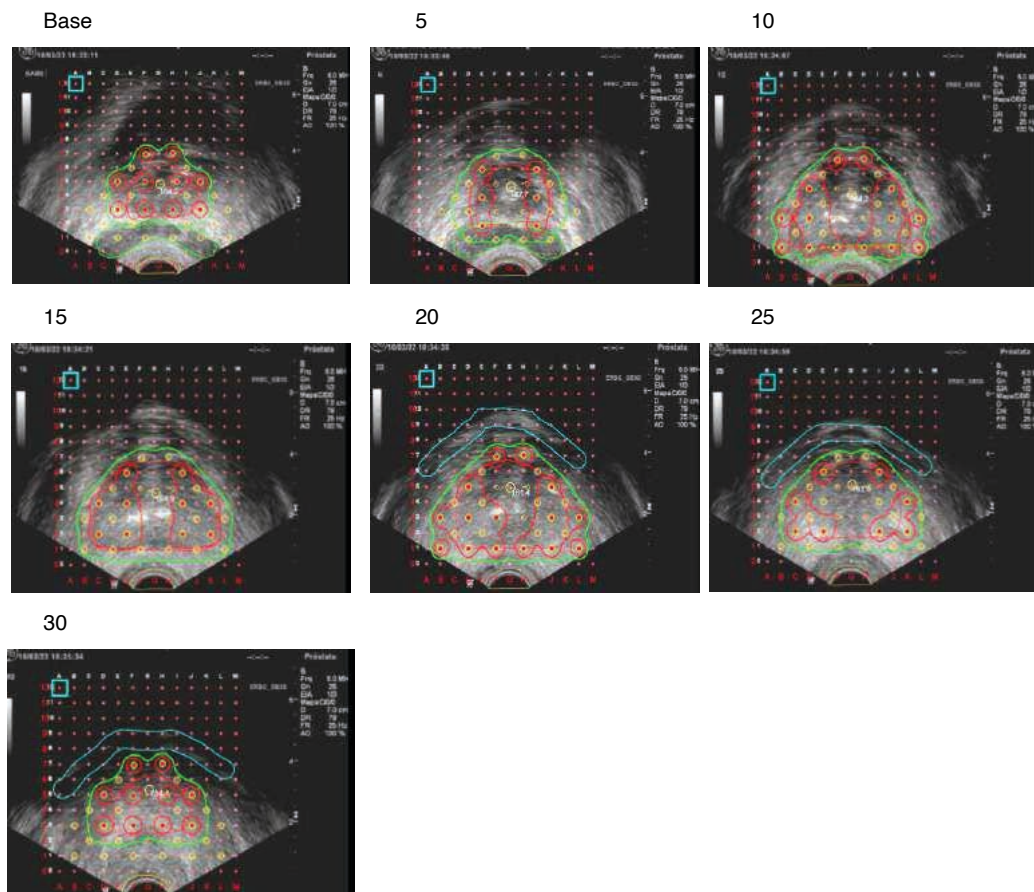


Figura 10 – Posição das sementes e Distribuição de dose.

Fonte: Autora.

*Constraints a serem obedecidos (Seattle, abril de 2007)*

- Dose em PTV 100%
- Vol. com 150% dose  $\leq 50\%$
- Dose uretra  $< 120\%$  de dose prescrita (175 Gy)
- Dose Reto  $\leq 100$  Gy
- Reto  $V_{100} < 1cc$



#### 4. Montagem das agulhas

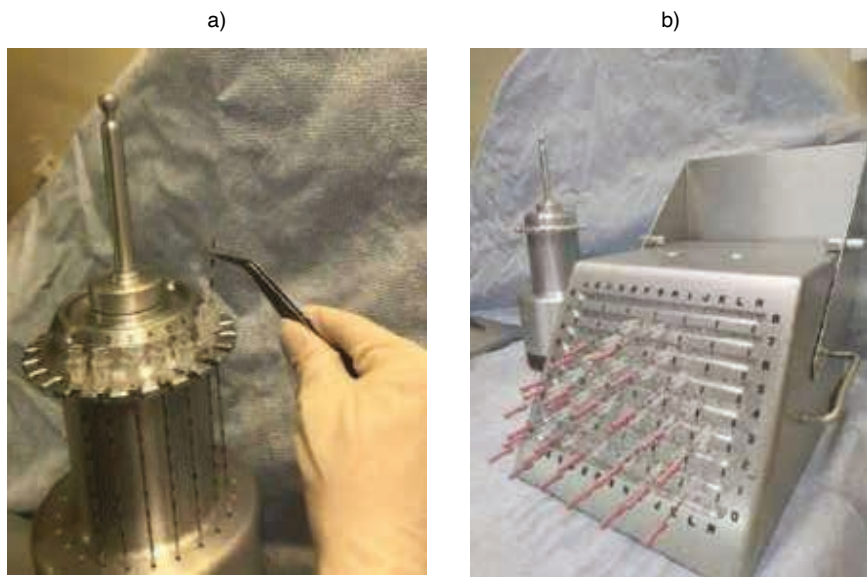


Figura 13 – a) montagem das agulhas; b) cofre.

Fonte: Autora.

#### 5. Procedimento: acompanhado com Ultrassom e Escopia

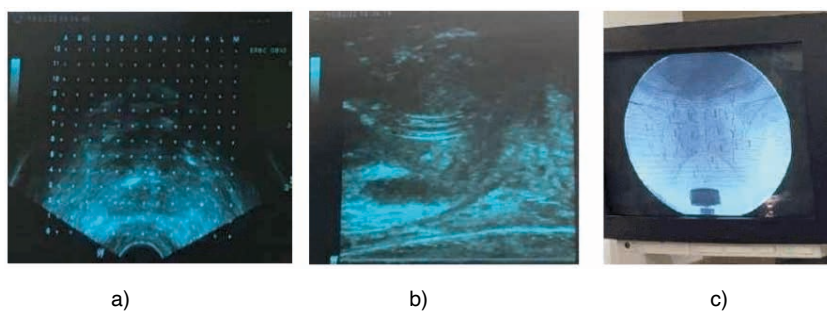


Figura 14 – Imagens de Ultrassom(a) e de Escopia(b).

Fonte: da Silva (2022).

#### 6. Pós-planejamento com imagens do CT

Recomenda-se que a tomografia para o cálculo pós-planejamento seja feita com cortes na direção n da base ao ápice da próstata com slices de 5 mm e espessura de 3 mm.

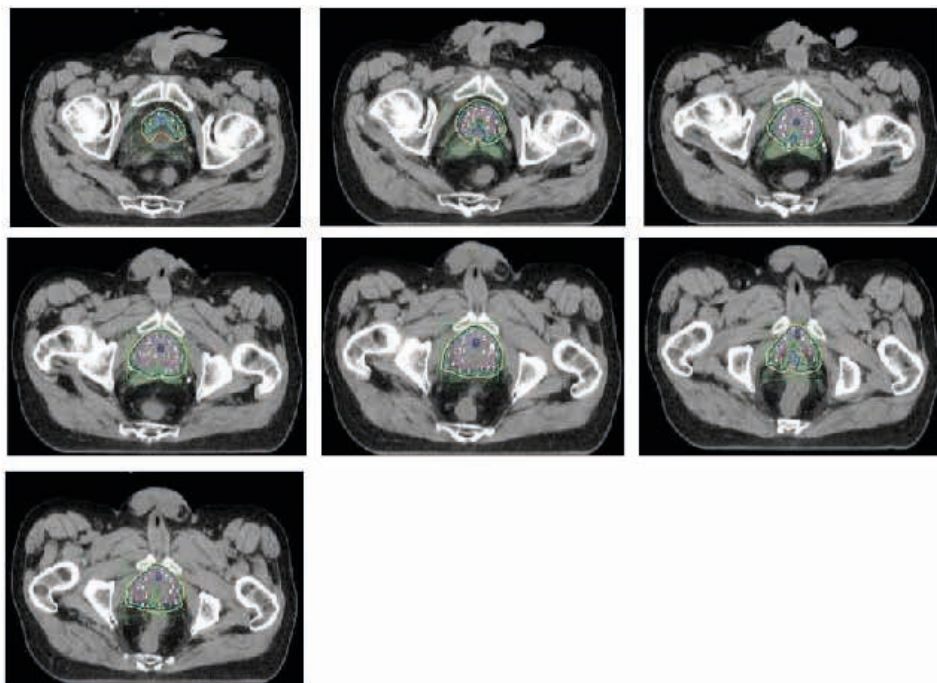


Figura 15 – Distribuição de Dose no Pós-planejamento.

Fonte: da Silva (2022).

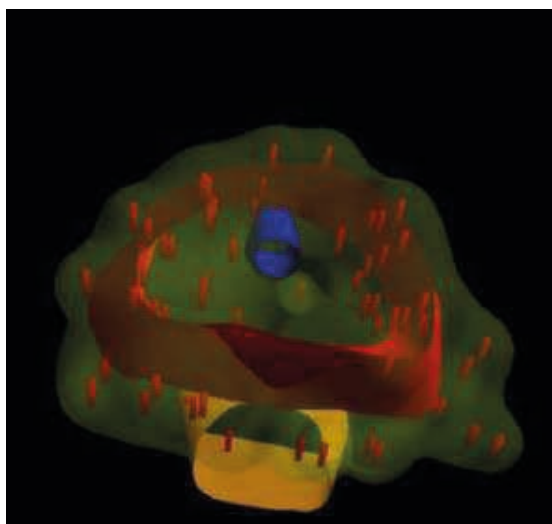


Figura 16 – Visualização 3D do Pós-planejamento.

Fonte: Autora.

- O rádio-oncologista deve avaliar a dose resultante no pós-planejamento. Se  $D_{90\%} < 90\%$  (dose em 90% da próstata for menor que 90% da dose prescrita), algum ajuste ou complementação deve ser realizado.

## 7. Calibração das fontes



Figura 17 – Calibração de sementes com câmara poço.

Fonte: Autoria própria.

## SEMENTES DE I-125

### CALIBRAÇÃO

| Condições de Medida   |       |                 |
|---|-------|-----------------|
| Câmara HDR 1000 Plus - Tipo Poço  |       |                 |
| Eletrômetro UNIDOS E  |       |                 |
| Fator Calibração ( $\mu\text{Gy}/\text{hA}$ ) $\text{m}^2 = 1,932\text{E}+11$ |       |                 |
| Dispositivo para Rapid Strand - 1 Semente                                     |       |                 |
| Lote  | 573   | Reference 53674 |
| Data Atual (dia/mês/ano) 10/03/2022   |       |                 |
| Pressão ( pol Hg ) =  | 27,31 | ktp             |
| Temperatura ( °C ) =  | 23,9  | 1,1027          |

| Fontes de Iodo 125 - Certificado de Calibração |                    |           |       |  |
|--|--------------------|-----------|-------|--|
| # Lote   | Data de Calibração | Atividade |       | Air Kerma Strenght                       |
|  |                    | mCi       | MBq   | U ( $\mu\text{Gy}.\text{m}^2/\text{h}$ ) |
| 573  | 16/02/2022         | 0,3910    | 14,28 | 0,4966                                   |

| Calibração da Fonte   |                                 |
|---|---------------------------------|
| Leitura (nC )   | 0,107                           |
| Tempo (s)   | 60                              |
| Air Kerma Strenght U ( $\mu\text{Gy}.\text{m}^2/\text{h}$ ) |                                 |
| Medido  | Decalado a partir da calibração |
| 0,3798  | 0,3841                          |
| Diferença   |                                 |
| -1,14%  |                                 |

Tabela 3 – Planilha utilizada na calibração das fontes com os parâmetros mais importantes a serem registrados.

Fonte: Autora.

Documentos sugeridos para leitura acerca da implantação de um programa de braquiterapia de próstata com sementes:

- **TG-56 (1997):** Code of practice of brachytherapy physics.
- **TG-43 (1999):** Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Committee.
- **TG-64 (1999):** Permanent prostate seed brachytherapy.
- **TG-43-U1 Update (2004):** Revised AAPM protocol for brachytherapy.
- **TG-137 (2009):** Dose prescription and reporting methods for prostate BTx.
- **(2011):** College of Radiology (ACR) Practice Guideline for the Transperineal Permanent Brachytherapy of Prostate Cancer.

- **TG-186 (2012):** model-based dose calculation methods in brachytherapy beyond the formalism TG-43 – Current status and recommendations for clinical implementation.
- **TG-167 (2016):** Guidelines by the AAPM and GEC-ESTRO on the use of innovative brachytherapy devices and applications.
- **Supplement 2 (2017):** for the 2004 update of the AAPM Task Group 43 Report – Joint recommendations by the AAPM and GEC-ESTRO.

## REFERÊNCIAS

BUTLER, W. M. et al. Third-party brachytherapy source calibrations and physicist responsibilities: Report of the AAPM Low Energy Brachytherapy Source Calibration Working Group. *Medical Physics*, v. 35, n. 9, p. 3860-3865, 2008.

BUYOUNOUSKI, M. K. et al. A survey of current clinical practice in permanent and temporary prostate brachytherapy: 2010 update. *Brachytherapy*, v. 11, n. 4, p. 299-305, ago. 2012.

GRIMM, P.; SYLVESTER, J. Advances in Brachytherapy. *Reviews in Urology*, v. 6, n. Supplement 4, p. S37-S48, 2004.

HOLM, H. H. The history of interstitial brachytherapy of prostatic cancer. *Seminars in Surgical Oncology*, v. 13, n. 6, p. 431-437, 1997.

LEE, W. R. et al. Radioactive sources embedded in suture are associated with improved postimplant dosimetry in men treated with prostate brachytherapy. *Radiotherapy and Oncology: Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, v. 65, n. 2, p. 123-127, nov. 2002.

MOURTADA, F. *Fundamentals of LDR Prostate Program Quality and Safety*. Lecture in Joint AAPM I COMP Virtual Meeting. EUA, 12 jul. 2020. Disponível em: <http://amos3.aapm.org/abstracts/pdf/155-53936-1531640-157408-1554813554.pdf>. Acesso em: 9 mar. 2022.

NAG, S. et al. American Brachytherapy Society (ABS) recommendations for transperineal permanent brachytherapy of prostate cancer. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, v. 44, n. 4, p. 789-799, 1 jul. 1999.

NATH, R. et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 43. American Association of Physicists in Medicine. *Medical Physics*, v. 22, n. 2, p. 209-234, fev. 1995.

NATH, R. et al. Guidelines by the AAPM and GEC-ESTRO on the use of innovative brachytherapy devices and applications: Report of Task Group 167. *Medical Physics*, v. 43, n. 6 Part 1, p. 3178–3205, 2016.

NIST. NIST Improves Accuracy of Radioactive Seeds Used to Treat Prostate Cancer. Disponível em: <https://www.nist.gov/news-events/news/1999/03/nist-improves-accuracy-radioactive-seeds-used-treat-prostate-cancer>. Acesso em: 9 mar. 2022.

PATERSON, R. et al. *Radium Dosage: The Manchester System*. 8. ed. Edinburgh: E. & S. Livingstone Ltd., 1958.

QUIMBY, E. H.; GOODWIN, P. N. Dosage calculations with radioactive materials. *Phys Found Radiol*, p. 247-284, 1970.

RITZ, V. H. Design of Free-Air Ionization Chambers for the Soft X-Ray Region (20-100 kv). *Radiology*, v. 73, n. 6, p. 911-922, dez. 1959.

RIVARD, M. J. et al. Update of AAPM Task Group 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Medical Physics*, v. 31, n. 3, p. 633-674, 2004.

RIVARD, M. J. et al. Supplement 2 for the 2004 update of the AAPM Task Group 43 Report: Joint recommendations by the AAPM and GEC-ESTRO. *Medical Physics*, v. 44, n. 9, p. e297-e338, set. 2017.

SARKAR, A. et al. Prostate implant dosimetric outcomes and migration patterns between bio-absorbable coated and uncoated brachytherapy seeds. *Brachytherapy*, v. 12, n. 4, p. 356-361, ago. 2013.

SELTZER, S. M. et al. New National Air-Kerma-Strength Standards for  $^{125}\text{I}$  and  $^{103}\text{Pd}$  Brachytherapy Seeds. *Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology*, v. 108, n. 5, p. 337-358, 2003.

**Rodolfo Alfonso**

### 1. INTRODUÇÃO

En la última década se ha producido un incremento muy marcado en el uso de haces “pequeños” de fotones de megavoltaje, generados tanto por fuentes de Co-60 como por aceleradores lineales. Estos haces son empleados en diversas modalidades radioterápicas, desde los clásicos tratamientos radioquirúrgicos intra- craneales, empleando campos definidos por colimadores cilíndricos fijos, hasta tratamientos que emplean haces compuestos, como los utilizados en la IMRT en sus diversas modalidades. El incremento en la demanda de este tipo de tratamientos hizo que diversos fabricantes de tecnologías de radioterapia apostaran por el desarrollo de equipos más o menos dedicados a tratamientos con haces pequeños. Como consecuencia de ello, algunas de estas máquinas no permiten configurar los haces estándares para realizar la dosimetría de referencia por los métodos tradicionales. Por otra parte, el incremento del uso de estos haces, en ocasiones con dimensiones comparables o inferiores a las de los volúmenes sensibles de los instrumentos de medição empleados, despertó preocupación en la comunidad de física médica en particular, tras el anuncio

de diversos incidentes o accidentes que implicaban errores al realizar la dosimetría relativa de haces pequeños de fotones. Esta situación motivó a que el OIEA convocara a un panel de expertos, representando diferentes organizaciones de física médica, como AAPM e IPEM, así como a los principales fabricantes de máquinas de radioterapia con un peso importante en el uso de haces pequeños de fotones.

Como resultado del trabajo de este panel, en 2008 se publicó un trabajo donde se presentaron las bases de un formalismo (Alfonso et al., 2008), consistente con los protocolos de dosimetría tradicionales basados en dosis absorbida en agua – TRS-398 (IAEA, 2000) y AAPM TR-51 (Almond et al., 1999), principalmente –, enfocado a la dosimetría de haces pequeños y compuestos de fotones de megavoltaje, como los empleados en radioterapia. Esta publicación sirvió de motivación a múltiples grupos de investigación para publicar sus experiencias y resultados, siguiendo el enfoque del formalismo de Alfonso. La maduración de toda la ciencia detrás de esta problemática, permitió que una década después fuera publicado por el OIEA, en conjunto con la AAPM, un nuevo protocolo de dosimetría para los haces estáticos pequeños de fotones, el TRS-483 (IAEA, 2017).

El propósito del presente capítulo es presentar al lector los aspectos más relevantes de la dosimetría de haces estáticos pequeños de fotones, siguiendo el enfoque propuesto por el protocolo TRS-483, brindando algunas recomendaciones en cuanto a su implementación en condiciones clínicas.

## 2. FÍSICA DE LOS HACES PEQUEÑOS DE FOTONES

En términos generales, se considera que un campo de fotones es pequeño o estrecho cuando no tiene equilibrio lateral de partículas cargadas (*Lateral Charged Particle Equilibrium*, LCPE). Otros aspectos que influyen en la dosimetría de campos pequeños se relacionan con el diseño del cabezal de tratamiento de un acelerador, incluyendo el tamaño efectivo de la fuente de electrones que inciden sobre el blanco donde se producen los fotones por radiación de frenado (*bremsstrahlung*).

Añadido a estas limitaciones del campo y del haz, el tamaño del detector relativo al del campo juega un papel fundamental. Como es bien sabido, cualquier detector proporciona una señal proporcional a la dosis promedio en su volumen sensible (efecto de promedio volumétrico) y a la fluencia de partículas que atraviesan tal volumen.

Si el tamaño del campo es menor que el del detector y las partículas solo atraviesan una parte del volumen sensible, la señal del detector promediada en todo su volumen sensible será incorrecta.

A continuación, se revisan con más detalle a cada uno de estos aspectos, analizando cómo afectan la dosimetría de los haces pequeños y su posible impacto en la clínica.

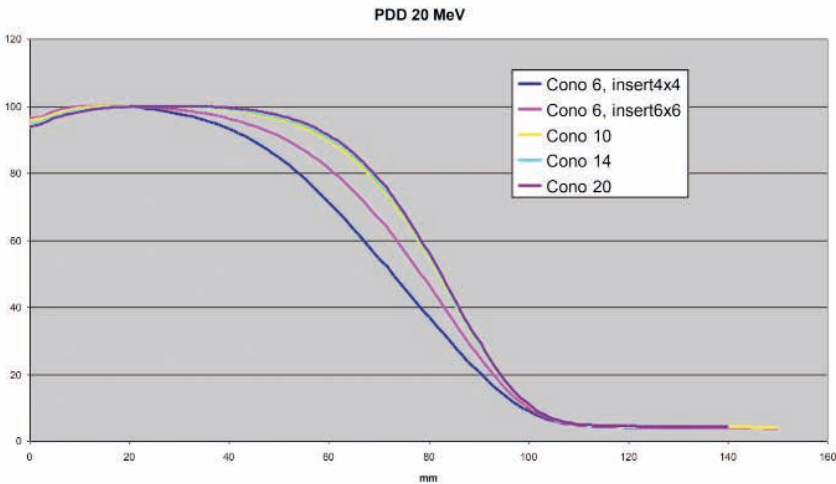


Figura 1 – Curvas de PDD en agua de haz de electrones de 20 MeV, para diferentes tamaños de campo.  
Fuente: Autor.

La falta de equilibrio partículas cargadas (CPE) en haces de fotones de megavoltaje se evidencia en las cercanías de la superficie del maniquí o paciente, conocida normalmente como región de falta de equilibrio electrónico “*build-up*” y es aprovechada para la protección de tejidos superficiales como la piel. Para haces “anchos”, más allá de la profundidad donde se alcanza el máximo de la dosis absorbida (equilibrio “perfecto” de cargas, pues la dosis se iguala a la kerma de colisión), se produce la llamada región de equilibrio parcial de partículas cargadas (PCPE), ya que la dosis supera ligeramente a la kerma de colisión, debido a que las partículas cargadas transportan su energía cinética en la dirección de la radiación primaria según la disipan en forma de dosis absorbida. En estos haces no solamente se alcanza PCPE en la dirección longitudinal del haz, sino que existe CPE en la dirección lateral. Esto ocurre porque las partículas cargadas de regiones fuera del eje central del haz se dispersan hacia la región central “*in-scattering*” compensando así a las partículas cargadas que salen de la región central “*out-scattering*”.

Sin embargo, para haces estrechos, con dimensiones laterales inferiores al LCPE, esta compensación no puede tener lugar, pues el *in-scattering* no logra compensar a las partículas cargadas que escapan del eje del haz. En tal caso, la relación entre la kerma de colisión y la dosis absorbida se ve afectada, es decir, en un pequeño volumen de interés dado, solo una fracción de la energía transferida a la energía cinética de las partículas cargadas contribuirá a la deposición de energía en el mismo pequeño volumen de interés. Este efecto ha sido calculado mediante Monte Carlo por Andreo y col. (2017) como se muestra en la Figura 2.

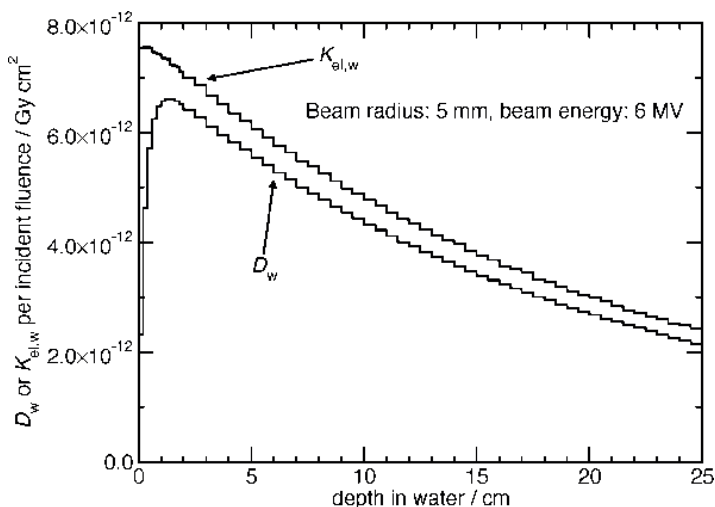


Figura 2 – Cálculo por Monte Carlo de la dosis absorbida en agua,  $D_w$ , y la kerma de colisión en agua,  $K_{el,w}$ , por unidad de fluencia de fotones incidentes, para un haz paralelo de 5 mm de radio, generado por un acelerador clínico de 6 MV.

Fonte: 1 Andreo et al. (2017).

Teniendo en cuenta lo anterior, surge la pregunta de cuándo considerar que un campo de fotones es pequeño, solamente desde el punto de vista del propio haz, es decir, independiente del generador que lo creó o el detector empleado para caracterizarlo. Según esto, se entiende entonces que un haz es pequeño cuando sus dimensiones lineales desde el centro del haz hasta el borde (el radio del haz para campos circulares) son inferiores al radio que garantiza el LCPE, representado por  $r_{LCPE}$ . De forma similar a lo que ocurre con la profundidad del máximo de dosis donde se alcanza CPE, en la medición que disminuye la calidad del haz, menor va a ser el alcance lateral de las partículas cargadas, como se refleja en la Figura 3.

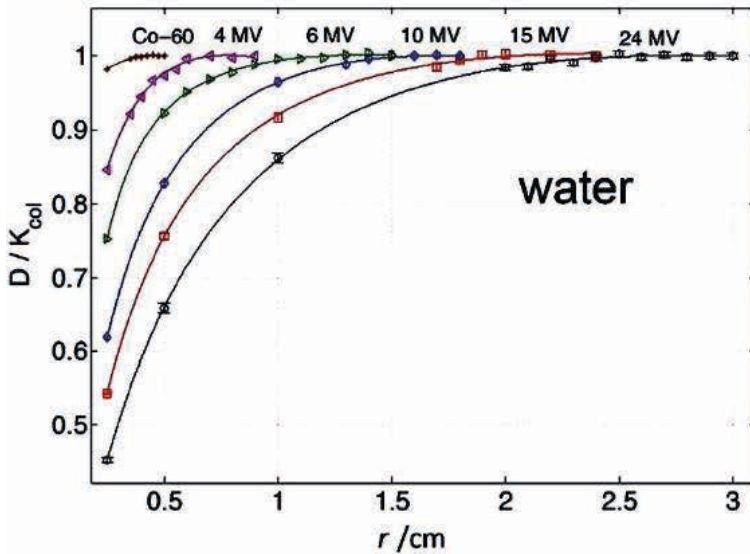


Figura 3 – Razón de dosis en agua respecto a la kerma de colisión en agua,  $D_w/K_{col}$ , para haces paralelos de diferentes calidades, en función del radio del campo. Las razones fueron evaluadas a 5 cm de profundidad en agua.

Fonte: Andreo et al. (2017).

De manera que el  $r_{LCPE}$  debe expresarse en función de algún índice de calidad del haz. Esta relación se ha obtenido mediante simulaciones por Monte

Carlo del cociente  $D / K_{col}$  como:

$$r_{LCPE}(cm) = 5.973 \times TPR_{20,10} - 2688 \quad (1)$$

Donde  $r_{LCPE}(cm)$  es el radio máximo hasta el que se considera que un campo es pequeño para la calidad  $TPR_{20,10}$  del campo de referencia estándar de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

A los efectos prácticos en la dosimetría clínica, la falta de LCPE tiene implicaciones tanto en la dosimetría de referencia como en la dosimetría relativa.

Como se ha descrito antes, para llevar a cabo la dosimetría de referencia es necesario determinar la calidad del haz a calibrar, para lo cual se pueden emplear diferentes índices de calidad, que en el caso de los fotones de alta energía se emplea fundamentalmente el TPR<sub>20,10</sub>. En el caso de la dosimetría de campos pequeños, el conocimiento de la calidad del haz es necesario, además, para poder definir el campo de referencia que satisfaga la condición de LCPE, o lo que es lo mismo, satisfacer que sus dimensiones (radio equivalente del campo) superen el  $r_{LCPE}$ .

En situaciones donde el acelerador clínico no permita obtener este campo de referencia estándar, se debería definir uno que cumpla con la condición de LCPE descrita arriba, para lo cual es necesario conocer el TPR<sub>20,10</sub> del campo de referencia estándar, que no puede ser medido directamente en ese tipo de máquina.

Para resolver esto, se puede emplear la relación aproximada de Sauer-Palmans, que permite obtener la calidad TPR<sub>20,10</sub> del campo de referencia estándar a partir de la medición de TPR<sub>20,10</sub> para un campo de tamaño  $s \times s$ , (donde  $s$  representa el lado del cuadrado equivalente del campo de referencia no estándar) basada en el análisis de datos del BJR-Suppl. 25 (1996) para distintos aceleradores, es

$$\text{TPR}_{20,10}(10 \times 10) \approx \frac{\text{TPR}_{20,10}(s \times s) + d \cdot (10 - s)}{1 + d \cdot (10 - s)} \quad (2)$$

Donde  $d = (16.15 \pm 0.12) \cdot 10^{-3}$ . La relación es válida para tamaños de campo  $4 \text{ cm} \leq s \leq 12 \text{ cm}$ .

El índice de calidad calculado de esta manera serviría además para obtener otros parámetros necesarios para la dosimetría de referencia, como puede ser la corrección por la calidad del haz,  $k_{Q,Q0}$ .

En la dosimetría relativa, la falta de LCPE tiene un impacto significativo en los factores de campo, a través de su componente en el maniquí. Para evidenciar esto, Charles y col. (2014) han propuesto descomponer el factor de dispersión en el maniquí ( $SP$ ) en la componente correspondiente a la dispersión de los fotones dentro del maniquí ( $S_{phot}$ ) y la debida a la falta de equilibrio lateral de electrones ( $S_{ee}$ ).

Como se aprecia en la Figura 4, la falta de LCPE es la que determina el comportamiento del factor de maniquí para campos pequeños de dimensiones inferiores al  $r_{LCPE}$ .

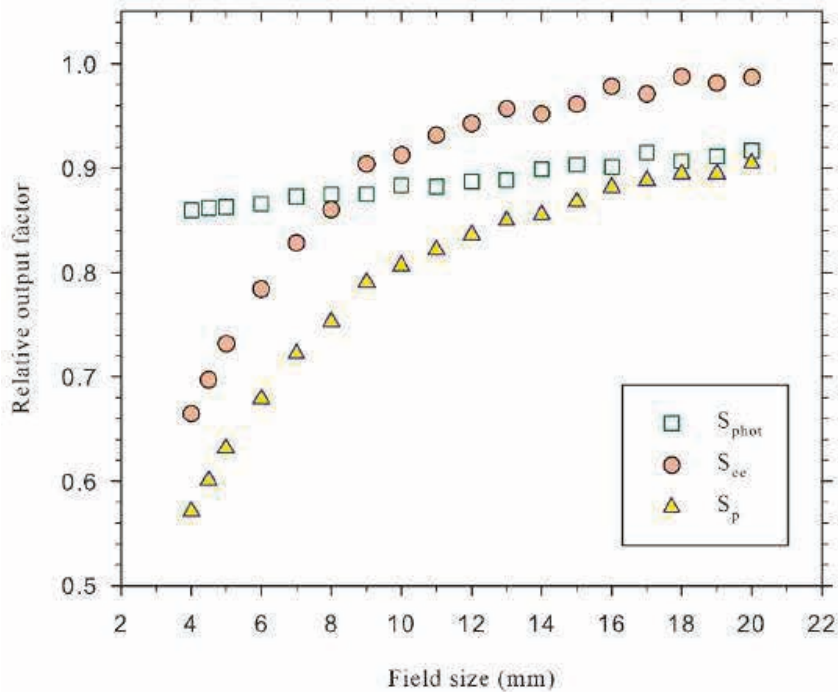


Figura 4 – Factor de maniquí SP y sus componentes por dispersiones de fotones,  $S_{phot}$  y por faltade LCPE,  $S_{sc}$ . Todos los factores fueron calculador por Monte Carlo en agua, normalizados parael campo cuadrado de 100 mm, a la calidad nominal de 6 MV.

Fuente: Charles et al. (2014).

## 2.1 El problema de la oclusión de la fuente emisora de fotones

La formación del haz primario de fotones en los aceleradores clínicos se realiza por el frenado de finos haces de electrones que inciden en el blanco. Esta es el llamado haz directo o radiación focal que se origina en el punto focal del blanco, que tiene una dimensión física definida fundamentalmente por el ancho del haz incidente de electrones. La emisión de los fotones entonces es el resultado de la difuminación del haz de electrones de tamaño finito que golpea el blanco, por dispersión de electrones y producción de radiación de frenando dentro del blanco y se representa típicamente como una distribución gaussiana. Una parte de los fotones primarios se puede dispersar en las diferentes componentes del sistema de formación y colimación del haz, fundamentalmente en el filtro aplanador (para haces de fotones de 6 MV aplanados, aproximadamente el 8% de la radiación que llega al paciente proviene del filtro aplanador).

A medição que disminuye la abertura del colimador, una menor porción filtro aplanador queda visible desde la posición de medición.

En campos pequeños, por lo tanto, la radiación extra-focal se vuelve menos importante en la determinación de la dosis. La reducción de la abertura del colimador puede llegar a ser tal que una parte del haz primario quede parcialmente bloqueada (“oclusión” parcial de la radiación focal); en ese escenario, el número de fotones primarios que llegan al isocentro se reduce y será proporcionalmente menor para el haz con el mayor tamaño de punto focal. La oclusión de la fuente se vuelve importante para campos con dimensiones en el orden del tamaño de la fuente de haz directo (que generalmente no son mayores de 5 mm para los haces de acelerador lineal).

En la Figura 5 se muestra una ilustración de la vista completa de la fuente de haz directo extendido desde el punto de medición en el plano isocentro; esta Figura (RHS) muestra que la fuente de haz extendido está parcialmente bloqueada a medida que el colimador se cierra, lo que resulta en la oclusión de la fuente.

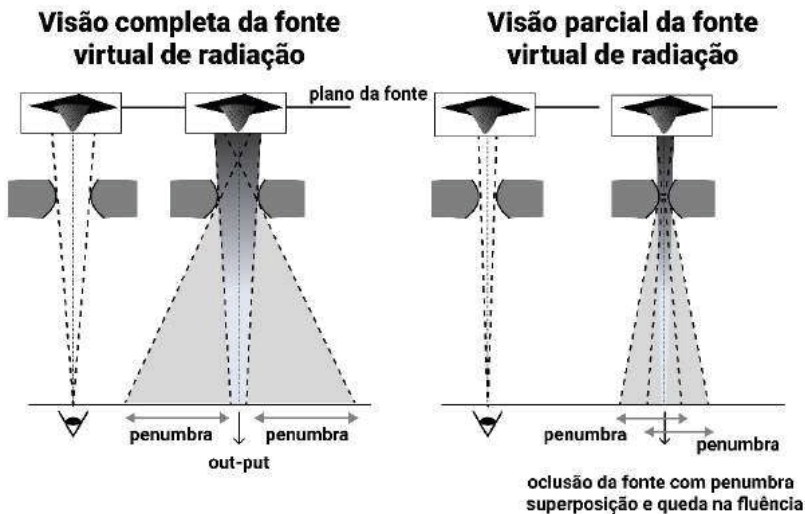


Figura 5 – Ilustración de la oclusión de la fuente. Panel izquierdo: fuente totalmente visible desde plano de medição y penumbras separadas. Panel derecho: fuente no visible desde plano de medição y penumbras superpuestas.

Fuente: Adaptado de Aspradakis et al. (2010).

Una consecuencia de la superposición de penumbras producto de la oclusión de la fuente es que, al contrario que en haces anchos de fotones, en haces muy pequeños el tamaño de campo determinado por la anchura total a mitad del máximo (FWHM) del perfil de dosis a la profundidad típica de referencia de 10 cm, normalizado al eje central del haz, normalmente no coincide con la indicación del colimador.

Para la dosimetría relativa, el efecto de oclusión de la fuente tiene un marcado impacto en el comportamiento de los factores de colimador, SC. Para evaluar este efecto, Charles y col. (2014) propusieron separar el factor de colimador en la componente tradicional,  $S_{cs}$ , atribuida a las dispersiones en los diferentes elementos del sistema de conformación del haz (filtro aplanador, cámara monitora, colimadores, etc.) y la que considera los efectos de la oclusión del haz primario de fotones,  $S_{occ}$ . En la Figura 6 se muestra los resultados de la modelación Monte Carlo del factor de colimador con sus contribuyentes, donde se puede observar que, para campos con tamaños en el orden del punto focal de fotones, la contribución fundamental en el comportamiento del SC proviene de la oclusión de la fuente.

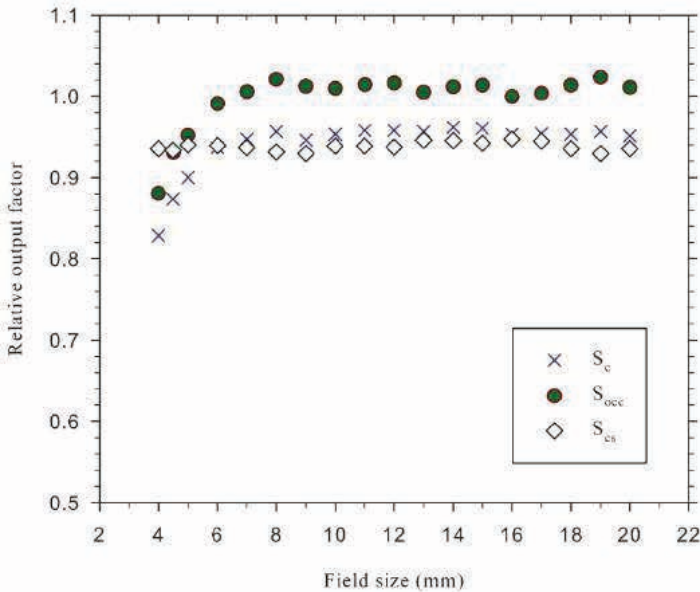


Figura 6 – Factor de colimador SC y sus componentes por dispersiones en el sistema de conformación del haz de fotones,  $S_{cs}$  y por los efectos de oclusión de la fuente,  $S_{occ}$ . Todos los factores fueron calculados por Monte Carlo, normalizados para el campo cuadrado de 100mm, a 1 calidad nominal de 6 MV.

Fuente: Adaptado de Charles et al. (2014).

## 2.2 Los problemas asociados al detector

Debido al tamaño finito de los detectores, el resultado de su medición corresponde al promedio sobre su volumen (efecto de “promedio volumétrico”), que para campos anchos de fotones se observa mayormente en mediciones alrededor de la región de la penumbra.

En campos pequeños, la distribución de dosis dentro del volumen sensible del detector suele ser no homogénea, dando como resultado una señal reducida en la parte central del

haz, con una consecuente subestimación en la determinación de la dosis, como se muestra en la Figura. 7.

Este problema fue el contribuyente principal de varios accidentes reportados con haces pequeños de fotones Borius et al., (2010). Es por ello que debe presumirse que un detector que se comporta bien en haces anchos de fotones (como las cámaras tipo Farmer) no necesariamente lo harán para haces pequeños, hasta que sean probados y caracterizados en estas condiciones.

El detector ideal para la dosimetría de campos pequeños sería aquel que pudiera sensar la fluencia en un punto, fuera equivalente a agua (tanto en composición como densidad másica), posea una respuesta lineal con la dosis e independiente de la tasa de fluencia.

En la práctica clínica de Radioterapia, los detectores que más se acercan a estas condiciones son los centelleantes plásticos, pero solamente son recomendables para dosimetría relativa.

Las cámaras de ionización rellenas de aire siguen siendo la columna vertebral de la dosimetría de referencia en Radioterapia. Para la dosimetría de campos pequeños, sin embargo, presentan el inconveniente de su poca sensibilidad intrínseca, debido a la baja densidad de su volumen sensible (aire a presión atmosférica). Por ello, los efectos de pérdidas por promedio volumétrico en ellas pueden ser considerables.

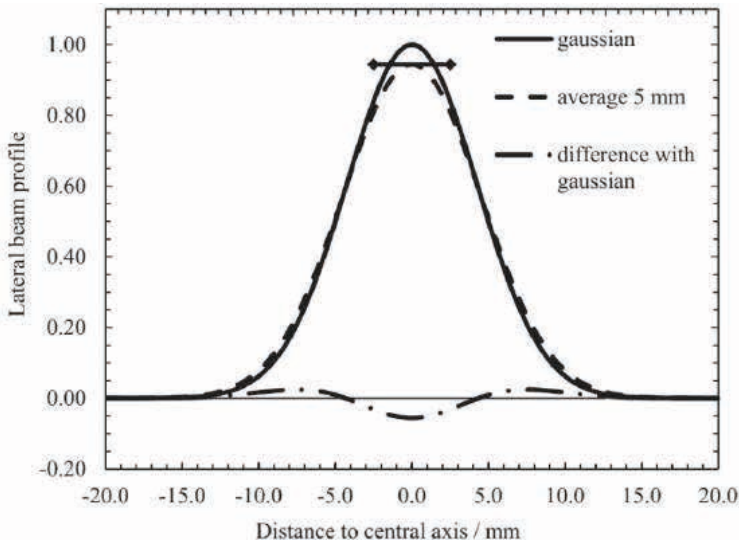


Figura 7 – Ilustración esquemática del efecto de promedio volumétrico. La curva en línea continua representa una gaussiana que se aproxima a un perfil de campo pequeño; la curva en líneas discontinuas indica el perfil que mediría un detector de 5 mm de longitud, representado por la flecha doble a lo largo del eje de escaneo. La curva en línea y punto muestra la diferencia entre las dos curvas como una fracción de la dosis máxima.

Fuente: 12TRS-483 (IAEA, 2017).

Para reducir este efecto, se dispone de mini y micro cámaras, con volúmenes sensibles en el orden de centésimas de  $\text{cm}^3$ . No obstante, las dimensiones mínimas de las cámaras son fijadas por consideraciones relacionadas con la magnitud de la ionización producida en el volumen de la cavidad en comparación con la señal de fondo de otros componentes de la cámara, como el vástago y el cable.

Para cada cámara de ionización siempre habrá un tamaño de campo por debajo del cual el efecto de promedio volumétrico se volverá inaceptablemente grande. Por debajo de ese tamaño, solo las cámaras de ionización líquidas o los detectores de estado sólido son adecuados para la dosimetría relativa, e incluso estos pueden exhibir perturbaciones sustanciales para los tamaños de campo más pequeños.

Para cámaras de ionización, debe tenerse en cuenta, además, la perturbación de la fluencia de partículas cargadas (y por lo tanto la desviación de las condiciones de la teoría B-G) debido a la presencia de la cavidad; ambos efectos siempre están entrelazados.

Otro aspecto a tener en cuenta en la dosimetría de campos pequeños, es el efecto de la densidad del volumen sensible del detector, en comparación con el agua.

Estudios realizados por Scott y col. (2012) y por Underwood y col. (2013) han demostrado que para campos muy pequeños, las perturbaciones por no equivalencia del material sensible del detector respecto al agua son mayores por las diferencias en la densidad másica que por su composición elemental, como se observa en la Figura 8.

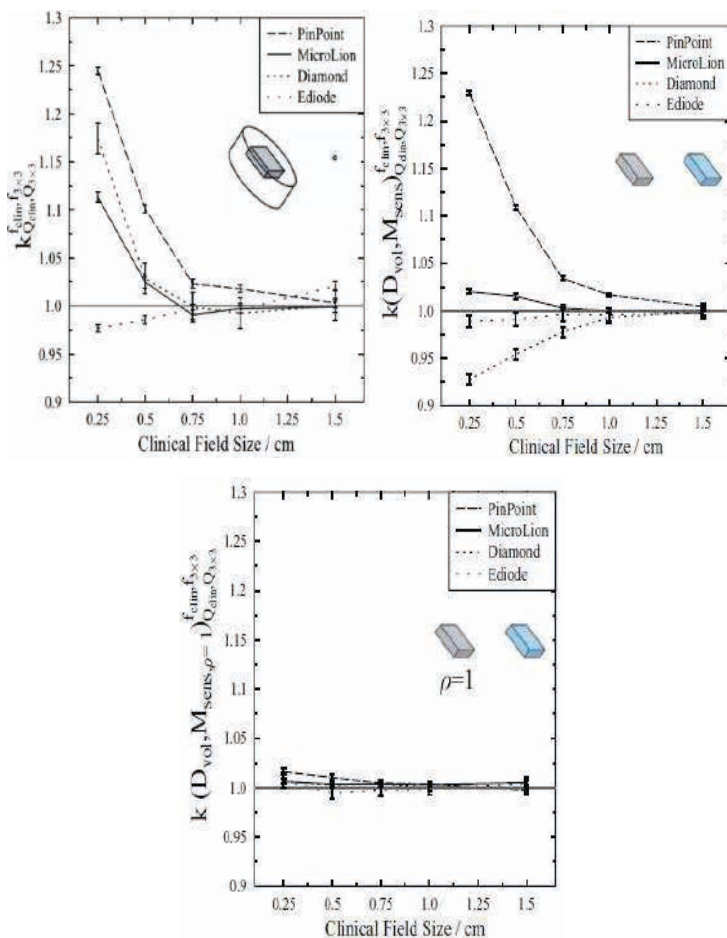


Figura 8 – El panel de la izquierda muestra el factor de corrección de la respuesta de cada detector en función del tamaño de campo (a todos los detectores se les han asignado las mismas dimensiones del volumen sensible); se observa que, excepto para el caso del diodo, todos los detectores tienden a subestimar la dosis (corrección mayor que 1) debido a que prima el efecto de promediado volumétrico. En el panel central se ha ajustado la dimensión del voxel de cálculo en agua a las dimensiones del detector y además, se forzó la composición de cada detector a agua, manteniendo su densidad másica; con esto se cancela el efecto de promediado volumétrico y composición, pero se mantiene el efecto de densidad. En el panel de la derecha se ha mantenido la composición química del detector original, pero su densidad másica se ha forzado a la unidad (agua líquida), de manera que la respuesta del volumen sensible del material del detector (aire para PinPoint, isooctano para MicroLion, diamante para Diamond y silicio para Ediode) se compara con la de una estructura de agua de iguales dimensiones. Todas las simulaciones por Monte Carlo fueron realizadas en agua a 5 cm de profundidad, para un haz fotones de 6 MV. El campo de referencia es de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$

Fuente: Underwood et al. (2013).

Para cámaras de ionización “compactas” también es importante destacar que las correcciones de las lecturas por polaridad ( $k_{pol}$ ) y saturación ( $k_s$ ) pueden afectarse a medida que se reducen las dimensiones de los campos reducen. Los trabajos de Looe

y col. (2018) demuestran un incremento del efecto de la polaridad en estas cámaras, a medida que disminuye el tamaño de campo. En el estudio se observó que el efecto es más marcado cuando las cámaras son irradiadas en la dirección axial, respecto a la radial; el efecto se reduce a medida que aumenta el volumen de la cámara.

Por otra parte, Agostinelli y col. (2008) han reportado que para cámaras muy pequeñas la linealidad de la curva de saturación se pierde para tensiones superiores a 150 V.

En particular, a 400 V, la tensión nominal de funcionamiento de la cámara *pinpoint* tipo 31014 presenta un exceso de la carga colectada, el cual probablemente esté relacionado con la multiplicación de la carga debido al diseño de la cámara de pequeño diámetro, donde se genera una intensidad de campo eléctrico muy alta cerca del electrodo central. Esto significa que este tipo de cámara, a 400 V, estaría operando en la región no lineal, mientras que los protocolos internacionales de dosimetría recomiendan el uso de un voltaje de polarización dentro de la región lineal. Esto también significa que la corrección  $k_S$  debe tener en cuenta tanto los efectos de recombinación de las pérdidas de carga como los debidos a la multiplicación gaseosa. Por lo tanto, el método convencional de “dos voltajes” utilizado para la determinación del factor de corrección de recombinación no es válido a 400 V, ya que asume un comportamiento lineal de la gráfica  $1/Q$  vs.  $1/V$  (“*Jaffé plot*”). En su lugar, debe extrapolarse la parte lineal de esta gráfica para  $V \rightarrow \infty$  para obtener la carga de saturación  $Q_{sat}$  y calcular consecuentemente la corrección  $k_S$ , como se muestra en la Figura 9.

Para este tipo de cámaras se recomienda prestar atención a los largos tiempos de estabilización que pueden ser requeridos antes de iniciar las mediciones con ellas.

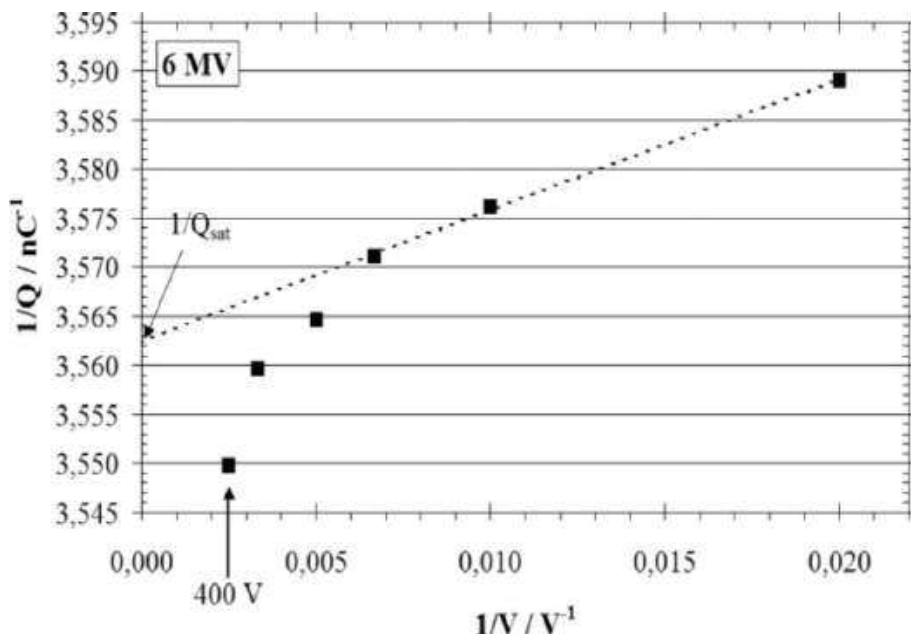


Figura 9. Curva de saturación (“Jaffé plot”) de la cámara pinpoint tipo 31014 PinPoint, a 10 cm de profundidad en agua, para campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . La curva en línea de puntos representa el ajuste lineal de los datos entre 150 y 50 V.

Fonte: Scott et al. (2012).

## 2.3 Implementación

Por lo general, los perfiles de haz, las distribuciones de dosis de profundidad y los factores de salida de campo se han medido para campos anchos, cuadrados o rectangulares. Los resultados de estas mediciones asumían que el detector no influyó en la magnitud que se estaba midiendo. Esta suposición, como se ha visto, condujo a grandes errores, especialmente en la determinación de los factores de salida de campo para campos pequeños en el pasado (Borius et al., 2010), ya que se utilizaron detectores demasiado grandes en campos pequeños que condujeron a una gran sobredosis en pacientes. En algunos casos, se utilizaron pequeños detectores de estado sólido sin corregir su respuesta por factores como el tamaño del campo, lo que llevó a errores de varios por ciento. Aunque se publicaron muchos artículos y el IPEM cubrió el tema en un informe (Aspradakis et al., 2010), se evidenciaba la falta de un código de práctica sobre cómo realizar la dosimetría de referencia para campos pequeños. Además, no existía consenso sobre qué correcciones debían emplearse para los factores de campo. Con la publicación del TRS-483 del IAEA (2017), esta brecha fue cubierta.

### 3. FORMALISMO PARA LA DOSIMETRÍA DE REFERENCIA

Siguiendo el formalismo y terminología publicado por Alfonso y col. (2008), la dosimetría de campos pequeños basada en mediciones con una cámara de ionización, calibrada en términos de dosis absorbida en agua, se fundamenta en la definición de un campo intermedio denominado campo de referencia específico de máquina (machine-specific reference field,  $f_{msr}$ ), menor de 10 cm x 10 cm pero lo mayor posible, para generadores que no pueden establecer este campo estándar de referencia.

Mientras que para un campo  $f_{msr}$  igual o mayor a 6 cm x 6 cm, se puede usar la popular cámara tipo Farmer con un volumen de 0,6cc, para campos más pequeños o en haces sin filtro aplanador (FFF), se recomiendan cámaras más pequeñas. Esto se debe a que las dimensiones externas del volumen activo del detector deben ser al menos una distancia mayor que el rango de partículas cargadas lateralmente ( $r_{LCPE}$ ) respecto del ancho del campo a la mitad de la altura de su perfil (FWHM), como se muestra en la Figura 10; el efecto de promedio de volumen debe mantenerse mínimo.

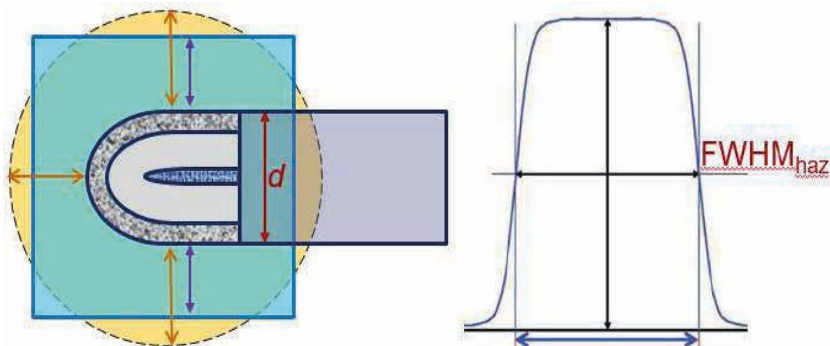


Figura 10. Dimensiones mínimas del campo  $f_{msr}$ .  
Debe asegurarse que el  $FWHM_{haz} \geq 2 r_{LCPE} + d$

Fuente: Cortesía P. Andreo.

Para un acelerador convencional, el campo estándar de referencia coincide con el campo específico de máquina, es decir,  $f_{msr} \approx 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ .

La dosis de referencia en agua para el campo  $f_{msr}$  viene dada por(3)

$$D_{W,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{W,Q_{msr}}^{f_{msr}} N_{D,W,Q_0} K_{Q,Q_0} K_{W,Q_{msr}}^{f_{msr}} \quad (3)$$

Donde:

$M_{W,Q_{msr}}^{f_{msr}}$  es la lectura de la cámara en el campo de referencia específico de máquina  $f_{msr}$  a la profundidad de referencia (típicamente 10 cm), corregida por magnitudes de influencia

( $T$ ,  $P$ , etc.). Nótese que la calidad del haz se indica como  $Q_{\text{msr}}$  para resaltar que ésta suele ser distinta de la correspondiente al campo estándar de referencia (10 cm´10 cm), con calidad  $Q$ .

$N_{D,w,Q_0}$  es el coeficiente de calibración de la cámara de ionización, en términos de dosis absorbida en agua, obtenida en el laboratorio de calibración en una calidad de haz  $Q_0$ , normalmente radiación  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$ .

$k_{Q,Q_0}$  es el denominado factor de calidad de haz, que convierte  $N_{D,w,Q_0}$  el coeficiente de calibración de la cámara a la calidad  $Q$ .

$k_{Q_{\text{msr}},Q}^{f_{\text{msr}},f_{\text{ref}}}$  es un factor global que convierte el producto de los tres factores anteriores en la dosis de referencia para el campo  $f_{\text{msr}}$ . Los índices indican una transformación desde el campo estándar de referencia  $f_{\text{ref}}$  (10 cm´10 cm) al campo específico de máquina  $f_{\text{msr}}$  y de la calidad  $Q$  a la  $Q_{\text{msr}}$ . Se determina experimentalmente en algunos laboratorios de calibración o por técnicas de Monte Carlo.

Se puede notar que si  $f_{\text{msr}} \equiv 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ , el producto de los tres primeros factores de la Eq. **Error! Reference source not found.** coincide con la dosis de referencia determinada según el protocolo TRS-398 IAEA, (2000); en este caso el factor  $k_{Q_{\text{msr}},Q}^{f_{\text{msr}},f_{\text{ref}}} \equiv 1$ . Excepto los equipos multifuentes de  $^{60}\text{Co}$  tipo GammaKnife, para las máquinas no estándares evaluadas en el TRS-483 (Cyberknife y Tomotherapy) el campo de referencia específico de máquina  $f_{\text{msr}}$  no es en realidad muy pequeño y por tanto se cumple que  $k_{Q_{\text{msr}},Q}^{f_{\text{msr}},f_{\text{ref}}} \approx 1$

Recientemente han aparecido en el mercado nuevas máquinas - *Masep INFINI* Lovo et al., (2018), *Reflexion* (Mirzakhanian et al., (2021), *GammaPod* (Becker et al., 2020), *Zap-X*, Weidlich et al., (2019) - que no permiten realizar el campo de referencia convencional  $f_{ref}$ . Para todas estas máquinas o las nuevas que aparezcan, es necesario  $k_{f_{msr}, f_{ref}}$  establecer el  $f_{msr}$  más apropiado para poder determinar los valores de  $Q_{msr}, Q$ , como se puede observar en los trabajos de Mirzakhanian et al. (2021) para el *Reflexion* y Becker et al. (2020) para el *GammaPod*.

De lo anterior se deduce que el procedimiento para la dosimetría de referencia de campos pequeños es muy similar al del campo de referencia estándar de 10 cm´10 cm en TRS-398.

### 3.1 Formalismo para la dosimetría relativa

En principio la dosimetría relativa de campos pequeños es idéntica a la de campos grandes, donde la dosis de un campo clínico  $f_{clin}$  se relaciona con la del campo estándar de referencia  $f_{ref}$  (10 cm´10 cm) a través del factor campo (*output factor, relative dose factor* o *total scatter factor*).

Para campos grandes, el factor campo se define como el cociente de dosis entre los campos  $f_{clin}$  y  $f_{ref}$  (10 cm´10 cm) y normalmente se aproxima por el cociente de lecturas del detector utilizado, es decir

$$OF_{f_{ref}}(f_{clin}) = \frac{D(z_{ref}, f_{clin}, SAD)}{D_{ref}(z_{ref}, f_{10 \times 10}, SAD)} \approx \frac{M(z_{ref}, f_{clin}, SAD)}{M_{ref}(z_{ref}, f_{10 \times 10}, SAD)} \quad (4)$$

Donde SAD puede reemplazarse por SSD dependiendo de la técnica de medición utilizada (isocéntrica o con distancia fija a la superficie). Esta aproximación se basa en la propiedad de que para campos grandes los poderes de frenado y factores de perturbación prácticamente no varían con el tamaño de campo para una calidad de haz dada.

En el caso de campos pequeños la aproximación no es válida porque, aunque los poderes de frenado son prácticamente constantes, los factores de perturbación dependen considerablemente de los factores mencionados en la introducción, es decir, tipo y tamaño de detector, tamaño de campo, y tipo de acelerador (tamaño efectivo de la fuente). Resulta entonces necesario aplicar estrictamente la definición de factor campo como un cociente de dosis entre los dos campos, que para un campo clínico  $f_{clin}$  y de referencia  $f_{msr}$  se escribe como

$$\Omega_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{msr}}} = \frac{D_{w, Q_{\text{clin}}}^{f_{\text{clin}}}}{D_{w, Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{msr}}}} = \frac{M_{Q_{\text{clin}}}^{f_{\text{clin}}}}{M_{Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{msr}}}} K_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{msr}}} \quad (5)$$

Donde para evitar confusión con OF ( $f_{\text{clin}}$ ) se usa el símbolo  $\Omega_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{msr}}}$  donde los campos y calidades de haz aparecen de manera explícita.  $M_{Q_{\text{clin}}}^{f_{\text{clin}}}$  and  $M_{Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{msr}}}$  representan las lecturas del detector para el campo clínico y el campo de referencia específico de la máquina, corregidas por las magnitudes de influencia.

Nótese que el cociente de dosis se sustituye por la igualdad a la derecha de la Eq. 5 donde aparece el cociente de lecturas de detector, es decir el mismo que en la Eq. 4, multiplicado por un factor  $k_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{msr}}}$  que se denomina *factor de corrección de campo*, y que convierte  $OF(f_{\text{clin}})$  en un cociente real de dosis. Este factor tiene en cuenta las diferencias en la respuesta del detector en los campos  $f_{\text{clin}}$  y  $f_{\text{msr}}$ . El protocolo TRS-483 ofrece valores tabulados de  $k_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{msr}}}$  para varios tipos de detectores, en función del lado equivalente de campos cuadrados pequeños, representado por  $S_{\text{clin}}$ . Estos factores de corrección son válidos para mediciones realizadas a 10 cm de profundidad en agua (excepto para el *CyberKnife*, para el cual son válidos a la profundidad del máximo  $z_{\text{max}}$ ). Los  $k_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{msr}}}$  del TRS-483 ya tienen implícito los valores genéricos de los efectos de promedio volumétrico en el detector. Para campos no cuadrados, el TRS-483 (2017) proporciona un método para determinar el tamaño de campo pequeño cuadrado equivalente, para el cual los factores de corrección son los mismos. Este método simplemente equipara las áreas de los campos pequeños no cuadrados y cuadrados. Para campos pequeños rectangulares con FWHM desiguales en plano y plano cruzado, el tamaño de campo pequeño cuadrado equivalente  $S_{\text{clin}}$  está dado por la media geométrica:

$$S_{\text{clin}} = \sqrt{(AB)} \quad (6)$$

Donde A y B corresponden a los FWHM de los perfiles de dosis del campo medidos en dirección 'in-plane' y 'cross-plane', definidos a la profundidad de medición. Cuando la condición  $0,7 < A/B < 1.4$  no se cumple, es decir, campos rectangulares muy alargados, es de esperar una mayor incertidumbre al emplear los factores  $k_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{msr}}}$  del TRS-483.

Quando se emplean colimadores circulares de radiocirugía, para obtener los factores  $k_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{msr}}}$  es necesario calcular el cuadrado equivalente de estos campos a partir de su radio dosimétrico medio  $r_{\text{prom}}$ , que se debe medir como el semi-anchoa la mitad de la altura (FWHM/2) de los perfiles medidos en dirección 'in-plane' y 'cross-plane' a la profundidad de medición. El cuadrado equivalente del campo circular se calcula como:

$$S_{\text{clin}} = r_{\text{prom}} \sqrt{\pi} \quad (7)$$

El factor  $k_{\frac{f_{\text{clin}}, f_{\text{msr}}}{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{msr}}}}$  se determina por técnicas de Monte Carlo o experimentalmente por comparación con un detector “óptimo”. Ambos métodos presentan ventajas e inconvenientes.

El método de Monte Carlo puede simular cualquier configuración detector- campo-linac pero supone que todos los detectores son idénticos, lo cual es una aproximación a veces excesiva. La determinación experimental depende no solo de la precisión y reproducibilidad de la medição, sino que se basa en la utilización de un detector de referencia supuestamente ideal, es decir, no afectado por ningún tipo de perturbación, y de las condiciones de uso del mismo, a veces requiriendo un protocolo de medição muy complicado (por ejemplo, las cámaras líquidas de ionización requieren una corrección por saturación elevada, los diamantes muestran dependencia con la tasa de dosis, etc.).

El TRS-483 proporciona un segundo método para la determinación de los  $\Omega_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{msr}}}$ . Este método se conoce como método de campo intermedio e implica el uso de dos detectores, es decir, una cámara de ionización hasta un campo intermedio  $f_{\text{int}}$ , lo más pequeño posible pero sin condiciones de campo pequeño (lo que significa que el borde exterior del detector está al menos a una  $r_{\text{LCPE}}$  de cualquiera de los bordes del campo, como se muestra en el panel izquierdo de la Figura 10), y un detector adecuado para campos pequeños, como un diodo no blindado, una micro-cámara, un detector de diamante o de plástico centelleante, limitando así el efecto de la dependencia energética; luego, el factor de campo se obtiene de la siguiente manera:

$$\Omega_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{msr}}} = \left[ \frac{M_{Q_{\text{clin}}}^{f_{\text{clin}}}}{M_{Q_{\text{int}}}^{f_{\text{int}}}} K_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{msr}}} \right]_{\text{det}} \left[ \frac{M_{Q_{\text{clin}}}^{f_{\text{clin}}}}{M_{Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{msr}}}} K_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{msr}}} \right]_{\text{IC}} \quad (8)$$

Donde ‘det’ representa al detector adecuado para campos pequeños, mientras, ‘IC’ se refiere a la cámara de ionización.

Teniendo en cuenta que los factores de corrección tabulados en el TRS-483 (2017) están normalizados al campo de referencia máquina específico,  $f_{\text{msr}}$ , el factor de corrección  $[k_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{int}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{int}}}]_{\text{det}}$  debe ser calculado como sigue:

$$\left[ K_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{int}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{int}}} \right]_{\text{det}} = \frac{\left[ K_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{msr}}} \right]_{\text{det}}}{\left[ K_{Q_{\text{int}}, Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{int}}, f_{\text{msr}}} \right]_{\text{det}}} \quad (9)$$

En ausencia de condiciones de campo pequeño para el campo intermedio  $f_{int}$ , se asume que el factor de corrección de campo  $[k_{int}^{f_{int}, f_{msr}}]_{IC}$  es  $\equiv 1$  para las cámaras de ionización recomendadas en el TRS-483 (2017).

Tradicionalmente, para el ajuste de las curvas de  $OF(f_{clin})$  en función del tamaño de campo, se han empleado funciones analíticas como las recomendadas por el BJR-Suppl. 25 (1996):

$$S_r = S_{\infty}(1 - e^{-\lambda r} - \mu \lambda e^{-\lambda r}) \quad (10)$$

Donde  $S_r$  representa la función radial de dispersión en el eje del haz y  $S_{\infty}$  es la función para campo de radio  $\infty$ , que es un parámetro de ajuste, junto con  $\lambda$  y  $\mu$ .

Sin embargo, debido al comportamiento más abrupto de estas curvas en campos pequeños, como se muestra en la Figura 11, estas funciones no ajustan bien para estos campos, por lo que se recomienda emplear una función analítica con racionalidad física, como la sugerida por Sauer y Wilbert (2007) para el ajuste de las curvas de factores de campo  $\Omega_{clin, f_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ .

$$\Omega(S_{clin}) = P_{\infty} \frac{S_{clin}^n}{l^n + S_{clin}^n} + S_{\infty}(1 - e^{-b \cdot S_{clin}}) \quad (11)$$

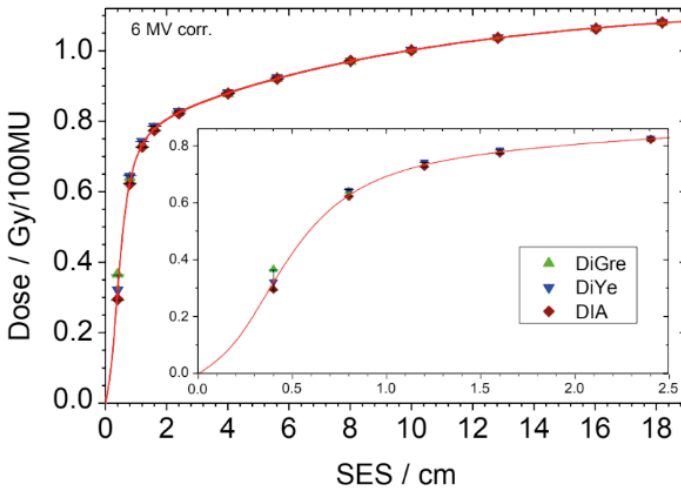


Figura 11. Dependencia de la respuesta de varios tipos de detectores de estado sólido con el tamaño del campo; SES representa el lado del cuadrado equivalente del campo. DiGre: diodo de Si no blindado; DiYe: diodo de Si blindado; DIA: detector de diamante natural. La curva de respuesta fue ajustada con la fórmula de Sauer y Wilbert.

Fuente: 2Sauer y Wilbert (2007).

Al determinar los factores de campo, además de las correcciones consideradas en  $k_{Q_{clin}^{f_{clin}/f_{msr}}}$ , hay que tener en cuenta que las lecturas de los detectores en los campos clínicos,  $M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$ , deben ser corregidas por las magnitudes de influencia.

En el caso de emplear cámaras de ionización compactas, debe tenerse en cuenta la posible dependencia de los factores  $k_{pol}$  y  $K_S$  con el tamaño del campo, sobre todo para los campos más pequeños. Aunque en haces pulsados como los de los aceleradores lineales, la respuesta de las cámaras de ionización rellenas de aire no presenta dependencia con la tasa de pulsos (la separación temporal entre pulsos, incluso para las tasas más altas, es muy superior al tiempo de colección de cargas en estas cámaras), sí va a depender de la dosis por pulso,  $D^P$ , especialmente en haces FFF; como al disminuir el tamaño de campo a valores muy pequeños, se produce una marcada disminución de la tasa de dosis, esto puede influir en la dependencia de las pérdidas por falta de saturación con el tamaño del campo.

Una forma de tener en cuenta esta dependencia puede ser empleando la expresión para el cálculo de  $K_S$ , empleada en el protocolo alemán de dosimetría DIN6800-2:2008 DIN, (2008):

$$K_S = 1 + \frac{\gamma + \delta \cdot D^P}{U} \quad (12)$$

donde  $U$  representa la tensión de polarización de la cámara. Los parámetros  $\gamma$  y  $\delta$  están tabulados en función del tipo de cámara.

## KEY POINTS

1. Para garantizar la consistencia de las mediciones, se recomienda que se realicen en diferentes sesiones de medición. Si la dispersión es demasiado grande, siga tomando datos hasta que se consiga una repetibilidad dentro del 0,3% en una sesión determinada. La medición debe repetirse tantas veces como sea posible, pero al menos en dos sesiones diferentes. Si se observa una tendencia en los datos, investigue la causa.
2. En caso de disponerse de detectores para campos pequeños para los cuales no se reportan factores de corrección en el TRS-483, dichos factores se deberán obtener de la literatura y deberán utilizarse en combinación con detectores con factores de corrección que se encuentran en el TRS-483. Deben considerarse al menos dos publicaciones de diferentes grupos (al menos una de las dos debería ser un trabajo experimental). Debe investigarse la coherencia de los factores de campo medidos con el detector desconocido con respecto a los medidos con el factor de corrección publicado en TRS-483.

3. Para la definición del tamaño del campo a partir del FWHM, se recomienda el uso de los detectores de mejor resolución espacial que se disponga, con un volumen activo simétrico, como un buen diodo. Si se dispone de varios detectores de alta resolución con volúmenes activos simétricos, lo mejor es medir la FWHM con cada detector y utilizar un promedio de todas estas FWHM para obtener la FWHM final tanto en el plano como en el plano transversal. Tenga en cuenta que, para los campos más pequeños, la variación del factor del campo en función del tamaño del campo puede ser del orden de aproximadamente un 25%/mm.

4. La FWHM debe medirse siempre en la profundidad de medición. Para la configuración SAD (ejemplo: SSD=90 cm, profundidad = 10 cm) el FWHM debe medirse a esta profundidad de 10 cm. Para la configuración de SSD (SSD=100 cm y profundidad = 10 cm) el FWHM debe medirse a esta profundidad de 10 cm pero SSD=100 cm.

5. Sea precavido con el uso del software de posicionamiento y centrado automático del detector y con el proceso de puesta a cero y reposición de cero. Utilice los adaptadores de alineación correctos para el detector empleado. El posicionamiento del detector debe validarse siempre mediante mediciones de perfiles (la dosis máxima debe estar siempre en el centro).

6. Asegúrese de utilizar un paso de escaneo pequeño (es decir, 0,1 mm o 0,2 mm) para la comprobación del eje central (CAX). Después de ajustado el CAX, mida de nuevo los perfiles del haz para localizar la ubicación del máximo de los perfiles. Mueva la cámara a esa ubicación y ponga a cero su configuración. Mida de nuevo el perfil para asegurarse de que se encuentra en la verdadera ubicación del máximo del perfil. Es en esta ubicación donde se miden los factores de campo. Se puede utilizar el suavizado del perfil.

7. Hay que tener cuidado con el uso de monitores del haz cuando se miden los factores de campo. El detector empleado como monitor de la estabilidad del haz, si está situado por encima del tanque de escaneo, podría interferir con la señal medición, sobre todo para los campos más pequeños. La influencia de los detectores de transmisión debe investigarse en campos más grandes (por ejemplo, 4 cm x 4 cm) y puede compararse con cámaras de referencia "estándar". Siempre hay que investigar el ruido del detector del monitor. Si el ruido es demasiado grande, no debe utilizarse. También es posible medir sin un detector monitor. Se debe tener en cuenta que el tiempo de medición por punto debe aumentar en comparación con las mediciones con detectores monitores. Si no se dispone de un detector de monitorización adecuado, se debe aumentar el tiempo de integración del detector de campo. En cualquier caso, repita las mediciones del perfil varias veces y compruebe la coherencia.

8. Se deben leer atentamente las leyendas de cada tabla mientras se busca el factor de corrección. Una segunda persona debe verificar la selección. Nunca deben extrapolarse los datos que se dan en el TRS-483.

9. Al medir los factores de campos en aceleradores con colimadores formados por combinaciones de mordazas y MLC deben emplearse los ajustes que se utilizarán para

los tratamientos de los pacientes y cómo fueron habilitados los datos del haz para el sistema de planificación.

10. Los maniqués de plástico pueden utilizarse para la dosimetría de campo *msr* con buena precisión, siempre que se tengan en cuenta las correcciones de la profundidad equivalente y el factor de conversión de dosis del maniquí. Estos factores de conversión deben ser medidos por el usuario y registrados para la configuración del maniquí utilizado, es decir, se tiene en cuenta cualquier posible heterogeneidad o bolsas de aire si el orden de las láminas del maniquí se mantiene igual en todas las mediciones realizadas. Es aconsejable realizar una imagen de TC o RMN del maniquí durante su puesta en marcha, antes de utilizarlo para estos fines de dosimetría de *msr*.

11. La medición de la temperatura en el maniquí de plástico es un asunto a tener en cuenta. Se puede esperar una mayor incertidumbre asociada a la corrección de la temperatura ambiente, cuando la temperatura no se puede controlar cerca de la posición de la cámara, que es la situación más común. Si se ha alcanzado el equilibrio térmico (el maniquí está en la sala del linac con suficiente antelación), esta contribución a la incertidumbre puede reducirse colocando el termómetro en la posición de la cavidad de la cámara de ionización. Se recomienda medir la temperatura en la posición de la cámara, esperando el equilibrio térmico.

## REFERENCIAS

AGOSTINELLI, S.; GARELLI, S.; PIERGENTILI, M.; FOPPIANO, F. Response to high energy photons of PTW31014 PinPoint chamber. *Med. Phys.*, v. 35, n. 7, p. 3293-3301, 2008.

ALFONSO, R.; ANDREO, P.; CAPOTE, R.; HUQ, M. S. et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med. Phys.*, v. 35, n. 11, p. 5179-5186, 2008.

ALMOND, P. R.; BIGGS, P. J.; COURSEY, B. M.; HANSON, W. F.; HUQ, M. S.; NATH, R.; ROGERS, D. W. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.*, v. 26, n. 9, p. 1847-1870, 1999.

ANDREO, P.; BURNS, D. T.; NAHUM, A. E.; SEUNTJENS, J.; ATTIX, F. H. *Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry*. Weinheim, Alemania: Wiley-VCH, 2017.

ASPRADAKIS, M. M.; BYRNE, J. P.; PALMANS, H.; DUANE, S. et al. IPEM Report 103. Small Field MV Photon Dosimetry. London: Institute of Physics and Engineering in Medicine, 2010.

BECKER, S.; CULBERSON, W. S.; POIRIER, Y.; MUTAF, Y. et al. Dosimetry evaluation of the GammaPod stereotactic radiosurgery device based on established AAPM and IAEA protocols. *Med. Phys.*, v. 47, n. 8, 2020.

BJR. Central axis depth dose data for use in radiotherapy: a survey of depth doses and related data measured in water or equivalent media. London: British Journal of Radiology, suppl. 25, 1996.

BORIUS, P. Y.; DEBONO, B.; LATORZEFF, I.; LOTTERIE, J.-A. et al. Dosimetric stereotactic radiosurgical accident: Study of 33 patients treated for brain metastases. *Neurochirurgie*, v. 56, n. 5, p. 368-373, 2010.

CHARLES, P. H.; CRANMER-SARGISON, G.; THWAITES, D. I.; CROWE, S. B. et al. Practical and theoretical definition of very small field. *Med. Phys.*, v.41, n. 4, 2014.

DIN. Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung -Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern, 2008.

IAEA. Technical Reports Series n° 398. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water. Vienna, Austria: IAEA, 2000.

IAEA. Technical Reports Series n° 483. Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy. Vienna, Austria: IAEA, 2017.

LOOE, H. K.; BÜSING, I.; TEKIN, T.; BRANT, A.; DELFS, B.; POPPINGA, D.; POPPE, B. Polarity effect of ionization chambers. *Medical Physics*, v. 45, n. 12, p. 5608-5621, 2018.

LOVO, E. E.; CAMPOS, F. J.; CACEROS, V. E.; MINERVINI, M. H.; REYES, W. A. Dosimetry and Treatment Descriptions Using the First Completely Automated Stereotactic Intracranial Radiosurgery Rotating Gamma Ray Unit in America. *Cureus*, v. 10, n. 4, 2018.

MIRZAKHANIAN, L.; BASSALOW, R.; ZAKS, D.; HUNTZINGER, C.; SEUNTJENS, J. IAEA-AAPM TRS-483-based reference dosimetry of the new RefleXion biology-guided radiotherapy (BgRT) machine. *Med. Phys.*, v. 48, n. 4, p. 1884-1892, 2021.

SAUER, O. A.; WILBERT, J. Measurement of output factors for small photon beams. *Med. Phys.*, v. 34, n. 6, p. 1983-1988, 2007.

SCOTT, A. J. D.; KUMAR, S.; NAHUM, A. E.; FENWICK, J. D. Characterizing the influence of detector density on dosimeter response in non-equilibrium small photon fields. *Phys.*

*Med. Biol.*, v. 57, n. 14, p. 4461-4476, 2012.

UNDERWOOD, T. S. A.; WINTER, H. C.; HILL, M. A.; FENWICK, J. D. Small field dosimetry: Integral versus point dose measurement. *Med. Phys.*, v. 40, n. 8, 2013.

WEIDLICH, G. A.; BODDULURI, M.; ACHKIRE, Y.; LEE, C.; ADLER JR., J. R. Characterization of a Novel 3 Megavolt Linear Accelerator for Dedicated Intracranial Stereotactic Radiosurgery. *Cureus*, v. 11, n. 3, 2019.

## DESAFIOS NA CALIBRAÇÃO DE ACTIVÍMETROS

Paulo Cunha

### 1. INTRODUÇÃO

A medicina nuclear é uma especialidade médica que emprega materiais radioativos para diagnosticar ou tratar doenças. Nestes procedimentos são empregados radiofármacos, que são compostos radioativos formados pela associação de um radionuclídeo (por exemplo:  $^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{68}\text{Ga}$ ,  $^{123}\text{I}$ ) com compostos orgânicos. Eles se destinam para uso *in vivo* e são administrados por via intravenosa, oral ou inalatória. As propriedades do composto orgânico determinarão em que órgão ou tecido ocorrerá a concentração desse composto e, por conseguinte, o radionuclídeo. Os radiofármacos são empregados para acompanhar o funcionamento dos diversos órgãos e tecidos, assim como a avaliação de doenças nos ossos, além do diagnóstico de tumores. A radiação emitida pelo radionuclídeo incorporado ao radiofármaco é detectada por equipamentos externos ao paciente e, por intermédio de códigos computacionais, é fornecida uma imagem digital.

Na terapia, além do uso para tratamento do câncer, os radiofármacos

são empregados para atenuar as dores ósseas, assim como para combater o hipertireoidismo. A quantidade de material radioativo administrada nos pacientes para fins terapêuticos é substancialmente superior à utilizada para fins de diagnóstico.

A avaliação da atividade radioativa presente no radiofármaco, antes do mesmo ser administrado, é um dos processos mais importantes para assegurar que o paciente receberá a dosagem (quantidade de material radioativo) correta prescrita pelo médico nuclear. No caso de diagnóstico, doses inferiores às prescritas poderão comprometer a qualidade da imagem ou ocasionar a repetição do exame, fato altamente indesejável, pois expõe o paciente a uma dose de radiação sem nenhum benefício associado, e quando superiores, submetem o paciente a uma quantidade de radiação também desnecessária. No caso de tratamentos, doses inferiores às prescritas poderão comprometer a eficácia do tratamento e, quando superiores, poderão provocar ou aumentar efeitos colaterais.

Devido a esses fatos, foi consagrada, internacionalmente, a prática de medir a atividade radioativa contida no radiofármaco antes de ser administrado no

paciente. A Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) recomenda que a exatidão das medições da atividade seja inferior a 5 % (IAEA, 2006).

No Brasil são realizados, anualmente, mais de um milhão de procedimentos de diagnóstico e cerca de trinta mil procedimentos terapêuticos. No país, existem 478 hospitais e clínicas que possuem Serviços de Medicina Nuclear (SMN) com instalações autorizadas (em maio 2021) pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN). Estes Serviços se encontram localizados nos diversos estados da federação, cerca de 70 % na região sul e sudeste.

No presente texto, os hospitais e clínicas que realizam procedimentos de medicina nuclear serão denominados, genericamente, de Serviços de Medicina Nuclear ou apenas SMN.

A CNEN (2013, 2020) denomina o instrumento utilizado nos Serviços de Medicina Nuclear para medir a atividade contida em um radiofármaco de “Medidor de Atividade”; a Associação Brasileira de Normas Técnicas ABNT (2014), de “Calibrador de Radionuclídeo”; e a Agência Nacional de Vigilância Sanitária ANVISA (2008), (2009), de “Calibrador de Dose”. Estes dois últimos termos não são apropriados por duas razões: o instrumento não realiza uma calibração, mas uma medição, além disso, na área das radiações ionizantes, o termo “dose” está relacionado ao conceito de “dose absorvida”. Embora o termo “Medidor de Atividade” não esteja errado, iremos denominar este instrumento de “Ativímetro”. Além de ser um termo mais conciso, o sufixo “metro”, do grego métron, transmite a ideia de medição, portanto, um instrumento que mede atividade. Na língua espanhola, é conhecido como Activímetro CIEMAT, (2003), e em francês como Activimètre LNHB. (2006).

Estima-se que exista, instalados em hospitais e clínicas, uma quantidade superior a 600 ativímetros. A CNEN exige que cada instalação possua, no mínimo, um ativímetro.

## 2. SISTEMA REGULATÓRIO NACIONAL

No Brasil, atividades relacionadas à prática da Medicina Nuclear são regulamentadas pela CNEN e pela ANVISA. As principais normas são:

- CNEN NN 3.05 - Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Medicina Nuclear CNEN (2013).
- CNEN NN 6.1- Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica em Instalações Produtoras de Radioisótopos com Aceleradores Ciclotrons CNEN (2020).
- RDC N° 38 - Instalação e funcionamento de Serviços de Medicina Nuclear “in vivo” ANVISA, (2008).
- RDC N° 63 - Boas práticas de Fabricação de Radiofármacos ANVISA, (2009). Esta norma, também abrange as radiofarmácias dos SMN.

Essas normas estabelecem requisitos para o licenciamento e a autorização de funcionamento dos Serviços de Medicina Nuclear, abordando temas como: construção das instalações físicas, operação, responsabilidades, capacitação de pessoal, gestão de rejeitos radioativos e instrumentação.

Em relação aos ativímetros, essas normas estabelecem a obrigatoriedade da realização de testes de aceite antes deles serem incorporados à rotina clínica, assim como testes periódicos de controle da qualidade, estabelecendo níveis de aceitação (tolerância) para a variação de diversos parâmetros metrológicos.

A norma RDC Nº 301, “Diretrizes Gerais de Boas Práticas de Fabricação de Medicamentos” ANVISA, (2019), embora seja uma norma abrangente, também é aplicável à medicina nuclear porque o radiofármaco é considerado um medicamento.

Adicionalmente, existem diversas normas e recomendações internacionais que abordam os temas ativímetro e controle da qualidade (IEEE, (2004); ARPANSA, (2008); European Commission, (1997); IAEA, (2018); NPL, (2006); AAPM, (2012). Deve ser destacada a norma IAEA TRS-454: Quality Assurance for Radioactivity Measurement in Nuclear Medicine IAEA, (2006). Ela tem servido de referência, em diversos países, para a elaboração das normas nacionais.

### **a. O Ativímetro**

A grandeza de interesse na medição de um radiofármaco é a atividade, cuja unidade é o becquerel (Bq). O instrumento utilizado em Medicina Nuclear para avaliar a atividade contida em um radiofármaco é o ativímetro (Figura 1). A maioria dos ativímetros oferece a possibilidade de obter o resultado da medição na unidade curie (Ci) . Embora essa unidade seja amplamente utilizada nos Serviços de Medicina Nuclear, ela não é utilizada pelos laboratórios nacionais e internacionais de metrologia das radiações ionizantes. Todos os documentos de metrologia emitidos por esses laboratórios utilizam a unidade Bq. Assim, os ativímetros são calibrados nesta unidade. Deste modo, deve ser verificado regularmente se o ativímetro está realizando corretamente a conversão das unidades.



Figura 1 – Ativímetro modelo CRC® 25R fabricado pela Capintec.

Fonte: Capintec (2015).

O ativímetro é um instrumento projetado para medir a atividade de um radionuclídeo conhecido. Ele é composto, basicamente, por uma câmara de ionização, uma fonte de tensão, um eletrômetro microprocessado, softwares e banco de dados e um dispositivo para apresentar o resultado da medição da atividade da fonte radioativa. . Em alguns modelos, o eletrômetro é conectado a um computador. A câmara de ionização é cilíndrica com uma reentrância (poço) na face superior, onde é posicionada a fonte objeto da medição. Devido a esta característica, ela é, também, conhecida como câmara poço. A câmara é, normalmente, construída de alumínio e preenchida com gás argônio sob pressão de 1 a 2 MPa. A câmara de ionização possui dois eletrodos coaxiais, polarizados.

A câmara de ionização é externamente revestida com uma manta de chumbo, com cerca de 6 mm de espessura, visando à redução da exposição à radiação ionizante do operador do ativímetro e à contribuição da radiação ambiental (*background*) no resultado da medição. LNHB, (2006). O poço possui um forro plástico de baixo número atômico, na maioria dos casos, de acrílico (PMMA). Esta peça pode ser removida para limpeza e evita que a câmara seja contaminada acidentalmente com o material radioativo contido na fonte objeto de medição. O esquema de uma câmara poço é apresentado na Figura 2.

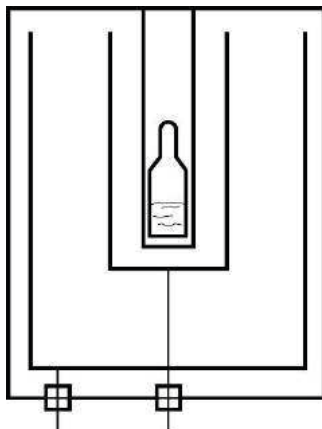


Figura 2 – Esquema de uma câmara poço conhecida como ativímetro.

Fonte: Schrader (1997).

A radiação ionizante emitida por uma fonte radioativa no interior do poço da câmara de ionização, caso possua energia suficiente, atravessa a parede interna da câmara e, pela interação com os átomos do gás pressurizado contido na mesma, produz pares de íons. Ao serem coletados pelos eletrodos polarizados da câmara, os íons produzem uma corrente de ionização, que é medida pelo eletrômetro. Uma discussão detalhada sobre as câmaras de ionização pode ser encontrada na publicação “Activity Measurements with Ionization Chambers”. Schrader (1997).

Deve ser observado que a grandeza física medida é a corrente elétrica. Ela, por si só, não carrega a identidade do radionuclídeo que a produziu e, tão pouco, a atividade dele. A corrente iônica produzida depende, basicamente, da energia e da intensidade dos fótons que interagem com o gás. Para estabelecer uma correlação entre o resultado da medição da corrente de ionização produzida por uma determinada fonte radioativa e a sua atividade, é necessário estabelecer um processo de calibração da câmara de ionização (ativímetro). Esse processo deve ser realizado para cada um dos radionuclídeos de interesse.

### 3. METROLOGIA DOS ATIVÍMETROS

É necessário que os instrumentos utilizados em determinadas atividades humanas sejam calibrados. Por intermédio deste processo é possível atribuir aos resultados das medições a rastreabilidade metrológica. Inmetro/IPQ(2012). Esta propriedade assegura que o resultado de determinada medição seja comparável, tanto a nível nacional como internacional, com aqueles realizados em outras instituições. Isto é particularmente importante na área científica, de saúde e em setores da indústria tecnológica.

A Figura 3 apresenta como está configurada a rastreabilidade ao Sistema Internacional de Unidades (SI) das medições realizadas pelos ativímetros dos SMN. O conceito de rastreabilidade metrológica aceito internacionalmente é o apresentado na publicação *Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos Fundamentais e Gerais e Termos Associados*: “Propriedade dum resultado de medição pela qual tal resultado pode ser relacionado a uma referência através duma cadeia ininterrupta e documentada de calibrações, cada uma contribuindo para a incerteza de medição” Inmetro/IPQ (2012). Deste modo, a rastreabilidade metrológica requer uma hierarquia de calibração estabelecida. Na representação gráfica da cadeia metrológica (Figura 3), o SI é encontrado no topo. É necessário entender de que modo um sistema SI é a referência primária.

O Sistema Internacional de Unidades, ou simplesmente SI, utilizado em todo o mundo como sistema de unidades universal e coerente, define os nomes, os símbolos e as próprias unidades de medição, bem como os prefixos e os símbolos dos múltiplos e submúltiplos das mesmas unidades.

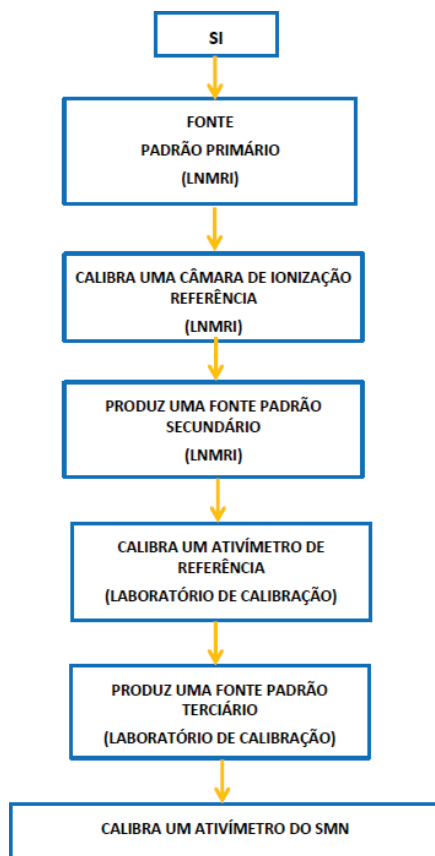


Figura 3 – Representação da cadeia de rastreabilidade referente às calibrações realizadas por um laboratório no Brasil.

Fonte: O Autor.

Contempla, ainda, as recomendações para a respectiva escrita e utilização dos símbolos aprovados pela Conferência Geral de Pesos e Medições (CGPM) Inmetro/IPQ, (2021). Deste modo, as unidades de medições para as diversas grandezas utilizadas em todas as atividades humanas, como a ciência, a tecnologia, a indústria e o comércio, estão definidas em uma publicação internacional que periodicamente é revisada, levando em consideração os avanços científicos e tecnológicos. A instituição internacional guardiã deste sistema é o Bureau International des Poids et Mesures (BIPM).

Em relação ao fenômeno radioatividade, a grandeza de maior interesse é a atividade de um radionuclídeo, definida como o número de desintegrações nucleares que ocorrem por unidade de tempo em uma determinada amostra de um radionuclídeo. Durante muitos anos, o curie (Ci) foi utilizado como unidade de atividade.

Em 1964, na 12ª Conferência Geral de Pesos e Medições, foi estabelecido que, no Sistema Internacional de Unidades (SI), a unidade de atividade de radionuclídeos seria o segundo elevado à potência de menos um ( $s^{-1}$ ). Aceitou-se que o curie fosse mantido como uma unidade fora do SI, com o valor  $3,7 \times 10^{10} s^{-1}$ . Na 15ª Conferência Geral de Pesos e Medições, em 1975, foi adotada uma denominação especial da unidade do SI para a grandeza atividade: o becquerel (Bq), igual ao recíproco do segundo. Deste modo, 1 Ci é igual a  $3,7 \times 10^{10}$  Bq.

A partir da definição da grandeza e da sua respectiva unidade, cientistas concebem arranjos experimentais capazes de realizar a definição da grandeza. A partir desses arranjos experimentais, os laboratórios nacionais estabelecem padrões primários. São denominados desse modo porque não estão referenciados a qualquer outro padrão. Foram obtidos a partir da definição da grandeza. Os laboratórios que desenvolvem essa tecnologia são denominados de laboratórios primários. Para cada grandeza, existem no mundo diversos laboratórios primários. Com o objetivo de verificar se os padrões destes laboratórios são equivalentes, o BIPM promove intercomparações denominadas de “Comparações Chave”. Os laboratórios nacionais que não possuem padrões primários calibram os seus padrões, denominados de padrões secundários, em um dos laboratórios primários. Deste modo, os padrões metrológicos dos laboratórios nacionais são rastreados ao SI e estão aptos a calibrar outros padrões ou instrumentos utilizados pelos diversos setores produtivos.

No Brasil, o Laboratório Nacional das Radiações Ionizantes (LNMRI) do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) é o laboratório designado pelo Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia (Inmetro) para manter a guarda dos padrões metrológicos das unidades referentes às grandezas relacionadas às radiações ionizantes.

Na maioria dos países, existe um laboratório designado pelos respectivos governos como o responsável pela guarda e manutenção dos padrões metrológicos nacionais referentes às diversas unidades. No caso das radiações ionizantes, temos os seguintes exemplos:

- Brasil: Laboratório Nacional das Radiações Ionizantes (LNMRI)
- USA: National Institute of Standards and Technology (NIST)
- Reino Unido: National Physical Laboratory (NPL)
- França: Laboratoire National Henri Becquerel (LNHB)
- Alemanha: Physikalisch Technische Bundesanstalt (PTB)

No Brasil, a infraestrutura metroológica para a medição da atividade contida em um radiofármaco está bem estabelecida. O Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI/IRD) é o laboratório de referência e o provedor de fontes padrão. A geometria destas fontes consiste em frascos tipo 10R Schott com 4 ml de solução radioativa. Adicionalmente, existem no país dois laboratórios de calibração de ativímetros: o Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI/IPEN), em São Paulo, e o Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR/UERJ), no Rio de Janeiro. O fato de o Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) produzir a maioria dos radionuclídeos utilizados em medicina nuclear facilita a aquisição de radionuclídeos, simplificando a operação dos laboratórios e reduzindo custos.

O desempenho dos laboratórios de calibração de ativímetros é avaliado por intermédio da participação dos Ensaio de Proficiência ABNT, (2011) promovidos pelo LNMRI/IRD.

O certificado de calibração do instrumento é o documento apropriado para comprovar que o resultado de uma medição está rastreado metrologicamente ao SI. No caso dos ativímetros, a cadeia de calibrações é realizada por intermédio de fontes padrão.

#### ***Dicas:***

- Os instrumentos de medição sempre apresentam erros. Alguns têm origem no próprio instrumento (instabilidade eletrônica, desgaste de componentes e envelhecimento de componentes elétricos e eletrônicos), outros devem-se à influência de fatores externos que podem interferir no seu desempenho (temperatura, humidade, pressão), aos procedimentos de medição e às habilidades do operador.
- Assim, é necessário que um instrumento de medição seja periodicamente calibrado, inclusive quando retornam de manutenção.

No Brasil, a CNEN não exige que os ativímetros em operação nos SMN por ela licenciados sejam periodicamente calibrados (CNEN, 2013). Entretanto, a ANVISA estabeleceu este requisito. ANVISA, (2009, 2019). Em relação às recomendações internacionais, em 2018, a Agência Internacional de Energia Atômica incorporou no parágrafo 4.200 do documento “Radiation Protection and Safety in Medical Uses of Ionizing Radiation” IAEA, (2018) a recomendação expressa de que os ativímetros devem ser calibrados a cada dois anos. Os fabricantes também recomendem essa prática.

**Dicas:**

- O maior fornecedor mundial de ativímetros, a CAPINTEC, recomenda que os seus instrumentos sejam calibrados a cada cinco anos. Capintec (2015).

De modo geral, o processo de calibração de um instrumento consiste em comparar, sob condições especificadas, o resultado da medição de um padrão da grandeza de interesse com o Valor Verdadeiro Convencional (VVC) Inmetro/IPQ, (2012), constante no certificado de calibração deste padrão. No caso do ativímetro, o processo de calibração é designado de Calibração Direta, Albertazzi e de Souza, (2008). O Esquema é apresentado na Figura 4, onde o VVC é obtido no certificado de calibração da Fonte Padrão e ISMC é a indicação (resposta) do sistema de medição a calibrar, o ativímetro.

## II. Calibração

No processo de calibração, o erro e a incerteza de medição do instrumento são determinados para as condições específicas em que as medições foram realizadas. Deste modo, é possível calcular uma correção (coeficiente ou fator de calibração) para as indicações do instrumento.

### Calibração direta

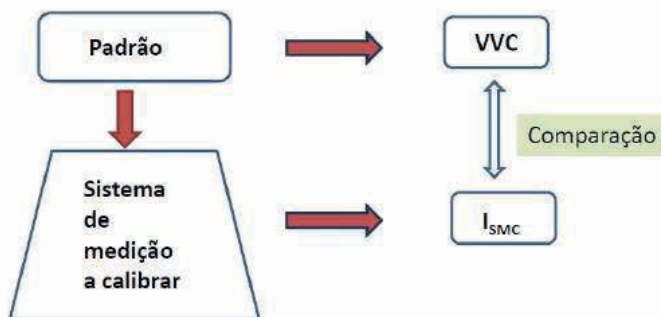


Figura 4 – Representação gráfica de um processo de calibração direta.

Fonte: Albertazzi (2008).

Para desenvolver um processo de calibração e construir um algoritmo que permita obter o resultado da medição da atividade, em Bq, a partir da medição da corrente produzida na câmara de ionização, é necessário identificar quais fatores relacionados à fonte radioativa podem influenciar a magnitude da corrente produzida.

Para uma determinada câmara de ionização, os principais fatores são:

- O radionuclídeo: o esquema do decaimento radioativo revela os tipos de radiação emitida (raios X,  $\beta$  e  $\gamma$ ), a energia dessas radiações e a probabilidade de emissão de cada uma delas.
- A atividade da fonte.
- A posição da fonte no interior do poço: à medida que a posição da fonte se aproxima da extremidade superior do poço, a corrente produzida diminui.
- É importante utilizar o porta fontes fornecido pelo fabricante do ativímetro. Ele foi projetado para posicionar a fonte de modo reprodutivo e na posição de maior sensibilidade da câmara de ionização.
- O estado físico da fonte: se sólida ou líquida. A auto absorção da radiação na fonte pode variar.

***Dicas:***

- Não utilizar as fontes sólidas, utilizadas para o controle da qualidade, para estimar a exatidão da resposta do ativímetro. Ele é calibrado com fontes líquidas.
- Volume da fonte. Também devido à auto absorção.
- O tipo de material do recipiente onde a fonte está contida: a atenuação da radiação nas paredes do recipiente dependerá do tipo do material e da sua espessura.
- Dimensões do recipiente: modificam a posição no interior do poço e alteram a auto absorção da radiação na solução contida no recipiente.

Esta diversidade de fatores torna complexa a tarefa de calibrar os ativímetros. Nos primórdios da medicina nuclear, além da dificuldade de obter fontes padrão para a calibração, não existiam laboratórios comerciais para a calibração de ativímetros. Com o objetivo de apresentar uma solução a esta dificuldade, os fabricantes adotaram a estratégia de comercializar ativímetros ajustados para fornecer os resultados das medições diretamente nas unidades de Bq ou Ci. Os ativímetros fabricados deveriam ser de fácil operação e vendidos prontos para o uso, sem necessidade de calibração.

Por questões de praticidade, buscando a redução da complexidade tecnológica do projeto e a simplicidade de operação, foi adotada a hipótese de que a configuração do ativímetro para a medição de um radionuclídeo específico dependeria apenas deste radionuclídeo e não da combinação dos fatores acima apresentados. Este modelo não se adequa perfeitamente às condições encontradas no cotidiano da prática médica em medicina nuclear, visto que são empregados diversos recipientes, principalmente, seringas de diversas capacidades e contendo diferentes volumes de radiofármacos.

Com o objetivo de simplificar a construção dos algoritmos e a operação do ativímetro, os fabricantes estabeleceram os seguintes padrões:

a) Radionuclídeos: o operador do ativímetro deve indicar qual radionuclídeo será objeto de medição. Dependendo do modelo, o radionuclídeo é selecionado pressionando uma tecla do console ou no computador conectado ao eletrômetro ou, ainda, em tablets que possuem a tecnologia de telas sensíveis ao toque (touchscreen).

b) O estado físico da fonte é o líquido.

c) Posicionamento da fonte no interior do poço: o fabricante fornece, juntocom o ativímetro, um dispositivo para alojar a fonte no interior do poço (porta-fonte), definindo, deste modo, um posicionamento fixo.

Deste modo, todos os parâmetros relacionados às fontes radioativas estão definidos e padronizados. O conjunto destes parâmetros é conhecido como **geometria**. Então, os fabricantes entregam ativímetros ajustados para medir a grandeza atividade de uma solução radioativa contida em um recipiente específico (uma geometria específica) e na unidade de Bq ou Ci. Isto significa que o resultado de uma medição é sempre relacionado a uma determinada geometria. Por exemplo: ao medir a atividade de um radio fármaco contido em uma seringa, o resultado apresentará um certo erro, porque o ativímetro foi ajustado para realizar medições em determinada geometria (recipiente e volume fixo), diferente da seringa. A magnitude do erro dependerá da discrepância entre os recipientes e do tipo e energia da radiação emitida pela fonte. Para radionuclídeos emissores de radiação beta e fótons de baixa energia, este erro pode ser significativo. Na maioria das situações, os erros causados pela geometria são pequenos devido às dimensões do poço da câmara de ionização. De modo geral, ele possui, aproximadamente, o diâmetro de 6 cm e profundidade de 25 cm. Uma vez que a fonte radioativa é posicionada no interior do poço, o seu formato cilíndrico e as suas dimensões proporcionam uma geometria de detecção de aproximadamente  $4\pi$ , o que reduza possível influência das dimensões do recipiente que contém a fonte radioativa objeto da medição, assim como, pequenos desvios no seu posicionamento no interior do poço.

Como mencionado anteriormente, a estimativa da atividade é realizada por intermédio da medição da corrente iônica produzida. O coeficiente de calibração de um ativímetro é representado pelo quociente entre a corrente de ionização medida pelo eletrômetro e a atividade da fonte padrão obtida no certificado de calibração.

É, por exemplo, expresso em picoampere por megabecquerel ( $\text{pA}/\text{MBq}$ ). Com auxílio de microprocessadores, onde estão armazenados softwares e banco de dados, o valor da corrente medida é processado por intermédio de algoritmos e, finalmente, é apresentado o resultado da medição da grandeza atividade, nas unidades Bq ou Ci.

Para a construção desses algoritmos, uma das estratégias adotadas por alguns fabricantes é obter a curva de resposta da câmara de ionização utilizada noativímetro em função da energia dos fótons, por intermédio dos resultados de medições de fontes padrão e cálculos envolvendo o esquema de decaimento dos radionuclídeos e, algumas vezes, por métodos de Monte Carlo. Normalizando esta curva em relação a um radionuclídeo específico, por exemplo,  $^{60}\text{Co}$ , é obtida uma curva de sensibilidade em função da energia dos fótons e, por conseguinte, para cada um dos radionuclídeos de interesse Capintec, (2015); Suzuki et al., (1976). Esta curva é característica para o modelo de câmara de ionização utilizada no ativímetro. Os fabricantes procuram reproduzir, em suas linhas de produção, câmaras de ionização idênticas à utilizada para construir a curva de resposta relativa. Alguns fabricantes denominam esta câmara de ionização de referência como a “Master”. Na Figura 5 é apresentada a curva de sensibilidade para a câmara de ionização do ativímetro CRC®-25R da Capintec (2015). A partir desta curva, é possível calcular fatores, para cada radionuclídeo, que combinados com a corrente de ionização medição, produzem um resultado diretamente nas unidades de Bq ou Ci. Estes fatores são denominados de “Calibration Setting Numbers” pelo fabricante Capintec (2015) e podem também ser obtidos experimentalmente Zimmerman and Cessna, (2000).

Esta metodologia permite que, para cada ativímetro construído, o fabricante utilize apenas uma fonte padrão de um determinado radionuclídeo (por exemplo:  $^{57}\text{Co}$ ) e ajuste o ganho do eletrômetro para obter a resposta diretamente em Bq, correspondente à atividade declarada no certificado de calibração da fonte, emitido por um Laboratório Nacional. Para os demais radionuclídeos de interesse, o ajuste é realizado automaticamente, considerando a curva de sensibilidade da câmara de ionização (Figura 5).

Considerando o conceito de calibração expresso no documento *Vocabulário Internacional de Metrologia* Inmetro/IPQ, (2012), o ativímetro deveria ser calibrado para cada um dos radionuclídeos utilizados no SMN. Contudo, a decisão de fornecer ativímetros prontos para o uso tem se mostrado útil e imprescindível para países que não possuem infraestrutura laboratorial capaz de produzir padrões metrológicos para medicina nuclear. A opção de importação é dificultada devido à meia vida curta dos radionuclídeos de interesse.

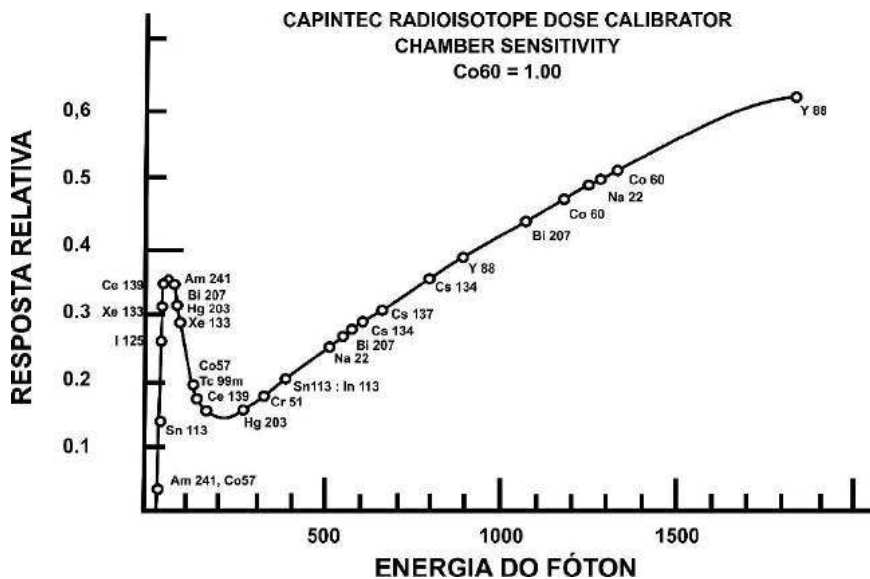




Figura 5 – Curva de sensibilidade da câmara de ionização dos ativímetros da série CRC® daCapintec.

Fonte: Capintec (2015).

Na Figura 6 são apresentadas cópias das duas folhas do documento “Calibration Data Sheet” emitido pela Capintec para um dos ativímetros pertencentes ao LCR/UERJ. Observa-se que são utilizadas duas fontes padrão, uma de  $^{57}\text{Co}$  e outra de  $^{60}\text{Co}$ , fornecidas pelo NIST. A primeira é utilizada para ajustar a resposta (indicação) apresentada pelo ativímetro, de modo a obter uma resposta idêntica à atividade declarada no certificado de calibração, e a segunda, para conferir se o ajuste foi adequado e, teoricamente, aplicável aos demais radionuclídeos. Estes dois radionuclídeos ocupam os extremos da curva de sensibilidade da câmara de ionização deste modelo de ativímetro (Figura 5).

#### Dicas:

- O documento “Calibration Data Sheet” não pode ser considerado um Certificado de Calibração. Ele não atende as especificações dos certificados emitidos por Laboratórios de Calibração (ABNT, 2017).

|   |   |   |
|---|---|---|
|  <b>CAPINTEC, INC.</b><br>635 Apple Drive<br>Westbrook, ME 04090<br>(207) 633-1000 | <b>CRC®-25R</b><br><b>Calibration Data Sheet</b><br>(Revised 11-12-2017 Rev. 1) |  <b>CAPINTEC, INC.</b><br>635 Apple Drive<br>Westbrook, ME 04090<br>(207) 633-1000 |
| CRC-22R Serial #29 _____  | CRC-24R Program Revision _____  | CRC-24R Serial #74 _____  |
| <b>CHAMBER CALIBRATION</b>  |   |   |
| Standard Source Information (from decay & channel)  |   |   |
| Co-60 10000 _____   | Activity 1.000 _____  | Co-60 10000 _____   |
| Co-60 10000 _____   | Activity 1.000 _____  | Co-60 10000 _____   |
| Build Test  |   |   |
| Seed = _____  | 100.00 uCi _____  | Background = _____  |
| Quanta Settings = _____   | 100.00 uCi ± 1.00 _____   |   |
| Co-60 Measurements  |   |   |
| Co-60 Final Reading _____   | 4.00 _____  | Co-60 Final Reading _____   |
| Co-60 Measurements  |   |   |
| Co-60 Measurements per 1000g of Chamber from Study 1 Standard Activity _____  |   |   |
| Co-60 Response Measurement = _____  | 1.00 ± 0.05 _____   |   |
| Co-60 Measurements for Patient  |   |   |
| Co-60 Final Reading _____   | 1.00 _____  | Co-60 Final Reading _____   |
| Final Test Results  |   |   |
| Final Test Results _____  | Final Calibration Date _____  | Final Test Results _____  |
| Final Test Results _____  | Final _____   | Final Test Results _____  |

Fonte: Autor.

Como mencionado anteriormente, dependendo do ativímetro, o radionuclídeo é selecionado por meio de uma tecla, ou em um do computador conectado ao ativímetro ou, ainda, em um tablete *touchscreen*.

Os ativímetros da Capintec são ajustados por fontes padrão produzidas pelo NIST. Essas fontes possuem o formato de ampola, enquanto as fornecidas pelo LNMRI possuem o formato de frasco tipo 10R fabricado pela empresa Schott Kaisha (Figura 7). As características destes recipientes são descritas da tabela 1.

**Dicas:**

- Deve-se destacar que o resultado obtido é válido (correto) apenas para fontes radioativas que possuem as mesmas características das fontes utilizadas para calibrar o ativímetro, ou seja, mesmo recipiente e mesmo volume da solução radioativa. CIEMAT, (2003); LNHB, (2006); NPL, (2006); AAPM, (2012).
- Para qualquer outra situação, o Serviço de Medicina Nuclear deverá obter um fator de correção, adequado às suas condições, por exemplo: para um tipo de seringa contendo os volumes dos radiofármacos utilizados na rotina clínica. Caso contrário, poderá estar cometendo erros significativos, dependendo do radionuclídeo.

Na maioria dos casos, a atividade do radiofármaco que será administrado é estimada diretamente na seringa que o injetará no paciente. Estas seringas provêm de diferentes fabricantes e possuem diversos volumes. Também são utilizados outros tipos de recipientes.

|                                  | <b>Ampola</b> | <b>10R Schott</b> |
|----------------------------------|---------------|-------------------|
| Diâmetro, mm                     | 17            | 24                |
| Altura, mm                       | 40            | 45                |
| Espessura das paredes, mm        | 0,6           | 1                 |
| Volume nominal do recipiente, mL | 5             | 13,5              |
| Volume da solução radioativa, mL | 5             | 4                 |

Tabela 1 – Dimensões, em mm, da ampola utilizada pelo NIST e do frasco 10R Schott utilizado pelo LNMRI.

Fonte: Autor.

Devido à diversidade de recipientes utilizados na prática médica (seringas de diversas capacidades), não é conveniente adotar um padrão metrológico com a geometria de cada um deles, pois pode haver variações entre os diferentes fabricantes. A melhor solução é adotar como padrão um único recipiente com características geométricas bem definidas e calcular os fatores geométricos de correção dos outros recipientes. Deste modo, não é necessário recalibrar o ativímetro quando um novo recipiente for introduzido na rotina.



Figura 7 – Imagens ilustrativas dos recipientes das fontes padrão utilizadas para calibrarativímetros.

Fonte: Autor.

Não basta calibrar o ativímetro em um laboratório competente. Devem ser observadas as diversas variáveis e situações que podem ocasionar erros e dúvidas em relação aos resultados das medições.

O resultado de qualquer medição, independente do instrumento utilizado e da sua qualidade metrológica, vem acompanhado de uma dúvida. Em linguagem científica, a dúvida é expressa pelo conceito de incerteza de medição (Inmetro/IPQ, 2012). O resultado de uma medição só está completo e definido quando, ao valor numérico do resultado (conhecido como resultado base), é adicionada a declaração da incerteza associada a este resultado. Assim:

$$R = RB \pm IM \quad (1)$$

Onde:

***R*** é o resultado de uma medição.

***RB*** é o resultado base, obtido pela indicação do instrumento e corrigido pelos fatores pertinentes.

***IM*** é a incerteza de medição.

A metodologia aceita internacionalmente para avaliar as incertezas de medição é apresentada no Guia para a expressão de Incerteza de Medição Inmetro, (2012). A avaliação inicia por uma análise criteriosa das variáveis que podem contribuir para adicionar incerteza no valor do resultado da medição. Para facilitar a avaliação, as incertezas são agrupadas por incertezas do tipo A e tipo B.

As incertezas do Tipo A têm origem em variáveis randômicas, que podem ser avaliadas por métodos estatísticos, como médias e desvios padrão. Por exemplo: a repetibilidade.

As incertezas do Tipo B são aquelas estimadas por qualquer outro método. Por exemplo: podem ser obtidas no certificado de calibração do instrumento, nos manuais e pela resolução do instrumento.

A incerteza de medição final é obtida pela combinação de todas as incertezas avaliadas. A avaliação das incertezas de medição requer a expertise de um profissional experiente em metrologia.

Não é razoável, nem necessário, que para cada medição da atividade realizada no SMN seja avaliada a incerteza de medição associada ao resultado. Contudo, é importante que seja conhecida a incerteza de medição para cada um dos radionuclídeos utilizados. Isso significa conhecer qual é a dúvida sobre o valor da atividade administrada nos pacientes.

## **b. Principais fontes de erro na medição da atividade**

O conhecimento das principais variáveis que podem resultar em erros de medição é necessário para aperfeiçoar o procedimento de medição e, por conseguinte, melhorar a exatidão dos resultados e contribuir para a avaliação das incertezas. Os principais fatores que contribuem para a indução de erros de medição são:

- Posicionamento da fonte no poço da câmara de ionização
- Blindagem adicionada ao ativímetro
- Geometria da fonte radioativa
- Deriva temporal (Estabilidade eletrônica)
- Perda de linearidade da resposta em função da atividade da fonte
- Absorção do radiofármaco na seringa
- Condições ambientais

## **I. Posicionamento da fonte no poço da câmara de ionização**

O resultado da medição de um radionuclídeo dependerá da posição do recipiente no interior da câmara poço. Na tabela 2 são apresentados os resultados da medição de um frasco plástico contendo  $^{137}\text{Cs}$  em uma matriz de epóxi, em função da distância da sua base ao fundo do poço da câmara de ionização do ativímetro CRC-25R. Os resultados indicam que existe uma região situada entre 1 e 11 cm onde a variação da resposta é no máximo 1 %. É justamente nesta região onde o frasco ou seringa são posicionados quando é utilizado o porta-fonte fornecido pelo fabricante do ativímetro.

Os possíveis erros de posição também são eliminados no processo de calibração do ativímetro e dos cálculos dos fatores geométricos para as seringas.

| Distância da base do frasco ao fundo do poço | Resposta relativa |
|--|-------------------|
| 0  | 0,97              |
| 1  | 1,00              |
| 4  | 1,01              |
| 11   | 1,01              |
| 16   | 0,88              |
| 19   | 0,67              |

Tabela 2 – Resposta relativa da medição de uma fonte de  $^{137}\text{Cs}$  de acordo com a distância da base do frasco ao fundo do poço.

Fonte: Autor.

## II. Blindagem adicionada ao ativímetro

Deve ser destacado que toda a discussão apresentada é válida apenas para medições realizadas com os ativímetros configurados do modo como são recebidos da fábrica. No caso de ter sido adicionado blindagem, por razões de proteção radiológica ou para redução da radiação ambiental (*background*), o ativímetro deve ser recalibrado. Caso contrário, os resultados das medições conterão erros. A interação dos fótons emitidos pela fonte objeto da medição com a blindagem adicional ocasionará o fenômeno do retroespalhamento, que irá interferir no resultado da medição. No caso das blindagens de chumbo, a câmara de ionização detecta os fótons Xk da fluorescência do Pb ocasionados pela interação dos fótons emitidos pela fonte objeto da medição. Para os ativímetros da série CRC®, o retroespalhamento é mais significativo para fótons com energia de 70 keV a 250 keV. Capintec, (2015). Uma blindagem adicional com 2,5 cm de chumbo, em contato com o exterior da câmara de ionização, pode aumentar em cerca de 20 % a medição de uma fonte de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . NPL (2006).

**Dicas:**

- No caso de ser adicionada uma blindagem adicional a câmara de ionização do ativímetro, ele deve ser calibrado no local em que é utilizado.

## III. Geometria da fonte radioativa

Em medicina nuclear, uma das principais fontes de erro nas medições de atividade advém das diferenças entre as fontes utilizadas para calibração dos ativímetros e as utilizadas

rotineiramente na prática clínica. A composição dos materiais e as formas geométricas dos frascos de vidro utilizados na calibração dos ativímetros diferem substancialmente das seringas empregadas para administrar os radiofármacos aos pacientes. Deste modo, os fatores de calibração obtidos para os ativímetros não são diretamente aplicáveis às medições realizadas em seringas. Este tema tem motivado um grande número de estudos.

As principais observações e conclusões são:

a) A magnitude dos erros de medição depende da intensidade e da energia dos fótons emitidos no processo de decaimento radioativo: quanto menor a energia, maior o erro Tyler, (2003). Também foi observado dificuldades de medição do  $^{90}\text{Y}$  devido a ser um emissor beta puro NPL, (2006), Fenwick, (2014).

b) Os fatores de correção para as medições em seringas dependem do fabricante e da capacidade da seringa, do volume da solução do radiofármaco e do tipo e comprimento da agulha. Dependendo da situação, os resultados das medições nas seringas podem ser sub ou superestimadas. NPL, (2006).

c) Grande variação entre as seringas de um mesmo lote de fabricação. Variações entre os resultados de medições de soluções contendo  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  e  $^{67}\text{Ga}$ , em seringas de um mesmo lote de fabricação podem chegar a 30 % .Tyler, (2003).

d) Medições realizadas em seringas carregadas com pequenos volumes de solução radioativa (até 30 % da capacidade nominal) apresentam resultados subestimados. À medição que o volume da solução aumenta, os resultados são, gradativamente, superestimados. As maiores variações são para a seringa de 1 ml Ceccatelli, (2007).

e) Modelos de um mesmo fabricante de ativímetro podem apresentar respostas diferentes para um mesmo mensurando. Cessna et al.(2008) observaram desvios de até 13 % nos resultados de medições de seringas de 3 ml com 1 ml solução de  $^{18}\text{F}$ . Bauwens et al. (2019), em medições com seringas de diversas capacidades observaram que o desvio máximo entre os resultados apresentados por cinco ativímetros é de: 2,6 %; 3,9 %; 6,4 % e 5,1 %, respectivamente, para  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ,  $^{111}\text{In}$ ,  $^{68}\text{Ga}$  e  $^{18}\text{F}$ .

f) Os fatores de correções dos resultados propostos pelos fabricantes dos ativímetros para medições em seringas podem não ser efetivos. Saldariaga et al. (2018) observou que os resultados das medições de  $^{111}\text{In}$  em seringas foram superestimadas, mesmo considerando as correções recomendadas pelos fabricantes. Em um determinado modelo de ativímetro, os resultados da medição da atividade foram superestimados, em média, 30 %. No manual deste instrumento é recomendado utilizar o fator de 0,9 para correção quando a medição é realizada em seringa (tabela3).

Os fatores propostos pela Capintec (2015) são genéricos, sem diferenciar a capacidade da seringa ou o volume do radiofármaco. A Capintec propõem que o fator de correção seja utilizado nas medições com seringas de plástico para reduzir o resultado e, nas de vidro, para aumentar. Contudo, adverte que estes fatores são apenas orientativos, devendo cada SMN obter os adequados a sua prática, principalmente para os radionuclídeos emissores

de radiação de baixa energia, uma vez que a atenuação dos fótons é muito dependente do recipiente. Na tabela 3 são apresentados alguns fatores de correção propostos pela Capintec (2015) para seringas de plástico.

| Radionuclídeo            | Fator de correção |
|--------------------------|-------------------|
| $^{67}\text{Ga}$         | *                 |
| $^{90}\text{Y}$          | *                 |
| $^{99\text{m}}\text{Tc}$ | 0,98              |
| $^{111}\text{In}$        | 0,90              |
| $^{123}\text{I}$         | 0,85              |
| $^{131}\text{I}$         | *                 |
| $^{201}\text{Tl}$        | 0,98              |

Tabela 3 – Fatores de correção, recomendados pela Capintec, para resultados de medições realizadas com seringas de plástico.

\*valor insignificante / Fonte: Capintec (2015).

Alguns estudos indicam a necessidade de dedicar atenção nas medições dos radionuclídeos utilizados em radioterapia. O erro máximo admissível na medição da atividade é de  $\pm 5\%$ . A radioterapia baseada nos princípios do teragnóstico necessita que as medições da atividade dos radionuclídeos utilizados tanto para o diagnóstico como para a terapia sejam realizadas com a exatidão exigida. Saldariaga et al. (2020) realizaram estudo com sete radionuclídeos, formando cinco pares teragnósticos, em 32 ativímetros de oito hospitais em três países da Europa. Foram observados erros superiores a  $\pm 10\%$  para os seguintes pares:  $^{90}\text{Y}/^{111}\text{In}$ ,  $^{131}\text{I}/^{123}\text{I}$  e  $^{90}\text{Y}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ . Em outro estudo, Fenwick et al. (2014) em um estudo envolvendo 28 hospitais no Reino Unido e Europa observou que para medições do  $^{90}\text{Y}$  em seringas, apenas 40 % dos participantes foram capazes de apresentar resultados com erro inferior a 5 %.

Os radionuclídeos mais utilizados em medicina nuclear, o  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ,  $^{131}\text{I}$  e  $^{18}\text{F}$ , não se apresentam como os mais críticos em relação aos erros de medição da atividade devido a geometria das seringas utilizadas para administrar os radiofármacos nos pacientes. Contudo, em algumas situações, foram observados erros próximos ou superiores a 10 % (Tyler, (2003); Cessna, (2000); Correia, (2012) Os resultados dos estudos destacam os problemas de usar os fatores de calibração fornecidos pelo fabricante (obtidos em frascos de vidro) sem primeiro confirmar a adequação aos recipientes utilizados no SMN (na maioria dos casos seringas plásticas). O ideal seria obter um único fator de correção para cada tipo de seringa. Contudo, devido as grandes variações entre as seringas, mesmo em um lote de fabricação, isso não é possível. Deve ser notado que as seringas não são fabricadas

para fins metrológicos. Grandes variações na espessura das paredes da seringa e na composição do material não possuem importância no uso clínico, mas podem causar efeito significativo no resultado da medição da atividade de uma solução radioativa. Tyler (2003).

Concluindo: os resultados apresentados por vários estudos indicam a necessidade de determinar fatores de calibração específicos para cada ativímetro, radionuclídeo e tipo de recipiente utilizado. Além do tipo de recipiente deve ser considerado o volume de solução contido.

#### **IV. Deriva temporal**

Os instrumentos também sofrem deteriorização com o tempo de uso causando uma variação de algumas propriedades metrológicas, quando comparadas ao seu desempenho na fase inicial de operação. A intensidade da variação dependerá, basicamente, da qualidade intrínseca do instrumento, da sua idade, do cuidado no seu manuseio e das condições ambientais existentes do local de uso.

A variação temporal da sensibilidade é conhecida como deriva instrumental, cuja definição no Vocabulário Internacional de Metrologia Inmetro/IPQ, (2012) é:

“Variação da indicação ao longo do tempo, contínua ou incremental, devida a variações nas propriedades metrológicas dum instrumento de medição”. A deriva instrumental também é conhecida como deriva temporal.

A variação das propriedades metrológicas de um instrumento pode ser observada por intermédio de dois parâmetros: a variação de sensibilidade (variação da indicação para um mesmo mensurando) e/ou a perda de precisão (aumento do valor da reprodutibilidade).

O estudo da deriva instrumental permite, além do acompanhamento da variação da sensibilidade do ativímetro, avaliar a reprodutibilidade em longo prazo e estabelecer o momento em que o instrumento deve ser novamente calibrado.

Considerando o histórico de calibrações do instrumento, assim como as verificações intermediárias dessas calibrações, é possível determinar um fator que corrija a deriva temporal. Deve-se notar que a deriva introduz um erro sistemático ao resultado da medição e, a princípio, deve ser corrigido. A incerteza de medição devido à correção da deriva temporal será avaliada no processo de cálculo do fator de correção. Alternativamente, pode-se optar por não corrigir o erro causado pela deriva e incorporá-lo diretamente na incerteza de medição.

#### **V. Linearidade da resposta em função da atividade**

A propriedade de linearidade da resposta de um ativímetro é caracterizada pela proporcionalidade entre o resultado da medição da atividade de uma fonte radioativa e o valor verdadeiro dessa grandeza. A proporcionalidade deve permanecer constante em todo o intervalo de atividades para o qual o ativímetro foi projetado para medir. A linearidade da

resposta depende basicamente das características de linearidade da câmara de ionização (saturação) e do eletrômetro AAPM, (2012). Em medicina nuclear, em termos gerais, o intervalo de interesse para a medição da atividade é de 1 MBq a 10 GBq. A corrente de ionização correspondente a esse intervalo varia de femtoampere a microampere, portanto um intervalo de 8 décadas. Para tornar possível que o eletrômetro meça correntes nesse amplo intervalo de valores, os fabricantes incorporaram um dispositivo que cria diversas escalas virtuais e, dependendo da magnitude da corrente, a troca de escalas é realizada automaticamente, sem a interferência do operador do ativímetro. Nessas mudanças de escala pode ocorrer uma descontinuidade na linearidade do ativímetro. NPL (2006). Deste modo, é razoável esperar que ocorra algum desvio da linearidade. Contudo, se ele estiver contido dentro de limites razoáveis, ele não causará erros significativos no resultado das medições da atividade da fonte radioativa. A IAEA, (2006) propõe que seja aceitável erros de 5 % devido a esse efeito.

A avaliação da linearidade da resposta de um ativímetro é realizada por intermédio de medições sucessivas de uma fonte radioativa de meia vida curta, durante um determinado intervalo de tempo. O  $^{99m}\text{Tc}$  é o radionuclídeo mais utilizados para esse fim. A atividade inicial da fonte deve ser igual ao valor máximo da atividade dos radionuclídeos utilizados durante a rotina do SMN. O intervalo de tempo em que a fonte será medição é avaliado de modo que a fonte atinja a atividade de 1 MBq, devido ao decaimento radioativo. O desvio da linearidade em função do valor da atividade medição é avaliado comparando o resultado da medição da fonte com o valor esperado da atividade, devido ao decaimento radioativo.

***Dicas:***

- O desvio da linearidade da resposta de um ativímetro pode ser corrigido por intermédio de metodologia desenvolvida por Quaresma et al. Quaresma, (2021).

## **VI. Absorção do radiofármaco na seringa**

Alguns radiofármacos podem ser absorvidos na superfície interna dos recipientes onde estão depositados. Por exemplo: 19 % da atividade de  $^{99m}\text{Tc}$ - tetrofosmina pode ser retida na superfície interna de determinados tipos de seringas (Bailey, 2014). O percentual da atividade retida depende tipo de recipiente e do radiofármaco. No caso das seringas, a absorção do radiofármaco reduz a atividade administrada ao paciente e, dependendo do percentual retido, pode comprometer a qualidade das imagens, especialmente em pacientes pediátricos. Kvaternik et al. (2020) realizaram um minucioso estudo sobre a absorção de diversos  $^{99m}\text{Tc}$ - fármacos em seringas plásticas de vários fabricantes. Nas condições experimentais descritas pelos autores, a retenção máxima observada para os radiofármacos  $^{99m}\text{Tc}$ -pertechnetato,  $^{99m}\text{Tc}$ -tetrofosmina,  $^{99m}\text{Tc}$ -sestamibi e  $^{99m}\text{Tc}$ -succimer

foi, respectivamente, 4,8 %; 6,7 %; 13,0 % e 41 %. Foi verificado que a retenção de um determinado  $^{99m}\text{Tc}$ -radiofármaco pode depender da sua diluição.

Estes resultados indicam que algumas seringas são inapropriadas para administrar um  $^{99m}\text{Tc}$ -radiofármaco específico. Deste modo, a possibilidade de retenção de radio fármacos deve ser investigada para as diluições e os tipos de seringa em uso.

***Dicas:***

- Utilizar o seguinte protocolo para testar as seringas: carregar a seringa objeto de teste com um volume correspondente a um terço da sua capacidade nominal com a solução do radio fármaco de interesse. Deixar em repouso durante 30 minutos na temperatura ambiente. Então, esvaziar a seringa em um frasco com vácuo. Medir a atividade retida na seringa. Kvaternik, (2020).

## **VII. Condições ambientais**

A câmara de ionização do ativímetro é selada e, portanto, o gás no seu interior não está sujeito às variações das condições ambientais, como temperatura e pressão. Contudo, o eletrômetro pode sofrer influência da umidade do ar, causando instabilidade na resposta do ativímetro, ocasionando erros de medição (LNHB, 2006). Esses erros não são quantificáveis e, portanto, não podem ser corrigidos. Deste modo, é necessário medir a umidade relativa no ambiente onde está instalado o ativímetro e observar se o aumento da umidade é acompanhado por variações não esperadas nos resultados do teste da deriva temporal.

## **VIII. Testes de Controle da Qualidade**

Os programas de controle da qualidade realizados em um instrumento têm por objetivo demonstrar que as propriedades metrológicas estabelecidas pelo fabricante estão mantidas ao longo do tempo. Deste modo, a demonstração de que o instrumento atende aos requisitos definidos no programa de controle da qualidade, comprova que ele está em boas condições de uso. Não comprova, necessariamente, que os resultados das medições realizadas pelo instrumento são confiáveis.

A demonstração de que um resultado é confiável envolve outros requisitos além do controle da qualidade. Envolve, no mínimo: a comprovação de que os resultados das medições são rastreáveis aos padrões metrológicos nacionais (calibração do instrumento); a capacitação do pessoal envolvido nas medições; a documentação dos procedimentos técnicos; um sistema de registro dos resultados e a realização periódica de auditorias internas.

No programa de controle da qualidade deve ser estabelecido, para cada teste e medição, os seguintes itens: a periodicidade, o procedimento técnico de execução e a tolerância de variabilidade para cada parâmetro avaliado.

No Brasil, o programa de controle da qualidade especificado no Anexo V da norma “Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Medicina Nuclear” CNEN, (2013) é mandatório. Nessa norma é estabelecido que o SMN deve possuir fontes sólidas para a realização do programa de controle da qualidade. As fontes mais utilizadas são a dos radionuclídeos  $^{57}\text{Co}$ ,  $^{133}\text{Ba}$  e  $^{137}\text{Cs}$  (Figura 8).

A norma da CNEN (2013) permite razoável flexibilização para a execução do programa de controle da qualidade por não detalhar o procedimento para a realização de cada um dos testes.

No Apêndice VII do documento TRS-454 da IAEA (2006), é apresentada uma proposta de testes de desempenho para ativímetros. Esses testes equivalem ao programa de controle da qualidade estabelecido pela CNEN. Contudo, eles são mais abrangentes do que os estabelecidos pela CNEN e são mais rigorosos em relação dos níveis de tolerância para os resultados dos testes.

***Dicas:***

- Estabelecer um programa de controle da qualidade baseado no documento da IAEA. Esse programa atende integralmente ao estabelecido pela CNEN e garante resultados mais robustos por ser mais abrangente, detalhado e rigoroso.



Figura 8 – Fontes sólidas radioativas fabricadas pela Eckert & Ziegler para utilização em controlada qualidade dos ativímetros.

Fonte: Autor

## REFERÊNCIAS

AAPM. Report n° 181. The Selection, Use, Calibration and Quality Assurance of Radionuclide Calibrators Used in Nuclear Medicine. Virgínia, EUA: AAPM, 2012.

ABNT. NBR IEC 61303. Equipamento eletromédico – Calibradores de radionuclídeo – Métodos particulares para avaliação de desempenho. São Paulo: ABNT, 2014

ABNT. NBR ISO/IEC 17025:2017. Requisitos gerais para a competência de laboratórios de ensaio e calibração. São Paulo: ABNT, 2017.

ABNT. NBR ISO/IEC 17043:2011. Avaliação da conformidade: Requisitos gerais para ensaios de proficiência. São Paulo: ABNT, 2011.

ALBERTAZZI, A.; DE SOUZA, A. R. *Fundamentos de Metrologia Científica e Industrial*. 1. ed. São Paulo: Manole, 2008.

ANVISA. RDC N° 301, de 21 de agosto de 2019. Diretrizes Gerais de Boas Práticas de Fabricação de Medicamentos. Brasília, DF: ANVISA, 2019.

ANVISA. RDC N° 38, de 4 de julho de 2008. Instalação e funcionamento de Serviços de Medicina Nuclear “in vivo”. Brasília, DF: ANVISA, 2008.

ANVISA. RDC N° 63, de 18 de dezembro de 2009. Boas Práticas de Fabricação de Radiofármacos. Brasília, DF: ANVISA, 2009.

ARPANSA. Radiation Protection Series No.14.2. Australia: ARPANSA, 2008

BAILEY, D. L.; HUMM, J. L.; TODD-POKROPEK, A.; VAN ASWEGEN, A. (ed.). *Nuclear Medicine Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna, Austria: IAEA, 2014.

BAUWENS, M.; POOTERS, I.; COBBEN, R.; VISSER, M.; SCHNERR, R.; MOTTAGHY, F.; WILDBERGER, J.; WIERTS, R. A comparison of four radionuclide dose calibrators using various radionuclides and measurement geometries clinically used in nuclear medicine. *Physica Medica*, v.60, p. 14-21, 2019.

CAPINTEC. *Owner's Manual*. CRC®-25R. Rev. H, EUA: Capintec, 2015.

CECCATELLIA, A.; BENASSIA, M.; D'ANDREAA, M.; DE FELICE, P.; FAZIO, A.; NOCENTINI, S.; STRIGARI, L. Experimental determination of calibration settings of a commercially available radionuclide calibrator for various clinical measurement geometries and radionuclides. *Appl. Radiat. Isot.* 65, 120-125, 2007.

CESSNA, J.T.; SCHULTZ, M.K.; LESLIE, T.; BORES, N. Radionuclide calibrator measurements of  $^{18}\text{F}$  in a 3 ml plastic syringe. *Appl. Radiat. Isot.* 66, 988-993, 2008.

CIEMAT. Protocolo para la Calibración y el Uso de Activímetros. Madrid, Espanha. Laboratório de Metrología de Radiaciones Ionizantes, CIEMAT, 2003.

- CNEN. Norma CNEN NN 3.05. Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Medicina Nuclear. Brasília, DF: CNEN, 2013.
- CNEN. Norma CNEN NN 6.11. Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica em Instalações Produtoras de Radioisótopos com Aceleradores Ciclotrons. Brasília, DF: CNEN, 2020.
- Correia, A. R.; Iwahara, A.; Tauhata L.; Rezende, E. A.; Chaves, T. O.; Oliveira, A. E.; Oliveira, E. M. Fatores de correção volumétrica na medição de atividade de  $^{99m}\text{Tc}$  e  $^{123}\text{I}$  em calibradores de radionuclídeos. Radiol. Bras.; 45(2),93–97, 2012.
- EUROPEAN COMMISSION. Radiation Protection n° 91. Criteria for acceptability of radiological (including radiotherapy) and nuclear medicine installations. Bruxelas, Bélgica: European Commission, 1997.
- FENWICK, A.; BAKER, M.; FERREIRA, K.; KEIGHTLEY, J. Comparison of  $^{90}\text{Y}$  and  $^{177}\text{Lu}$  measurement capability in UK and European hospitals. Appl. Radiat. Isot. 87, 10–13, 2014
- IAEA. SSG-46: Radiation Protection and Safety in Medical Uses of Ionizing Radiation. Vienna, Austria: IAEA, 2018.
- IAEA. Technical Report Series n° 454 (TRS-454). Quality Assurance for Radioactivity Measurement in Nuclear Medicine. Vienna, Austria: IAEA, 2006.
- ICRP. Publication 160. Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals. *Annals of the ICRP*, v. 38, n. 1-2, 2008.
- IEEE. ANSI N42.13-2004. American National Standard Calibration and Usage of “Dose Calibrator” Ionization Chambers for the Assay of Radionuclides. Nova Jersey, EUA: IEEE, 2004
- INMETRO. *Guia para a expressão de incerteza de medição. Avaliação de Dados de Medição*. 1ª Edição Brasileira da 1ª Edição do BIPM de 2008. Rio de Janeiro: Inmetro, 2012.
- INMETRO/IPQ. *O Sistema Internacional de Unidades*. Tradução luso-brasileira da 9ª edição do SI(BIPM). Brasília (BR); Caparica (PT): Inmetro/IPQ, 2021.
- INMETRO/IPQ. *Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos Fundamentais e Gerais e Termos Associados*. 1ª Edição Luso-Brasileira. Brasília (BR); Caparica (PT): Inmetro/IPQ, 2012.
- KVATERNIK, H.; GATTERER, J.; PLHAK, E.; SCHWARZGRUBER, J. F.; AIGNER, R. M. Systematic Assessment of the Adsorption of  $^{99m}\text{Tc}$ -Radiopharmaceuticals onto Plastic Syringes, J. Nucl. Med. Technol., v.48, p. 168-173, 2020.
- LNHB. NT LNHB 2006/033. Guide d'utilisation et de contrôle qualité des activimètres. Gif-sur-Yvette Cedex, França: LNHB, 2006.
- MARIE, S. Étalonnage des activimètres: ce qu'il faut savoir. *Esprimed*, 26 nov. 2020. Disponível em: [www.esprimed.fr/2020/11/26/etalonnage-activimetres-webinaire](http://www.esprimed.fr/2020/11/26/etalonnage-activimetres-webinaire). Acesso em: 20 set. 2020.

NPL. Measurement Good Practice Guide nº 93. Protocol for Establishing and Maintaining the Calibration of Medical Radionuclide Calibrators and their Quality Control. Teddington, Reino Unido:NPL, 2006.

QUARESMA, D.S.; OLIVEIRA, A.E.; IWAHARA, A.; CUNHA, P.G. Methodology for correcting the non-linear response of radionuclide calibrators. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, 09-02, 01-12, 2021.

SALDARRIAGA, C.V.; RODRÍGUEZ S.P.; BAETE, K.; POMMÉ, S.; PAEPEN, J.; VAN AMMEL, R.; STRUELENS, L. Intercomparison of  $^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{18}\text{F}$  and  $^{111}\text{In}$  activity measurements with radionuclide calibrators in Belgian hospitals *Physica Medica* 45, 134–142, 2018.

SALDARRIAGA, C.V.; BAUWENS, M.; POOTERS, I.N.A.; POMMÉ, S.; PETERS, S.M.B.; SEGBERS, M.; JENTZEN, W.; VOGG, A.; VAN VELDEN, F.H.P.; VIOL, S.L.M.; GOTTHARDT, M.; MOTTAGHY, F.M.; WILDBERGER, J.E.; COVENS, P.; WIERTS, R. An international multi-center investigation on the accuracy of radionuclide calibrators in nuclear medicine theragnostics. *EJNMMI Physics*, 7:69, 2020.

SCHRADER, H. Monographie BIPM-4. Activity Measurements with ionization Chambers. Sevres, França: BIPM, 1997.

SUZUKI, A.; SUZUKI, M. N.; WEIS, A.M. Analysis of a Radioisotope Calibrator. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, n. 4, n. 4, p. 193-198, 1976.

TYLER, D.K.; WOODS, M.J. Syringe calibration factors for the NPL Secondary Standard Radionuclide calibrator for selected medical radionuclides. *Appl. Radiat. Isot.* 59, 367-372, 2003.

ZIMMERMAN, B. E; CESSNA, J. T. Experimental determinations of commercial 'dose calibrator' setting for nuclides used in nuclear medicine. *Appl. Radiat. Isot.*, n. 52, n. 3, p. 615-619, 2000.

# CHAPTER 9

## THE ROLE OF THE SSDL NETWORK IN DISSEMINATION OF THE PROPER MEASURING QUANTITIES

**A Ahmed**

### 1. INTRODUCTION

Most of the material developed in this chapter was extracted from publications of the International Atomic Energy Agency (IAEA). The IAEA/WHO SSDL Network, referred in this chapter as the SSDL Network, was setup in 1976 by both the IAEA and the WHO. The author of this chapter has been the SSDL Officer at the IAEA, in charge of the operational aspects of the Network for more than 10 years and then, co-scientific secretary of the Network for another 10 years. During these 20 years' work at the IAEA, the author of this chapter has been both an active actor and also a witness of the developments of the SSDL Network. This account of developments, achievements, challenges and perspectives of the SSDL Network naturally reflects these evolutions as seen by the author.

The reasons of the establishment of the SSDL Network are explained in the historical context of the development of external beam radiotherapy and its expansion to low- and middle-income (LMI) countries. The SSDL Network was established with a strong link to the international measurement system and

has kept this link throughout these years. It can be stated, without any doubt, that the quality of radiation dosimetry performed by SSDL Network members has been greatly strengthened in the 1990s, thanks to the introduction of the ISO/IEC guide 25 (1990) and to the signing of the International Committee for Weights and Measures - Mutual Recognition Arrangement (CIPM MRA, 1999).

The number of SSDL Network members continues to increase, growing from about 10 laboratories in 1976 to almost 90 at the end of 2021, mainly due to IAEA support and the introduction of a more stringent radiation protection regulations in an increasing number of countries that require traceability of radiation measurements in individual and area monitoring. The reasons for this expansion will be reviewed. Finally, a brief perspective of the future of the SSDL Network as well as concluding remarks will be given at the end of this chapter.

### 2. HISTORICAL DEVELOPMENTS

This section starts with a brief history of metrology and radiation dosimetry in order to better understand the developments that lead to the establishment of the SSDL Network.

The current international metric system of measurements was setup at the end of the 18<sup>th</sup> century with the signing, in Paris on 20<sup>th</sup> May 1875, of the international treaty called the Metre Convention (1875). The Treaty established a framework for the participating countries to work together on measurement science and standards. Under the auspices of the 'Conférence Générale des Poids et Mesures (CGPM)', the arrangements for the propagation and improvement of the International System of Units (SI) were initiated. That same treaty also established the International Bureau of Weights and Measures (Bureau International des Poids et Mesures, BIPM) with its headquarters in Sèvres, France. Although the Metre Convention is considered as the foundation for the current SI, it should be noted that previous ancient civilizations such as the Egyptians, Greeks, and Romans successfully established workable measurement systems and standards that were accepted and widely used in their territories. For example, according to information given in the Metrology Sine Qua Non website, about 2900 B.C, the Egyptians established by decree a fixed standard unit of length, called the Royal Egyptian Cubit. Of course, the history of metrology for ionizing radiation has a much shorter span, since X rays and radioactivity were discovered only at the end of the 19<sup>th</sup> century. Although ionizing radiation has been present throughout man's history in the form of cosmic rays and naturally occurring radioactive materials, it remained unnoticed until 1896, when Roentgen discovered the existence of X rays. In these early days, the users of X rays were not aware that large radiation doses could cause serious biological effects. In addition, in those days, there were no instruments to measure radiation. Instead, physicians were reportedly (Mario E. Schillaci, 1995) using the amount of skin erythema, produced on a human hand placed directly in the X ray beam, to set an upper limit of the X ray tube output for the treatment of patients. Fortunately, the importance of a unit of measurement of radiation was soon realized and the International Committee for Radiological Units and Measurements, ICRU (originally known as the International X Ray Unit Committee) was established. Soon after, radiation protection regulations were prepared in several countries and in 1928, the 'International X Ray and Radium Protection Committee', was created; it later became the International Commission on Radiological Protection (R.H. Clarke and J.Valentin, 2009).

Since their establishment, the ICRU and ICRP have both provided internationally accepted recommendations on radiation quantities, units, measurements, and protection. Medical physicists and radiation physics experts from Primary Standards Dosimetry Laboratories (PSDLs), SSDLs, hospitals and universities, working under the auspices of national professional associations, have made full use of such recommendations to develop dosimetry codes of practice and guidance on radiation dosimetry used in radiotherapy and radiation protection dosimetry. The IAEA has built on these achievements and developed internationally harmonized dosimetry codes of practice for radiotherapy dosimetry (IAEA TRS- 398, 2000 and IAEA TRS-483, 2017) and X ray diagnostic radiology (IAEA TRS 457, 2007).

Clinical interest in radiotherapy increased a lot in the 1950s, due to the development of the first 6 MV X rays and compact linear accelerators. But the production of the first external beam radiotherapy units that used cobalt-60 sources at that time was a major milestone. This is due to the net physical advantages of cobalt-60 sources over radium sources and kilovoltage X ray units, such as cost- effectiveness, higher dose rates at a longer source-to-surface distance, and skin- sparing in the dose buildup region. The benefits of cobalt-60 units were recognized immediately and several countries launched the production of such technology during the next few years. The relatively low cost, reliability and availability of these units made them the favored external beam radiotherapy treatment modality, especially in low- and middle-income countries for the next 50 years.

## **A. The establishment of the IAEA/WHO SSDL Network**

Although it is not possible to identify the exact date of the conception of the SSDL Network, there is some evidence that the idea of setting up such laboratories emerged in the 1960s by a small group of medical physicists working at the IAEA in Vienna, who formulated a programme aimed at assisting the development of radiotherapy in Latin America (IAEA, 2000). At that time, it was the only region in the developing world where radiotherapy was used extensively. In the mid-sixties, the group enlarged to other physicists, and proposed that the IAEA organize and perform a dose comparison service using mailed Thermo-Luminescent Dosimeters (TLDs). The first pilot postal dose comparisons were conducted by the IAEA during 1965–1966, using TLDs and Fricke dosimeters (IAEA 2019). The WHO joined the audit programme in 1968 and since then, it has co-operated with the IAEA for the implementation of the dosimetry audit programme. The follow-up on dosimetry deviations identified through the IAEA/WHO TLD audits revealed that the absence of a reference dosimetry laboratory in many countries, as well as the lack of trained clinical medical physicists, were a serious obstacle for quality radiotherapy dosimetry. In addition, it was also realized that the BIPM and the PSDLs alone cannot provide the amount of calibration work which has arisen from the widespread requirement for accurate and traceable measurements in many countries. Consequently, the IAEA and WHO joined efforts and proposed the establishment of a regional dosimetry laboratory in South America, linked to the international system of measurements. In 1968, an international panel was invited by the IAEA to attend a meeting in Caracas, Venezuela to discuss ways to improve radiotherapy dosimetry in South America. The panel recommended, among other topics, the establishment of SSDLs with the support of the IAEA and WHO. The Caracas meeting can be considered as the starting point of the SSDL Network. The panel also recommended the preparation of a basic manual in radiotherapy dosimetry and the launching of a training programme for medical physicists. The IAEA implemented these three recommendations.

The Manual of Dosimetry in Radiotherapy was published (IAEA, 1970) and several

training programmes for medical physicists were organized. Regarding the recommendation on the establishment of SSDLs, the IAEA convened another meeting in 1974 in Rio de Janeiro, Brazil with the participation of representatives from 6 PSDLs, BIPM, WHO and IOMP. The panel recommended the establishment of a Network of SSDLs as well as an Advisory Council; the Secretariat function of the Network being shared by the IAEA and WHO. Clearly, the Rio meeting paved the way for the establishment of the SSDL Network. In 1976, the SSDL Network and its Advisory Council were formally established by the IAEA and WHO. The Advisory Council, later renamed 'SSDL Scientific Committee' (SSC) aimed at assisting the Secretariat in all matters concerning the Network by reviewing and assessing the activities of the SSDL Network and making recommendations to the IAEA and WHO. The terms of reference of the SSC were later reviewed and the membership increased to ensure a proper review of all other inter-related activities of the IAEA's Dosimetry and Medical Radiation Physics (DMRP) Section. Indeed, this change in the terms of reference of the SSC was highly desirable, due to the close connections between the SSDL work and other medical physics activities conducted by DMRP, such as the development of dosimetry techniques and codes of practice, education and training of medical physicists, etc. In addition, the SSC membership is reviewed every 5 years and new members are designated to cover the main programmatic activities of the DMRP. The SSC meets every two years at the IAEA Headquarters; its report is distributed to all the SSDL members through its publication in the SSDL Newsletter. Updated information on the SSDL and the SSC is available on the relevant IAEA website (IAEA DOLNET). The SSC recommendations are drawn-up, following presentations by IAEA staff and open discussions with SSC members. Throughout these years, the SSC has conducted critical reviews of the IAEA activities in medical radiation physics, including the SSDL Network activities and provided non-binding but informed guidance to the IAEA and WHO. There is no doubt, that throughout its existence, the SSC has greatly contributed to the development and strengthen the network.

## **B. Achievements and challenges**

At the time of its establishment, the SSDL Network had only 9 known laboratories. After less than 2 years, there were 30 laboratories in the Network. In addition, 11 National Primary Standards Laboratories became affiliated members, and 5 international organizations (BIPM, ICRU, IEC, IOML, IOMP) joined the Network as collaborating organization. At the end of 2021, the SSDL Network included 88 SSDLs, 16 affiliated PSDLs and 5 international organizations (IAEA DOLNET). There is no doubt that the SSDL Network became an established and consolidated international Network. For this achievement, credit should first be given to the authorities of the countries that put the necessary efforts and resources for the establishment of an SSDL, but also to the highly engaged members of the SSC and support given by the BIPM, several PSDLs and WHO, and finally to the tremendous

support given by the IAEA throughout these years. Indeed, the IAEA has played a major role in the establishment of many of the laboratories which now form the SSDL Network. Its assistance has ranged from small projects, involving expert's advice and/or training of SSDL staff and/or provision of dosimetry equipment, to large-scale projects in which the IAEA has supported the planning and design of the SSDL facilities as well as the provision of the SSDL equipment, support for its commissioning and training of the staff both on-site and in well- established SSDLs. It is estimated that at least 50% of the current SSDL members have benefited from the support of the IAEA through its technical cooperation programme. In addition, the IAEA through its Dosimetry Laboratory located in Seibersdorf, Austria, provides not only cost-free calibrations to its SSDL members, but also organizes dosimetry comparisons and offers expert advice as well as practical training opportunities to SSDL staff. For example, during 2007-2020, the IAEA has issued 1188 calibration certificates to 78 countries, covering calibrations in external beam radiotherapy, brachytherapy, X-ray diagnostic radiology and radiation protection level dosimetry (IAEA, 2021). The IAEA Dosimetry Laboratory evolved gradually over the years, extending the range of its calibration services and widening the scope of its training opportunities for the benefits of the SSDL Network members. It is considered as the central Laboratory of the SSDL Network.



SSDL network members as of March 2022. The updated list is available on the IAEA website: "<https://ssdl.iaea.org/Home/Members>"

In the area of information exchange, the IAEA in cooperation with several professional societies and international organizations, convened several international meetings with the aim to provide a forum where advances in radiation dosimetry, at standards laboratories and hospitals, were reviewed and discussed. The most recent event was the International Symposium on Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS 2019), held in Vienna on 18 to 21 June 2019. The Symposium facilitated interactions between radiation metrologists, medical physicists, safety specialists and researchers in radiation dosimetry, with participants coming from advanced as well as LMI countries. The Symposium included topics related to dosimetry standards, medical dosimetry and radiation protection dosimetry with a specific focus on areas where research and development is needed. Very few international meetings facilitate such interactions between radiation metrologists, clinical medical physicists and scientists engaged in the development of new dosimetry standards, computational dosimetry, the traceability chain, codes of practices and cross-cutting research and in so doing, encourage collaborative opportunities in these fields. The highlights of IDOS-2019 were published by Meghazifene & al (2019).

Following the introduction of the MRA (1999), the IAEA has prepared its Calibration and Measurement Capabilities (CMCs). These CMCs were evaluated by all Regional Metrology Organizations and subsequently entered into Appendix C of the BIPM Key Comparison Database (BIPM KCDB), after the review and approval by the Joint Committee of the Regional Metrology Organizations and the BIPM (JCRB). The signing of the MRA by the IAEA places metrology of ionizing radiation in LMI countries, having a laboratory member of the SSDL Network, at the level of international recognition with no precedence in the past, allowing for the world-wide recognition of their standards and calibration certificates. In addition, the IAEA has prepared training manuals and publications, such as TRS 469 (IAEA, 2009) and TECDOC 1585 (IAEA, 2008) in the area of radiation dosimetry addressed to SSDL staff and medical physicists working in hospitals. In order to encourage a continuous exchange of information among SSDL members and provide a repository of scientific and technical information for SSDLs, the IAEA also maintains a website dedicated to the SSDL Network's activities (IAEA DOLNET).

### **C. The role of secondary standards dosimetry laboratory**

The main function of an SSDL is to maintain secondary standards whose calibrations are directly traceable to the SI, either through the IAEA, a PSDL or directly to the BIPM, and use them to calibrate end-users' instruments. Generally, many countries would require that the SSDL operate under a quality management system, such as ISO/IEC-17025 (2017) and be designated by the competent national authority for the provision of its calibration services. In addition, an SSDL may be required to be accredited by a recognized body.

In the 1960s and 1970s, the SSDLs were established mainly to provide calibrations for external beam radiotherapy. The scope of their calibration work has expanded greatly over the years, and nowadays, include radiation protection measurements, diagnostic radiology and brachytherapy. SSDLs with the right infrastructure and trained staff also offer calibration of well type ion chambers used in therapeutic and diagnostic nuclear medicine. While some SSDLs offer the full range of calibration services, others may offer only one or a few ones. It all depends on the needs of end-users, importance of infrastructures using radiation sources and radiation emitting devices in the country, as well as the capabilities of the SSDL. Some SSDLs offer dosimetry audits to radiotherapy hospitals, either through mailed dosimeters, using TLDs or Optically Simulated Luminescence Dosimeters (OSLs), or on-site visits with electrometers and ion chambers. This type of service requires well-trained staff in radiotherapy physics at the SSDL to follow-up on possible dosimetry deviations with clinical medical physicists working in radiotherapy. A word of caution on this type of audit of radiotherapy beam outputs performed by SSDLs: it is important to avoid any potential conflict of interest and ensure that the SSDL staff does not have a dual function in this situation. The hospital medical physicist should be the one performing the determination of the radiotherapy beam output, following a recognized dosimetry code of practice such as TRS-398 (2000) or TRS- 469 (2017) with the use of a calibrated dosimeter. Whereas the SSDL staff, with no connection to the hospital, should use the SSDL equipment (ion chamber, electrometer, barometer, thermometer) and perform an independent measurement. It is important to note that the radiotherapy beam output determination lies under the responsibility of the clinical medical physicist (employed by the hospital) and thus, he/she should be the one conducting the measurements used for the treatment of patients. Any dosimetry deviation, considering the uncertainty of measurements, between the dose outputs determined by the SSDL staff and hospital staff should be investigated, explained and reconciled. These dosimetry verifications conducted by an SSDL staff may be used to fulfill the dosimetry audit requirement imposed by some quality systems implemented in radiotherapy hospitals.

The author has also witnessed a case where a radiation safety inspector working for the regulatory authority was the one performing the measurements of the beam outputs of the radiotherapy machines used to treat patients. This practice should not be encouraged. The regulatory authority has the responsibility for checking and ensuring that the dosimetry in a radiotherapy department is performed by a clinically qualified medical physicist and in compliance with its legal requirements, but should not be the one performing routine beam output measurements used to treat patients. SSDLs perform an important supporting function for the radiation protection regulatory body by providing measurement traceability for all end users in the country.

Since many SSDLs have a very good radiation dosimetry infrastructure and well-trained staff, they can contribute to the training of medical physicists. For example, SSDLs can

setup practical sessions for the determination of radiotherapy beam outputs, depth dose measurements, determination of beam quality, etc. The use of an SSDL infrastructure allows to reduce the amount of machine time used for the training of medical physicists in a radiotherapy department. For the training of radiation protection officers, the SSDL can be used to demonstrate an example of good practice when working with radiation sources and X ray units, and show how to use instruments and conduct radiation measurements with X and gamma-rays, etc.

From the perspective of the IAEA, a laboratory fulfilling the general criteria set forth in its SSDL Network Charter (2018) may become a member of the SSDL Network. Further guidelines on the designation of SSDLs, as well as information about the facilities needed for an SSDL and about the duties of the members in the Network are given in the Charter. The extent to which an SSDL involves itself in the Network will depend on many circumstances, but any SSDL can take at least advantage of all networking opportunities such as exchanging information on scientific and technical matters as well as sharing similar experiences.

#### **D. International traceability in the SSDL Network**

Since its inception, ensuring traceability of measurements has always been a main objective of the SSDL Network. Indeed, the main organizations involved in the international system of measurements for radiation dosimetry, i.e. the BIPM and the ICRU, supported by PSDLs, contributed to the establishment of the SSDL Network at the Rio Panel meeting in 1976 (IAEA, 2000). As affiliated members of the SSDL Network and members of the SSC, these organizations continue to provide their support to the SSDL Network.

At the SSDL level, traceability is achieved through the calibration of their secondary standard dosimeters (ionization chambers and electrometers) at the IAEA or any affiliated PSDL. Since the IAEA uses the calibration services of the BIPM and PSDLs to calibrate its own instruments, implements a stringent and peer-reviewed quality system (IAEA 2021), and regularly participates in international comparisons, the measurement uncertainties for calibrations at the IAEA Laboratory are comparable to those at other affiliated laboratories. SSDLs may also use the Key Comparison Database (BIPM) to identify a metrology institute that offers the needed calibration services. Other instruments that are used in the dose determination, such as the barometer and thermometer, should also be calibrated at a recognized laboratory to ensure traceability of all measurements to the SI system.

For practical reasons, some SSDLs calibrate only their reference ionization chambers, without the electrometer. In this case, the calibration of the ionization chamber is given in terms of Gy/C. When a separately-calibrated ionization chamber is used in conjunction with an electrometer, its readings should be corrected to take into account the electrometer calibration factor. The ideal situation for SSDLs is to calibrate their reference ionization

chamber together with the electrometer (Gy/Scale division) and separately (Gy/C). In this way, SSDLs will have more flexibility since they can use their calibrated electrometer with any other calibrated ionization chamber.

Traceability alone is not sufficient to ensure quality work at the SSDL. The establishment of a QMS is also required. The QMS helps SSDLs demonstrate that their laboratory work is conducted in accordance with internationally accepted recommendations, and that the calibration services as well as the performance of all equipment is maintained at the required level of quality. According to the SSDL Charter (IAEA, 2018), SSDLs interested in becoming a member of the Network should have at least the first draft of their QMS established in line with the ISO/IEC 17025 requirements. In addition, the QMS will also require that an SSDL participate in regular dosimetry comparisons such as those organized by the IAEA or Regional Metrology Organizations (RMOs.) The participation in a comparison enables an SSDL to verify the consistency of its reference standards and validate its calibration procedures and related measurement uncertainty. If the SSDL is in a country that is a signatory of the CIPM MRA, the comparisons can also be used to validate its CMCs. As shown in the summary of the 2017-2018 IAEA-SSDLs comparisons published in the SSDL Newsletter No. 69 (IAEA, 2019), most SSDLs' results are within the IAEA acceptable criteria and demonstrate quality calibration services by SSDLs.

It should be noted that traceability of measurements is also required in other fields, such as radiation protection, therapeutic nuclear medicine and diagnostic imaging (nuclear medicine and X-Ray diagnostic radiology) and high-dose dosimetry used in food or blood irradiation. The need for traceability in measurements in all these fields should not be interpreted as a requirement for the accuracy level that is used in radiotherapy. Instead, it means that radiation measurements conducted in these other fields have to be linked to the SI System through an unbroken metrology chain. It is only under these conditions that comparisons for radiation measurements made with different instruments and under different conditions are meaningful.

## **E. Evolution and trends of the SSDL Network**

As technology and science advances, all laboratories will have to accommodate the changes and adapt their equipment and workflow. It is a fact that the evolution of artificial intelligence (AI), coupled with advances in digitalization, automation of routine measurement, robotic instrument positioning and remote access technology will shape tomorrow's work of many laboratories, including SSDLs. Maybe, the SSDL of tomorrow will evolve to become a fully automatized and remotely-accessible laboratory with an integrated and AI-driven QMS. SSDLs should be prepared to gradually integrate new developments, while ensuring quality laboratory results. It is important that any new developments or work process modification is

fully tested and validated before it is integrated in routine laboratory work. In addition, staff training should be part of the integration of any new development in the SSDL.

In the meantime, the scope of the SSDL work is expected to increase to fully cover the needs of traceability of radiation measurements in all fields. In addition to calibrations, SSDLs with the adequate infrastructure are also expected to increase and expand their external dosimetry audits to include brachytherapy, nuclear medicine and X-ray diagnostic radiology. These dosimetry audits can be conducted with ionization chambers or other passive dosimeters such as OSLs or TLDs. SSDLs have also the potential to become a national hub for the development and harmonization of radiation dosimetry throughout the country. SSDLs should join efforts with other professional societies (such medical physicists and radiation protection officers) to jointly work on the adoption of international codes of practices such as the IAEA TRS-398 or TRS-469, ICRU and ISO recommendations such as ISO 4037:2019 (2019). It is the only way to ensure traceability of all radiation measurements as well as harmonization of radiation dosimetry practice in the country. This harmonization will for example, certainly contribute to quality clinical trials among hospitals and strengthen the radiation protection system in the country. Accreditation of SSDLs will continue to be needed to fully respond to increasingly more stringent regulatory requirements as well as to the needs of quality and transparency in the laboratory work.

It is the opinion of the author that international support to the Network will also gradually shift from direct support to the establishment of the SSDL infrastructure to the reinforcement of harmonization of work in the Network. A Fully integrated SSDL Network platform with member access that includes all relevant scientific and technical information will promote exchange of information on calibration and dosimetry issues among SSDLs and facilitate online training and provision of remote expert advice. The existing IAEA DOLNET (IAEA) is a first step towards the establishment of such an integrated SSDL platform.

## **F. Conclusion**

The SSDL Network was established in the early sixties as an internationally coordinated action in response to identified gaps in external beam radiotherapy dosimetry. It has later expanded its calibration services in response to the need for traceability of measurements in other areas, such as radiation protection and recently, in X ray diagnostic radiology and brachytherapy. The SSDL Network has helped raise awareness on the need for traceability and standardization in radiation dosimetry among health authorities and professionals, and provided a framework for sharing information and improving calibration and auditing services for the benefits of patients and radiation-exposed workers in many countries. The results achieved so far have had a very positive impact on the dosimetry in radiotherapy and contributed to improved patient treatment. Although some progress has been achieved in the last 10 years in the standardization of dosimetry in X ray diagnostic radiology, the

continuous lack of clinical medical physicists with dosimetry expertise in many radiology and nuclear medicine departments, especially in low- and middle- income countries remains the main obstacle for the implementation of appropriate dosimetry protocols. In addition, in many LMI countries, access to traceable calibrations in these fields remain a challenge.

## ACKNOWLEDGMENTS

The author would like to thank Ms Debbie van der Merwe (Head of the Dosimetry and Medical Radiation Physics Section, IAEA) and Ms Msimang Zakithi (SSDL Officer, IAEA) for their critical reviews and comments on this Chapter.

## REFERENCES

- INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, General requirements for the competence of calibration and testing laboratories, ISO/IEC GUIDE 25:1990.
- BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES, International equivalence of measurements: the CIPM MRA, [www.bipm.org/en/cipm-mra/](http://www.bipm.org/en/cipm-mra/), 1999.
- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, The SSDL Story, IAEA SDL Newsletter No. 42, 2000.
- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 50 years of the IAEA/WHO audits, SSDL Newsletter special issue No 70, June 2019.
- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Manual of Dosimetry in Radiotherapy, Technical Report Series No. 110, 1970.
- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, DOLNET website (accessed 24 February 2022), <https://ssdl.iaea.org/Home/AboutDOLNET>.
- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, SSDL Newsletter No. 73, 2021. MEGHZIFENE, A, FOLLOWILL D, DEWARAJA Y K, ALLISY P J, KESSLER C AND VAN DER MERWE D, International Symposium on Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS 2019): Highlights of an IAEA Meeting, MEDICAL PHYSICS INTERNATIONAL Journal, vol.7, No.1, 2019.
- BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES, Appendix C of the CIPM MRA, <https://kcdb.bipm.org/AppendixC/default.asp> (accessed 25 February 2022).
- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Calibration of Reference Dosimeters for External Beam Radiotherapy. TRS 469, 2009.
- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Measurement Uncertainty: A Practical Guide for Secondary Standards Dosimetry Laboratories, TECDOC 1585, 2008.
- INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, General Requirements for the Competence of Testing and Calibration Laboratories, ISO/IEC 17025:2017, 2017.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water, TRS 398, 2000.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination, TRS 483, 2017.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, TRS 457, 2007.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, SSDL Network Charter, 2<sup>nd</sup> edition, 2018.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, Radiological protection — X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy, ISO 4037-1:2019.

## KEY PAPER: REMAINING ISSUES IS THE FIELD OF RADIATION METROLOGY

**Malcom Ewen**

### 1. INTRODUCTION

At the Sorbonne in Paris in 1900, during the International Congress of Mathematicians, David Hilbert gave a lecture that has gone down in history, as he outlined 10 of the most important unsolved problems in the field of mathematics Hilbert (1902). It may have been the date – the beginning of a new century – or the stature of the presenter, but Hilbert’s collection immediately sparked intense mathematical research, which has continued to the present day. In fact, only 8 of the 23 problems (he subsequently expanded the list from his lecture) are considered resolved<sup>1</sup>.

The aim of this chapter is to provide no more than a faint echo of that lecture, as I outline some of the unsolved challenges in radiation dosimetry. This list will likely not capture the imagination of the world – I am afraid that there is no equivalent of the Riemann Hypothesis here – but I am hoping it will capture the imagination of the next generation of medical physicists, inspiring them to take the field far beyond what we are doing today. I do not claim to have some unique perspective, so, as with

any list of this kind, many readers will likely disagree with my selection. However, I do believe that addressing each of these, even partially, will have a very positive impact on the measurement of absorbed dose in many applications of ionizing radiation, not just radiation therapy.

The final challenge, if successful, would effectively find the “cure” for radiation dosimetry and truly signal a new era.

In the context of grand challenges, whether it is Hilbert’s mathematical problems, or the pursuit of answers to the big questions at each end of the energy and length scales, the applied sciences tend to be viewed as easier. “Pure science” is the real deal, applied science is taking what is already known, and is therefore more engineering and technology development than science. But when we talk about medical physics, this is science applied to human beings, and if there is one thing that is very challenging and not at all easy, it is humanity!

When constructing a list of remaining challenges, there is tendency to be biased towards the high-tech, the new, the expensive, since we assume that anything already achievable must have been achieved. But cancer treatment, a

<sup>1</sup> [https://en.wikipedia.org/wiki/Hilbert%27s\\_problems](https://en.wikipedia.org/wiki/Hilbert%27s_problems)

developed-world issue for the latter half of the 20th Century, is increasingly an issue for low and middle-income countries Whelan (2003). There is therefore a real equity challenge in radiation therapy: how do we create affordable but excellent treatments that are close to state-of-the-art? Radiation therapy remains one of the most cost-effective means of treating many cancers, but it is still expensive and requires significant infrastructure and a large team of skilled professionals to deliver it reliably and consistently Van Dyk, (2003). Affordability is not generally a focus for physicists, but it is a moral imperative that we should not ignore Levin and Tatsuzaki, (2003). Accurate radiation dosimetry needs to be universal and, as far as possible, accuracy should not be directly correlated with financial outlay.

Challenges may not be new at all, involving no new radiation modality or deep learning algorithm. The biggest challenges facing radiation therapy and radiation dosimetry may actually be the unlearning of traditions that have never been questioned. Seeing these, however, can be very difficult, especially for those working within the space every day: you rarely notice underlying assumptions that may be far from optimal because they are part of the fabric of the whole structure.

For example, Rock Mackie and his team are asking the question of why we continue to lay patients down flat on a couch<sup>2</sup>; why do we make the patient fit the apparatus? Rahim et al, (2020) Other researchers, including those at McGill University, are asking how outcomes are affected when patients play a more active role in their treatment Kildea et al, (2019; Dendere et al, (2019), rather than being moved through what can be an impersonal diagnose, plan, treat, review process. These examples don't implicate radiation dosimetry directly, but it is worth considering whether inefficiencies are being perpetuated because of entrenched, but now outdated, practices.

A major challenge, and possibly one reason for this book, is not about the theory or practice of radiation dosimetry and is therefore not included in the list below. But it is an issue that must be raised, as rapid action is needed: it is essential that expertise in radiation dosimetry is maintained in radiation therapy clinics. Increased automation of workflow, machine learning and AI, "black-box" radiation detectors, and detailed procedural guidance documents for every possible process mean that the need for a detailed understanding of radiation dosimetry, and the insight that comes from that, is not viewed as a priority. There is a real danger that medical physicists will become data scientists and/or quality system experts. In an increasingly digital world there are reasons to move in that direction, but having local expertise in radiation dosimetry that can be applied to new problems is the model for growth in this field over the last half-century and shouldn't be discarded without due thought.

In the discussion below there is a focus on radiation therapy delivered using linear accelerators. This is not to say that the dosimetry of kV x-ray units, brachytherapy sources,

---

2 <https://physicsworld.com/a/upright-treatment-could-increase-patient-comfort-reduce-proton-therapy-costs/>

or proton/light ion facilities is not important, it is merely a reflection that the primary discourse is currently around linac-based dose delivery. The evolution of the business model for radiation therapy delivery has resulted in this focus (and a visit to any exhibition linked to a medical physics conference would confirm this) but as questions of equity are increasingly being asked in every arena, simpler and more affordable systems demand attention.

Unless explicitly specified below, the reader should interpret that the challenges apply to all radiation sources. In fact, one could view the “zeroth” challenge in radiation dosimetry as being the activity to align standards and procedures for all modalities so that we have the same methods using similar detectors yielding the same uncertainty.

## 2. ABSOLUTE DOSE MEASUREMENT AT THE POINT OF USE

The history of ionizing radiation measurement is primarily one of secondary detectors; think of the flashes on a zinc-sulphide screen that Rutherford used to detect alpha particles Rutherford, (1904, 1911) or gold leaf electrosopes registering ionization of air. However, dosimetry is the measurement of absorbed dose, energy imparted per unit mass, so this quantity is what is required. Unfortunately, measuring the energy delivered in a typical radiation therapy fraction (~2-15 Gy) in a clinical environment is a significant challenge, and so the calibration chain has evolved. Absolute, primary measurements are restricted to National Metrological Institutes (NMIs) or other specialized laboratories and secondary detectors measuring some other quantity (ionization in air, chemical change, optical absorption) are calibrated against these standards and then used in “real-life” situations (IAEA, 2001). Although the calibration process is well-designed and the additional uncertainty introduced with each additional step is generally small Seuntjens and McEwen, (2009), there are clear limitations to the ultimate accuracy of this approach. The radiation beams at calibration laboratory and user site may not be matched, requiring at best an interpolation of calibration data and at worst a correction for the detector’s sensitivity to beam quality. The transport of artifacts presents a real risk of damage, or at least the inconvenience of shipping delays, and additional QA procedures are required to confirm that the transport process has not impacted the integrity of the instrument.

Perhaps most obvious is the lack of certain radiation modalities at calibration laboratories leaving users having to look outside their country for a calibration or relying on theoretical conversion factors. The latter is the reality for almost all proton and light ion facilities currently and is the default for any new delivery technology – Co-60 HDR, electronic brachytherapy – as calibration laboratory facilities always lag clinical deployment.

What is really required by any user is to directly measure the quantity of interest at the point of application. This concept is not limited to radiation therapy, or even ionizing radiation metrology. The redefinition of the International System of units (SI) in 2019, resulting in all

base units being defined in terms of fundamental constants rather than artifacts Stock et al, (2019), led the National Institute of Standards and Technology in the US to announce its “NIST on a chip” initiative whereby units could be realized anywhere they are needed, not just at NMIs. This initiative is at an early stage but the international metrology community is looking at how such a disruptive change would impact accuracy, equivalence and confidence in measurement. If it can be done for the kilogram or the second, then it is something that can be considered for the gray.

Absorbed dose is defined as  $D = \Delta E / \Delta m$ , a macroscopic quantity that can be realized with a calorimeter, where the basic equation becomes  $D = c \Delta T$ . “All” you need to measure absorbed dose absolutely is to know the specific heat capacity of the material and then measure the radiation-induced temperature rise. The quotation marks around “All” indicate that there is a lot more to obtaining an accurate and reliable measurement (and the main reason for the limiting of calorimeters to specialized laboratories), but the principle is indeed simple. So, what is required for a practical clinical calorimeter, a system that can achieve an accuracy better than current secondary detector measurements?

Calorimeters have been operated in National Metrological Institutes (NMIs) since the 1970s – the graphite calorimeter developed at the NIST (Domen and Lamperti, 1974) can be viewed as the starting point. However, they were, and remain to this day, complex devices if one wishes to measure the dose in a standard radiation therapy beam. A dose of 2 Gy will raise the temperature of water by approximately 0,5 mK, and graphite (a commonly-used water substitute) by approximately 3 mK. Measuring such a small temperature rise requires excellent temperature control, to provide a stable background, and a high-sensitivity detector. McEwen (2009) provides an overview of this challenge and the solutions implemented by different NMIs and Renaud et al (2020) provide a very recent review of calorimetry for radiation therapy. Although calorimeter designs from NMIs have been operated in clinical settings e.g., see (Sarfehnia et al, (2010); De Prez et al, (2019), it is not straightforward. More recently, Renaud et al (2018) have developed a probe-type calorimeter with the specified endpoint being a device that could be routinely used in clinical beams, as easily as an ion chamber. Indeed, it has the dimensions of an ion chamber, but remains a complex device to operate, and routine use seems some way away.

Flattening-filter-free (FFF) linear accelerators offer significantly higher doserates than conventional linacs, and this simplifies the measurement challenge for clinical calorimetry: the shorter the irradiation time, the easier it is to determine the radiation-induced temperature rise. De Prez et al (2003) has demonstrated that a single high-precision digital multimeter (DMM) can provide sufficient sensitivity and the higher doserate also reduce the need for complex temperature control, resulting in a much simpler control/acquisition concept. Ultra-high-doserate (UHD) beams being investigated for “FLASH” radiation therapy further

simplify the measurement problem and Borgouin et al (2020) recently demonstrated the use of a very simple calorimeter design for the dosimetry of such beams.

Although the challenge of determining the radiation-induced temperature rise is often viewed as the primary problem, one cannot ignore the issue of radiochemistry.

Calorimetry is based on the fundamental assumption that energy deposited is expressed as a temperature rise. However, any non-reversible radiochemical reaction breaks this proportionality and impacts the desirable extension of clinical calorimetry, where we move away from the quantity of dose to water and develop measurement devices that determine the absorbed dose that is required, whether this is tissue, bone, fat, etc. The difficulties in determining radiochemistry, or heat- defect, corrections is one reason why one only sees calorimeters constructed from elemental materials (graphite, aluminum) or a very well-studied material such as water Klassen and Ross, (1997). In the 1980s, a tissue equivalent calorimeter was developed (McDonald and Domen, 1986) but the ultimate problem with the device was the accurate determination of the heat defect, which was of the order of 4%. It would seem that absorbed dose to water will remain as the measurement quantity. Another extension to the concept of clinical calorimetry would be to shrink the measuring volume to what is biologically relevant. Calorimeters are macroscopic devices, often measuring the absorbed dose in volumes measured on the cm scale. There are significant thermodynamics challenges as one shrinks the measurement volume but, as several research groups have shown Kim et al, (2020); Côté et al, (2021), these are not insurmountable and mm-size devices appear to be possible.

New temperature sensors may be required to replace the thermistors that are currently used, but new photonic sensors are showing promise Bakaic et al, (2020; Dedyulin et al, (2020).

### **3. A UNIVERSAL SECONDARY DETECTOR FOR CLINICAL RADIATION DOSIMETRY**

Even if calorimeters find widespread adoption in radiation therapy centres, there will still be a requirement for secondary detectors. When considering such a detector for clinical dosimetry, the medical physicist is faced with a huge range of options, and it can be confusing as to which is the correct one for any specific situation.

There are ion chambers with different dimensions – some for reference dosimetry (output calibration), others for beam commissioning (depth-dose curves, beam profiles), smaller ones for small-field measurements, and parallel-plate designs for electron and proton beams. After that there are diodes of multiple designs, diamond detectors and plastic scintillators, 1-D and 2-D arrays of detectors, with different sensitivities and applications (modalities, dose levels, etc). Beyond this selection of real-time detectors there are various passive/integrating systems including radiochromic film, TLD, OSLD and alanine e.g., see Rogers and Cygler, (2009; Seco et al, (2014).

This wide variety of possibilities leads to two problems for the clinical medical physicist: i) increased possibility of confusion or errors, particularly when resources are limited, through the use of an unsuitable detector; ii) increased maintenance (calibration, QA) of a complete suite of detectors. A universal detector would go a long way to addressing these issues.

An ideal design:

- would balance requirements for users in different countries with different infrastructures.
- would primarily be a relative detector but with the capability for absolute calibration.
- would be usable in a range of experimental setups, including in a water phantom.
- would have an inherently high spatial resolution ( $< 1$  mm).
- would be a fast real-time system to enable accurate 4-D dose distributions.
- would allow time-integration to easily record the total dose delivered.

One could argue that a hybrid system of a single-point ion chamber combined with radiochromic film would provide all of these requirements, but the correct choice of ion chamber remains an issue and current film read-out protocols are time-consuming and require a significant delay after irradiation for chemical reactions to stabilize Méndez, (2015; Niroomand-Rad et al, (2020). In fact, an ion chamber array is perhaps the closest thing currently available to a universal detector, with the provisos that they are expensive, can be challenging to calibrate as a reference dosimeter, and don't provide the sub-mm spatial resolution required for accurate small-field 3-D Dosimetry Devic et al, (2010).

Is there an obvious candidate technology for development into a universal detector? 3-D printing would seem to be a profitable starting point – a technology that is exploding in regard to what is being constructed and on what scale. From micro-electronics to houses, there appears to be no limit to what is being envisioned. A group at Dalhousie University in Canada have had recent success with printing organic scintillator dosimeters Hupman et al, (2021), with extension to two and three dimensions appearing possible. One obvious advantage of organic scintillators is their water equivalence, so that any perturbation correction is minimized; when considering a massively-multiplexed detector, the question arises of what dose is actually being measured, and therefore low-Z materials are very attractive. Extensions beyond MV photon and electron beams require careful consideration of component materials, where atomic number can have a significant impact on response.

Scintillator panels, as used for imaging (e.g., EPIDs) could also be considered universal for linac-based dosimetry, given that they are fitted to almost all modern accelerators. However, the ability to accurately reconstruct dose at the reference point is still not fully demonstrated and is the focus of a number of research groups Van Uytven et al (2015); Miri et al, (2018); Renuad and Muir, (2022). Even so, this would appear to be a possible

avenue of exploration as it could provide a determination of the dose in the complete 3-D volume, integrated within the delivery system and without the need for extensive pre- and post-treatment QA Olaciregui-Ruiz et al, (2020).

Air-filled ionization chambers are well-understood but have a fundamental sensitivity problem due to the density of the detecting medium being a thousand times lower than water. This could be mitigated with improved charge/current sensing at the sub-fA level, and such technology is currently being investigated for nuclear medicine ion chambers<sup>3</sup>. If leakage and stray currents can be eliminated, or accurately corrected for, then mm-size ion chamber volumes would be feasible. Combined with improved multiplexing, courtesy of the telecommunications field, ion chamber detector arrays with tens of thousands of elements could be possible, although these are unlikely to be low-cost!

These possibilities are just given as examples to stimulate the reader, other technologies such as scintillating fibre arrays Beaulieu and Beddar, (2016, Kertzscher and Beddar, (2019) or optical interferometry Cavan and Meyer, (2014); Flores-Martinez et al, (2016) are also candidates that fulfil at least some of the requirements for a universal detector listed above.

#### 4. DIGITALIZATION OF DOSIMETRY

There are multiple initiatives in world metrology with a focus on digitalization. These include machine-readable digital calibration certificates Gadelrab and Abouhogail (2021), open science/open data approaches to democratize data, making it freely available Chalk et al, (2021; Brown et al, (2022), digital twinning of measurement devices Rasheed et al, (2020), and open-source hardware<sup>4</sup>. Clinical medical physics is already overwhelmingly digital, with many radiation therapy clinics fully paperless and the DICOM standard enabling the transfer of data between facilities. Dosimetry, however, has remained a very practical activity, often almost completely manual, as the physicist operates a stand-alone electrometer and records readings in a lab book. This points to one of the paradoxes in medical physics, where the rapid adoption of new technologies is often paired with very traditional (“old-fashioned”) procedures.

There have been some small developments, such as barcoded ionization chambers, networked electrometers and web-based worksheets, and these will certainly bring current dosimetry procedures more in line with other medical physics activities, but such things do not provide any new functionality and limited efficiency improvements. There is an opportunity to be more radical without the requirement for anything that is not currently available. I am referring to the use of fully-validated, accurate Monte Carlo simulations as an integral part of the absorbed dose determination.

3 <https://www.bipm.org/en/committees/cc/ccri/wg/ccem-ccri-tg-lcm>

4 <https://nrc.canada.ca/en/research-development/nanomi-worlds-first-open-source-transmission-electron-microscope>

The Monte-Carlo (MC) technique has been used in radiation dosimetry for more than three decades but the release of EGSnrc in 2000 Kawrakow, (2000) perhaps marks the start of the modern era of accurate dose calculations for arbitrary geometries. Predating this, and equally important for medical physics, was the development of codes such as BEAM (Rogers et al, 1995), which for the first time allowed the full simulation of the radiation head of a linear accelerator at a level of detail limited only by the information supplied by the manufacturer. Over the last two decades we have seen the transition from using the various MC systems to calculate small correction factors for complex experimental apparatuses to the end-to-end simulation of a complete process, for example, a complete depth-ionization curve measured using a specific ion chamber in a water phantom for a photon beam produced by a linear accelerator (Sempau et al, 2004; Wulff et al, 2008; Verhaegen and Seco, 2021).

The ultimate power of a Monte-Carlo radiation physics simulation is that, if one knows all the input parameters and the underlying algorithms have been suitably validated, then there is no need for the kind of absolute measurement that is currently carried out. In the scenario of determining the dose output of a linear accelerator, one would only need to know the electron energy and fluence incident on the x-ray target in the radiation head to calculate the absorbed dose at any point in any shaped field. For kV dosimetry one would similarly need the x-ray tube current and potential and tube geometry. This approach would provide enormous flexibility as well as increased efficiency and would, as a by-product, make Challenge #1 noted above completely redundant!

So what is needed to reach this idealized scenario? MC calculations involving linear accelerators already report the output as “quantity per incident electron”, so one of the constraints would be to measure that electron beam current. Although this is not something routinely done in clinical linear accelerators, it is can be accomplished through the use of either a Faraday Cup Brown and Tautfest, (1956); Godlove et al, (1967) or a toroidal detector Sutter, (1973); Dunn, (1979). The challenge there is more one of engineering, incorporating such an instrument into current designs of accelerator.

The other main constraint relates directly to the MC code, that is must be validated to achieve the desired level of accuracy, and this covers a number of things:

- a) correct key data used as inputs to the calculations (e.g., stopping and scattering powers, interaction coefficients, material compositions).
- b) correct algorithms, both fundamental interactions (e.g., Compton scattering, photoelectric effect) and methods to increase efficiencies (e.g., multiple step algorithms, particle splitting, cross-section enhancement Kawrakow, (2005); Sempau et al, (2011); Li et al, (2021).
- c) correct geometry realizations (i.e., allowing complex and arbitrary geometries, as well as dealing with the transport of particles across the boundaries between different components).

Progress has been made on all these in recent years, but there is still a need to further constrain the various Monte Carlo codes currently available (see list of websites in references) and improve their uncertainties. Computing power now means that Type A uncertainties of less than 0,05% are achievable in a reasonable timeframe, but researchers still report Type B uncertainties (mainly related to key data) at the 0,5% level, ten times greater Muir et al, (2011); Mainegra-Hing and Muir, (2018); Andreo et al, (2020). In terms of a challenge, there are therefore opportunities to improve the determination of key data across all beam modalities, especially high-energy photon and electron beams, and proton and light-ion beams, and this is an activity beyond the medical physics community, bringing in researchers from other fields of physics, both theoretical and experimental.

ICRU Report 90 ICRU, (2016) has provided an excellent status report on key data values and their uncertainties and would be the basis for any new activity. There is also a need to bring the developers of the different codes together to ensure that consensus data sets are used wherever possible. The series of International Conferences on Monte Carlo Techniques for Medical Applications (MCMA) have been very important in fostering a collaboration (e.g., <https://mcma2022.com>).

In addition, accurate benchmarking experiments are required to test the various codes and provide reference data sets for developers and user to demonstrate the performance of their systems. There have been a number of such investigations reported in the literature Faddegon et al, (1990); Sempau et al, (2003); Ross et al, (2008) covering electron scattering, bremsstrahlung production, attenuation coefficients, but there is no collated set of consensus data currently available as an approved database. Comparisons between codes are useful to demonstrate equivalence Sterpin et al, (2013); Archambault and Mainegra-Hing, (2015), Arce et al, (2021) but the objective testing of each code is a preferable approach.

As noted above, any validation must be at the desired level of accuracy. Without going too in-depth, one can provide estimate standard uncertainties as follows: absolute dose measurement in a calibration geometry (i.e., a primary or secondary calibration laboratory): 0,25%; dose measurement for clinical reference dosimetry: < 1%; relative dosimetry in a simple geometry (e.g., depth- dose curve or beam profile): 0,2%; relative dosimetry in an arbitrary geometry: <1%. These values appear to be within reach, at least for more common beam modalities.

## 5. TRANSITION FROM EXTERNAL BEAM TO MOLECULAR RADIOTHERAPY AS THE PREFERRED TREATMENT DELIVERY

This challenge is a little more speculative than the previous three, but is, I believe, a real opportunity to effect significant change in cancer treatment. External beam radiation therapy, from its inception, has the fundamental flaw that healthy tissue is always irradiated along with the tumour.

Much of the development of treatment delivery over recent decades has focussed on reducing the dose delivered to healthy tissue Yorke et al, (2008). Reduced side-effects and improved quality of life for patients are real gains, but at the same time these extensive efforts can be viewed as a huge waste of time and resources when more direct methods for delivering dose to the tumour are available.

Brachytherapy is as old as external beam therapy, but has not had a similar level of development, in terms of sophisticated delivery or treatment planning. Since the development of the remote afterloader Glasgow et al, (1993); Aronowitz, (2015) to allow the use of high-activity sources and reduce the dose to therapists and family members, there have been few major advances. New isotopes have been proposed e.g., Fairchild et al, (1987); Granero et al, (2006); Enger et al, (2012) and real-time dosimetry is possible (Therriault-Proulx et al, (2011); Kertzschner et al, (2011) but this is not on the scale of linac-based delivery.

More recently, the concept of molecular radiation therapy has been proposed, either as a quantitative extension of therapeutic nuclear medicine or a reduction of source size in brachytherapy and multiple approaches have been, or are in the process of being, developed. Targeted Alpha Therapy Allen et al, (2004, Morgenstern et al, (2018) for skin cancers was one of the first, and alpha-emitting isotopes remain a main focus with Ra-223 a recent success story for the treatment of prostate cancer Kleutz et al, (2014); Y-90-coated micro-spheres are used for radio-embolization Salem and Huner, (2006). The big advantage of these injected treatments is the potential ability, through careful design, to target not just the tumour but only the active cancer cells without the tumour mass, the big disadvantage is one only knows where the radiation emitters are concentrated within the body after treatment. Imaging, physical and biological kinematics and accurate determination of the injected activity are all required, but for the discussion here, what is lacking is state-of-the-art dosimetry infrastructure equivalent to that for external beam radiation therapy.

This issue has been recognized at the international level and the Consultative Committee on Ionizing Radiation (CCRI) is leading an activity to bring together radiation metrologists, medical physicists and clinicians to develop best practice guidance and provide a forum for interested parties<sup>5</sup>. It is not clear at this time what dosimetry will actually look like, so it is not possible to give clear suggestions, although the National Physical Laboratory in the UK has announced the first primary standard for molecular radiotherapy Billas et al, (2016).

<sup>5</sup> <https://www.bipm.org/en/committees/cc/ccri/wg/ccri-rtwg>

However, Challenge #3 would appear to be very relevant, in that an accurate Monte Carlo model should give the local absorbed dose if the total activity and distribution of the activity is known Bertolet et al, (2021). Implantable dosimeters have been demonstrated Scarantino et al, (2004) but would likely need to be further developed and miniaturised to be accurate enough for molecular radiotherapy. Quantitative imaging, where the output is not relative intensity but absolute activity within a region of interest, is essential. In this context, pairs of isotopes, where one is detectable outside the body (e.g., through gamma-emission) and the other only deposits energy locally (e.g., alpha or beta emitter) are of particular interest. These can be pairs of the same element, or different isotopes with similar chemistry Müller et al, (2012); Bailey et al, (2021).

## **6. ELIMINATE THE ANALOGUE AND MEASURE THE EFFECT OF RADIATION INTERACTIONS IN THE ACTUAL MATERIAL OF INTEREST**

This is the ultimate, existential, challenge, the end of radiation dosimetry as it is currently practiced and its replacement by another measurement that provides what is really needed. Absorbed dose (energy) has always been an analogue for what is really of interest – the physical, chemical or biological change in what is being irradiated. Currently, radiation metrologists work on standards to realize absorbed dose in very reproducible geometries, medical physicists apply these standards to systems delivering radiation to patients, and radiobiologists attempt to link absorbed dose with biological effect.

Oncologists then use a collection of knowledge to make a diagnosis and construct a treatment. Objectively, there are too many steps and a conceptually- simple alternative is to measure biological effect directly. What is required is a real- time, or something close to a real-time, measure of effects - cell death (or sparing) and cell disruption (mutation). There has been some progress on this, with improvements in cellular dosimetry Wang et al, (2019) and, perhaps more directly relevant, the development of DNA-like dosimeters Wood et al, (2012); Obeidat et al, (2019). These findings indicate that something much closer to biological effect can be successfully measured, but from a metrology perspective there is the question of what is the quantity being measured? Is it a quantity that can be standardized and transferred from one situation to another? Or is this part of the wider paradigm shift of moving to patient-specific treatments where each person is viewed as single case, rather than part of a population? Specific to the “simple” challenge of detector development, significant work is required to demonstrate accuracy, reproducibility and applicability. Beyond that, even more work would be required to dismantle the current established metrology structure. If one is looking for a “grand” challenge then this is one!

## 7. CONCLUSION

Five challenges have been outlined that, if completed, would improve clinical radiation dosimetry. As with any such activity, there will be supplementary benefits beyond the specific targets in each of the challenges, I have not attempted to outline these positive side-effects but improvements in detector design and operation (Challenges #1 & #2), and better Monte Carlo radiation transport codes (Challenge #3) will only improve the whole of medical physics. The topic of AI (and associated machine-learning/deep-learning techniques) was deliberately not considered as it is not clear how it will improve radiation dosimetry and there is much uncertainty in how it should be used in medical physics Diaz et al, (2021). This author did not feel competent enough to outline a challenge related to AI, although it is essential that medical physics engage both scientifically and ethically with the concepts.

As noted in the introduction, these five challenges are not the only ones that need to be addressed, nor may they be the five most important ones. If this discussion only results in the reader rejecting them for a different challenge, then it has served a purpose. This review shows that radiation dosimetry is not at the end of the road, and that there is valuable research yet to be done that will improve the delivery of radiation therapy worldwide.

## ACKNOWLEDGEMENTS

I'd like to thank Professor Carlos Eduardo de Almeida, a friend and esteemed colleague, for giving me the opportunity to look at radiation dosimetry in a way I would not have done, if left to my own devices. The idea for the chapter was his, but the content, and any errors therein, are mine. Also, for such a subject, the references are by no means comprehensive but are given as starting points for the reader.

## REFERENCES

HILBERT, D. "Mathematical Problems". Bulletin of the American Mathematical Society. 8 (10):437–479 (1902). DOI:10.1090/S0002-9904-1902-00923-3.

WHELAN, S. L. Cancer Epidemiology in Developing Countries, in Proceedings of an International Symposium on Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry, Vienna, 2002, Vienna: IAEA (2003).

VAN DYK, J. Megavoltage Radiation Therapy: Meeting the Technological Needs, in Proceedings of an International Symposium on Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry, Vienna, 2002, Vienna: IAEA (2003).

LEVIN, C. V.; TATSUZAKI, H. Issues of Health Economics in the Practice of Radiotherapy in Developing Countries, in Proceedings of an International Symposium on Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry, Vienna, 2002, Vienna: IAEA (2003).

RAHIM, S.; KORTE, J.; HARDCASTLE, N. et al. Upright Radiation Therapy - A Historical Reflection and Opportunities for Future Applications, *Front. Oncol.*; (2020) <https://doi.org/10.3389/fonc.2020.00213>.

KILDEA, J.; BATTISTA, J.; CABRAL, B. et al. Design and Development of a Person-Centered Patient Portal Using Participatory Stakeholder Co-Design, *J Med Internet Res.* 21(2): e11371 (2019). doi: 10.2196/11371.

DENDERE, R.; SLADE, C.; BURTON-JONES A. et al. Patient Portals Facilitating Engagement With Inpatient Electronic Medical Records: A Systematic Review, *J Med Internet Res.* 11;21(4):e12779 (2019); DOI: 10.2196/12779.

RUTHERFORD, E. The scattering of  $\alpha$  and  $\beta$  particles by matter and the structure of the atom, *The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science*, 21:125, 669-688, (1911); DOI: 10.1080/1478644050863708.

RUTHERFORD, E. "Radio-activity", Cambridge: Univ. Press, (1904), pp. 70-72.

International Atomic Energy Agency (IAEA), Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, IAEA Technical Reports Series No. 398, Vienna: IAEA (2001).

SEUNTJENS, J. and MCEWEN, M. The Calibration Chain: Role of BIPM, PSDs and ADCLs, in *Clinical Dosimetry Measurements in Radiotherapy (AAPM 2009 Summer School)*, Medical Physics Publishing, Wisconsin (2009).

STOCK, M.; DAVIS, R.; DE MIRANDÉS et al. The revision of the SI - the result of three decades of progress in metrology, *Metrologia* 56 022001 (2019); <https://doi.org/10.1088/1681-7575/ab0013>.

DOMEN, S. R. and LAMPERTI, P. J. A Heat-Loss-Compensated Calorimeter: Theory, Design, and Performance, *J Res Natl Bur Stand A Phys Chem.* 78A(5): 595-610 (1974); DOI: 10.6028/jres.078A.037.

MCEWEN, M. Primary standards for photon and electron beam dosimetry, in *Clinical Dosimetry Measurements in Radiotherapy (AAPM 2009 Summer School)*, Medical Physics Publishing, Wisconsin (2009).

RENAUD J.; PALMANS H.; SARFEHNIA A. et al. Absorbed dose calorimetry, *Phys. Med. Biol.* 65(2020) 05TR02 (2020); <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab4f29>.

SARFEHNIA, A.; KAWRAKOW, I. and SEUNTJENS, J., Direct measurement of absorbed dose to water in HDR brachytherapy: Water calorimetry, ionization chamber, Gafchromic film, and TG-43. *Med. Phys.*, 37: 1924-1932 (2010); <https://doi.org/10.1118/1.3352685>.

DE PREZ, L.; DE POOTER, J.; JANSEN, B. et al. Commissioning of a water calorimeter as a primary standard for absorbed dose to water in magnetic fields, *Phys. Med. Biol.* 64 035013, (2019); <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aaf975>.

RENAUD, J.; SARFEHNIA, A.; BANCHERI, J. et al. Aerrow: A probe-format graphite calorimeter for absolute dosimetry of high-energy photon beams in the clinical environment. *Med. Phys.*, 45:414-428 (2018); <https://doi.org/10.1002/mp.12669>.

DE PREZ, L. A.; PIEKSMA, M. W. H.; VAN DIJK, E. et al. A Novel Signal Processing Method For The Nmi Water Calorimeter, *Proceedings of AbsDos2003: Workshop on Recent Advances in Absorbed Dose Standards*, Melbourne: ARPANSA (2003); <https://www.yumpu.com/en/document/read/7261496/absdos-2003-program-book-arpansa>.

BOURGOUIN, A.; SCHÜLLER, A.; HACKEL, T. et al. Calorimeter for Real-Time Dosimetry of Pulsed Ultra-High Dose Rate Electron Beams, *Frontiers in Physics* 8 (2020); <https://doi.org/10.3389/fphy.2020.567340>.

KLASSEN, N. V.; ROSS, C. K. "Water calorimetry: The heat defect." J Res Natl Inst Stand Technol 102:63–74 (1997).

MCDONALD, J. C. Domen S R, A-150 plastic radiometric calorimeter for charged particles and other radiations, Nucl. Inst. and Methods A 252, Pages 35-40 (1986).

KIM, J. et al. Microfluidic Chip Calorimeter for Small-Field Radiation Dosimetry, in IEEE Sensors Journal, 20, pp. 5165-5175, (2020); DOI: 10.1109/JSEN.2020.2968189.

CÔTÉ, B.; KESZTI, F.; BANCHERI, J. et al. Feasibility of operating a millimeter-scale graphite calorimeter for absolute dosimetry of small-field photon beams in the clinic. Med Phys. 48: 7476– 7492 2021; <https://doi.org/10.1002/mp.15244>.

BAKAIC, M.; HANNA, M.; HNATOVSKY, C. et al. Fiber-Optic Bragg Gratings for Temperature and Pressure Measurements in Isotope Production Targets for Nuclear. Medicine Appl. Sci. 10, 4610 (2020); DOI:10.3390/app10134610.

DEDYULIN, S.; TODD, A.; JANZ, S. et al. Packaging and precision testing of fiber-Bragg-grating and silicon ring-resonator thermometers: current status and challenges, Meas. Sci. Technol. 31 074002 (2020); <https://doi.org/10.1088/1361-6501/ab7611>.

Seco, J.; Clasié, B. and Partridge, M. Review on the characteristics of radiation detectors for dosimetry and imaging, Phys. Med. Biol. 59 R303–R347 (2014); <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/59/20/R303>.

Eds. ROGERS, D. W. O. and CYGLER, J. E., Clinical Dosimetry Measurements in Radiotherapy (AAPM 2009 Summer School), Medical Physics Publishing, Wisconsin (2009).

NIROOMAND-RAD, A.; CHIU-TSAO, S. T.; GRAMS, M. P. et al. M.F., Report of AAPM Task Group 235 Radiochromic Film Dosimetry: An Update to TG-55. Med. Phys., 47: 5986-6025 (2020); <https://doi.org/10.1002/mp.14497>.

I. MÉNDEZ. Model selection for radiochromic film Dosimetry, Phys. Med. Biol. 60 4089, (2015); <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/60/10/4089>.

DEVIC, S.; MCEWEN, M. R.; ORTON, C. G. Radiochromic film is superior to ion chamber arrays for IMRT quality assurance, Med. Phys. 37, (2010); DOI: 10.1118/1.3298377.

HUPMAN, M.A.; HILL, I.G.; SYME, A. Measuring small field profiles and output factors with a stemless plastic scintillator array. Med Phys.; (2021); <https://doi.org/10.1002/mp.15357>.

VAN UYTVEN, E.; VAN BEEK, T.; MCCOWAN, P. M. et al. Validation of a method for in vivo 3D dose reconstruction for IMRT and VMAT treatments using on-treatment EPID images and a model-based forward-calculation algorithm. Med. Phys., 42: 6945-6954 (2015); <https://doi.org/10.1118/1.4935199>.

MIRI, N.; LEGGE, K.; COLYVAS, K. et al. A remote EPID-based dosimetric TPS-planned audit of centers for clinical trials: outcomes and analysis of contributing factors. Radiat Oncol 13, 178 (2018); <https://doi.org/10.1186/s13014-018-1125-8>.

RENAUD, J. and MUIR, B., Assessing the accuracy of electronic portal imaging device (EPID)- based dosimetry: II. Evaluation of a dosimetric uncertainty budget and development of a new film-in-EPID absorbed dose calibration methodology. Med. Phys. Accepted Author Manuscript. (2022); <https://doi.org/10.1002/mp.15425>.

OLACIREGUI-RUIZ, I.; BEDDAR, S.; GREER, P. et al. In vivo dosimetry in external beam photon radiotherapy: Requirements and future directions for research, development, and clinical practice, Physics and Imaging in Radiation Oncology, 15, Pages 108-116, (2020); <https://doi.org/10.1016/j.phro.2020.08.003>.

BEAULIEU, L., and BEDDAR, S. Review of plastic and liquid scintillation dosimetry for photon, electron, and proton therapy, *Phys. Med. Biol.* 61 R305–R343, (2016); <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/61/20/R305>.

KERTZSCHER, G. and BEDDAR, S. Inorganic scintillation detectors for <sup>192</sup>Ir brachytherapy, *Phys. Med. Biol.* 64 225018, (2019); <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab421f>.

CAVAN, A. and MEYER, J. Digital holographic interferometry: A novel optical calorimetry technique for radiation dosimetry. *Med. Phys.*, 41: 022102 (2014); <https://doi.org/10.1118/1.4861822>.

FLORES-MARTINEZ, E.; MALIN, M. J. and DEWERD, L. A Development and characterization of an interferometer for calorimeter-based absorbed dose to water measurements in a medical linear accelerator, *Rev. Sci. Instrum.* 87, 114301 (2016); <https://doi.org/10.1063/1.4967490>.

GADELRAH, M. S.; ABOUHOGAIL, R. A. Towards a new generation of digital calibration certificate: Analysis and survey, *Measurement* 181, 109611 (2021); <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2021.109611>.

CHALK, S. J.; COPPA, D. N.; FLAMENCO, F. et al. International development of the SI in FAIR digital data, *Measurement: Sensors*, 18, 100293 (2021); <https://doi.org/10.1016/j.measen.2021.100293>.

BROWN, R. J. C.; JANSSEN, J.-T.; WRIGHT, L. Why a digital framework for the SI? *Measurement* 187, 110309 (2022); <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2021.110309>.

RASHEED, A.; SAN, O. and KVAMSDAL, T. Digital Twin: Values, Challenges and Enablers from a Modeling Perspective, *IEEE Access* 8 (2020); <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.2970143>.

KAWRAKOW, I. Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version. *Med. Phys.*, 27: 485-498 (2000); <https://doi.org/10.1118/1.598917>.

ROGERS, D.W.O.; FADDEGON, B.A.; DING, G.X. et al. BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med. Phys.*, 22: 503-524 (1995); <https://doi.org/10.1118/1.597552>.

WULFF, J.; ZINK, K. and KAWRAKOW, I. Efficiency improvements for ion chamber calculations in high energy photon beams. *Med. Phys.*, 35: 1328-1336 (2008); <https://doi.org/10.1118/1.2874554>.

SEMPAU, J.; ANDREO, P.; ALDANA, J.; MAZURIER, J. and SALVAT, F. Electron beam quality correction factors for plane-parallel ionization chambers: Monte Carlo calculations using the PENELOPE system, *Phys. Med. Biol.* 49 4427–4444 (2004); PII: S0031-9155(04)80677-8.

Eds. VERHAEGEN, F.; SECO, J.; MONTE CARLO. *Techniques in Radiation Therapy: Introduction, Source Modelling and Patient Dose Calculations*, Boca Raton: CRC Press, (2021); <https://doi.org/10.1201/9781003211846>.

BROWN, K. L. and TAUTFEST, G. W. Faraday-Cup Monitors for High-Energy Electron Beams, *Rev. Sci. Instr.* 27, 696, (1956); <https://doi.org/10.1063/1.1715674>.

GODLOVE T. F.; TOMS, M. E.; JONES, D. W. et al. Faraday Cup and Secondary-Emission Monitor Calibration, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 14, pp. 215-216 (1967); DOI: 10.1109/TNS.1967.4324417.

SUTTER, D. F. A Wide Band Current Monitor Based on Pulsed Transformer Techniques, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 20, pp. 665-667 (1973); DOI: 10.1109/TNS.1973.4327211.

DUNN, P. C. Absolute beam charge measurements with toroid monitors: Experience at the Bates Linac, *Nucl. Instr. and Methods*, 165, Pages 163-167 (1979); [https://doi.org/10.1016/0029-554X\(79\)90266-0](https://doi.org/10.1016/0029-554X(79)90266-0).

KAWRAKOW, I. On the efficiency of photon beam treatment head simulations. *Med. Phys.*, 32:2320-2326 (2005); <https://doi.org/10.1118/1.1943808>.

SEMPAU, J.; BADAL, A. and BRUALLA, L. A PENELOPE-based system for the automated MonteCarlo simulation of clinacs and voxelized geometries – application to far-from-axis fields. *Med. Phys.*, 38: 5887-5895 (2011); <https://doi.org/10.1118/1.3643029>.

LI, Y.; DING, S.; WANG, B. et al. Extension and validation of a GPU-Monte Carlo dose engine gDPM for 1.5 T MR-LINAC online independent dose verification. *Med Phys*; 48: 6174-6183. (2021);<https://doi.org/10.1002/mp.15165>.

<https://nrc.canada.ca/en/research-development/products-services/software-applications/egsnrc-software-tool-model-radiation-transport> <https://geant4.web.cern.ch/>

[https://www.oecd-ilibrary.org/nuclear-energy/penelope-a-code-system-for-monte-carlo-simulation-of-electron-and-photon-transport\\_9d2cc3d5-en](https://www.oecd-ilibrary.org/nuclear-energy/penelope-a-code-system-for-monte-carlo-simulation-of-electron-and-photon-transport_9d2cc3d5-en)

<https://laws.lanl.gov/vhosts/mcnp.lanl.gov/index.shtml> <http://www.fluka.org/> <https://rcwww.kek.jp/research/egs/egs5.html>

MUIR, B. R.; MCEWEN, M. R. and ROGERS, D. W. O. Measured and Monte Carlo calculated kQ factors: Accuracy and comparison. *Med. Phys.*, 38: 4600-4609 (2011); <https://doi.org/10.1118/1.3600697>.

MAINEGRA-HING, E. and MUIR, B. R. On the impact of ICRU report 90 recommendations on kQ factors for high-energy photon beams. *Med. Phys.*, 45: 3904-3908 (2018); <https://doi.org/10.1002/mp.13027>

P. ANDREO; D. T. BURNS; R. P. KAPSCH et al. Determination of consensus kQ values for megavoltage photon beams for the update of IAEA TRS-398, *Phys. Med. Biol.* 65 095011, (2020);<https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab807b>.

The International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU, Key data for ionizing-radiation dosimetry: measurement standards and applications, ICRU Report 90. Technical Report. Oxford University Press, Bethesda, USA. (2016).

FADDEGON, B. A.; ROSS, C. K. and ROGERS, D. W. O. Forward-directed bremsstrahlung of 10- to 30-MeV electrons incident on thick targets of Al and Pb. *Med. Phys.*, 17: 773-785 (1990); <https://doi.org/10.1118/1.596560>.

Ross, C. K.; McEwen, M. R.; McDonald, A. F. et al. Measurement of multiple scattering of 13 and 20 MeV electrons by thin foils. *Med. Phys.*, 35: 4121-4131 (2008); <https://doi.org/10.1118/1.2968095>.

SEMPAU, J.; FERNANDEZ-VAREA, J. M.; ACOSTA, E. et al. Experimental benchmarks of the Monte Carlo code PENELOPE, *Nucl. Instr. and Methods B* 207 (2003); [https://doi.org/10.1016/S0168-583X\(03\)00453-1](https://doi.org/10.1016/S0168-583X(03)00453-1).

STERPIN, E.; SORRIAUX, J. and VYNCKIER, S. Extension of PENELOPE to protons: Simulation of nuclear reactions and benchmark with Geant4. *Med. Phys.*, 40 111705 (2013); <https://doi.org/10.1118/1.4823469>.

ARCHAMBAULT, J. P. and MAINEGRA-HING, E. Comparison between EGSnrc, Geant4, MCNP5 and Penelope for mono-energetic electron beams, *Phys. Med. Biol.* 60, 4951 (2015); <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/60/13/4951>.

ARCE, P.; BOLST, D.; BORDAGE, M.-C. et al. Report on G4-Med, a Geant4 benchmarking system for medical physics applications developed by the Geant4 Medical Simulation Benchmarking Group. *Med. Phys.*, 48: 19-56 (2021); <https://doi.org/10.1002/mp.14226>.

FADDEGON, B. A.; ASAI, M.; PERL, J. et al. Benchmarking of Monte Carlo simulation of bremsstrahlung from thick targets at radiotherapy energies. *Med. Phys.*, 35: 4308-4317 (2008); <https://doi.org/10.1118/1.2975150>.

- YORKE, E. D.; KEALL, P. and VERHAEGEN, F. Anniversary Paper: Role of medical physicists and the AAPM in improving geometric aspects of treatment accuracy and precision. *Med. Phys.*, 35: 828-839 (2008); <https://doi.org/10.1118/1.2836420>.
- GLASGOW, G. P.; BOURLAND, J. D.; GRIGSBY, P. W. et al. Remote Afterloading Technology, A report of Task Group 41; NY: AAPM, (1993); [https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt\\_41.pdf](https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_41.pdf)
- ARONOWITZ, J. N. Afterloading: The Technique That Rescued Brachytherapy, *Int J Radiation Oncol Biol Phys*, 92, pp. 479e487 (2015); <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijrobp.2015.02.014>.
- FAIRCHILD, R. G.; KALEF-EZRA, J. PACKER S. et al. Samarium-145: a new brachytherapy source, *Phys. Med. Biol.* 32 847; (1987)
- GRANERO, D.; PÉREZ-CALATAYUD, J.; BALLESTER, F. et al. Broad-beam transmission data for new brachytherapy sources, Tm-170 and Yb-169, *Rad. Prot. Dos.*, 118, pp 11–15 (2006); <https://doi.org/10.1093/rpd/nci322>.
- ENGER, S.A.; LUNDQVIST, H.; D'AMOURS. et al. Exploring  $^{57}\text{Co}$  as a new isotope for brachytherapy applications. *Med. Phys.*, 39: 2342-2345 (2012); <https://doi.org/10.1118/1.3700171>
- THERRIAULT-PROULX; F., BRIERE; T.M. et al. A phantom study of an in vivo dosimetry system using plastic scintillation detectors for real-time verification of  $^{192}\text{Ir}$  HDR brachytherapy. *Med. Phys.*, 38: 2542-2551 (2011); <https://doi.org/10.1118/1.3572229>
- KERTZSCHER, G.; ANDERSEN, C. E.; SIEBERT, F.-A. et al. Identifying afterloading PDR and HDR brachytherapy errors using real-time fiber-coupled  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  dosimetry and a novel statistical error decision criterion, *Radiotherapy and Oncology*, 100, Pages 456-462 (2011); <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2011.09.009>.
- ALLEN, B J; RAJA, C; RIZVI, S. et al. Targeted alpha therapy for cancer, *Phys. Med. Biol.* 49 3703–3712 (2004); PII: S0031-9155(04)77850-1
- MORGENSTERN, A.; APOSTOLIDIS, C.; KRATOCHWIL, C. et al. An Overview of Targeted Alpha Therapy with  $^{225}\text{Ac}$  and  $^{213}\text{Bi}$ , *Curr Radiopharm.* 11: 200–208 (2018); doi: 10.2174/1874471011666180502104524
- KLUETZ, P. G.; PIERCE, W.; MAHER, V. E. et al. Radium Ra 223 Dichloride Injection: U.S. Food and Drug Administration Drug Approval Summary, CCR-13-2665 (2014); DOI: 10.1158/1078-0432.
- SALEM, R.; HUNER, R. D. Yttrium-90 microspheres for the treatment of hepatocellular carcinoma: A review, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 66, Supplement, pp. S83–S88, (2006); <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2006.02.061>
- BILLAS; D. SHIPLEY; S GALER et al. Development of a primary standard for absorbed dose from unsealed radionuclide solutions, *Metrologia* 53 1259–1271 (2016); <http://dx.doi.org/10.1088/0026-1394/53/6/1259>
- BERTOLET, A.; WEHRENBURG-KLEE E; BOBIĆ M. et al. Pre- and post-treatment image-based dosimetry in  $^{90}\text{Y}$ -microsphere radioembolization using the TOPAS Monte Carlo toolkit, *Phys. Med. Biol.* 66, 244002 (2021)
- SCARANTINO, C.W.; RUSLANDER, D.M.; RINI, C.J. et al. An implantable radiation dosimeter for use in external beam radiation therapy. *Med. Phys.*, 31: 2658-2671 (2004); <https://doi.org/10.1118/1.1778809>
- MÜLLER, C.; ZHERNOSEKOV, K.; KÖSTER, U. et al. A Unique Matched Quadruplet of Terbium Radioisotopes for PET and SPECT and for  $\alpha$ - and  $\beta$ --Radionuclide Therapy: An In Vivo Proof-of- Concept Study with a New Receptor-Targeted Folate Derivative, *J. Nucl. Med.* 53 (12) 1951-1959 (2012); <https://doi.org/10.2967/jnumed.112.107540>

BAILEY, T.A.; MOCKO, V., SHIELD, K.M. et al. Developing the  $^{134}\text{Ce}$  and  $^{134}\text{La}$  pair as companion positron emission tomography diagnostic isotopes for  $^{225}\text{Ac}$  and  $^{227}\text{Th}$  radiotherapeutics. *Nat. Chem.* 13, 284–289 (2021); <https://doi.org/10.1038/s41557-020-00598-7>

WANG, Q.; RODRIGUES, M. A.; REPIN, M. et al. Automated Triage Radiation Biodosimetry: Integrating Imaging Flow Cytometry with High-Throughput Robotics to Perform the Cytokinesis-Block Micronucleus Assay. *Radiat Res* 191 342–351 (2019); doi: <https://doi.org/10.1667/RR15243.1>

WOOD, T.; LEWIS, B. J.; MCDERMOTT, K. et al. Use of a dual-labelled oligonucleotide as a DNA dose meter for radiological exposure detection, *Rad. Prot. Dos.*, 148, Pages 20–33 (2012); <https://doi.org/10.1093/rpd/ncq599>

OBEIDAT, M.; MCCONNELL, K.; BUI, B. et al. Optimizing the response, precision, and cost of a DNA double-strand break dosimeter, *Phys. Med. Biol.* 64 10NT02 (2019); <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab1ce8>

DIA, Z. O.; GUIDI, G.; IVASHCHENKO, O. et al. Artificial intelligence in the medical physics community: An international survey, *Physica Medica* 81 141–146 (2021); <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.11.037>

PRINCIPAIS CARACTERÍSTICAS  
DE UM SISTEMA DE MEDIÇÃO

Carlos Eduardo de Almeida

Frederico Gutt  
Colaborador

## 1. INTRODUÇÃO

Neste capítulo serão tratados especificamente os aspectos relacionados às câmaras de ionização, cabos, conectores, eletrômetros e sistema de varredura de feixes.

Os primeiros tipos de detectores desenvolvidos, até hoje empregados, baseiam-se nos efeitos diretos causados pela passagem de partículas carregadas em meios gasosos. Ao ser aplicado um campo elétrico no volume sensível da câmara os pares de íons de sinais distintos tendem a se separar e um deles ser direcionado para o coletor em geral o eletrodo.

Estes efeitos físicos governam a operação de quase todos os detectores a gás, os quais estão intimamente ligados aos parâmetros básicos de cada projeto, construção e sua utilização tais como câmaras de ionização, detectores proporcionais e Geiger-Müller.

## 2. LINEARIDADE

Por exemplo, a resposta linear de uma câmara é resultado da correlação entre a medição da grandeza de interesse (Kerma no ar ou Dose absorvida na água ambos com sua unidade em Gy) e sua exposição a um feixe de radiação com uma fluência de energia crescente cujo desvio em toda a faixa de medição não deve ser superior a 1%.

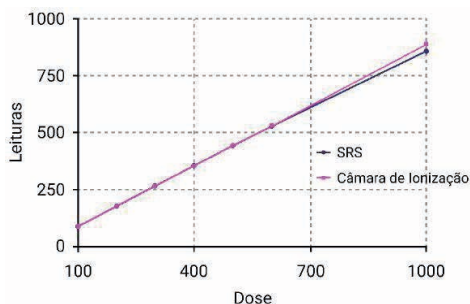


Figura 1 – Exemplo de uma curva de linearidade de resposta típica da medição da dose absorvida na água com uma câmara de ionização Pinpoint PTW 31014 e o Array PTW 1000 SRS onde se observa uma concordância 0,3% .

Fonte: Markovic et al (2014).

### 3. FATOR HASTE E SUA INFLUÊNCIA NA RESPOSTA DE UM DETECTOR TIPOCÂMARA DE IONIZAÇÃO.

Duas regiões de uma câmara de ionização devem ser consideradas como possíveis fontes de sinal adicional além daquele gerado no seu volume sensível:

- o corpo externo da câmara quando irradiado e
- a haste entre o volume sensível e o cabo.

Estes efeitos podem ser causado pela ionização adicional produzida na base da câmara perto do anel de guarda e ou no ar situado entre a câmara e sua estrutura metálica. Este fator foi determinado experimentalmente por Boutillon and Niatel (1973) adicionando uma haste falsa posicionada numa posição diametralmente oposta à haste real da câmara de ionização conforme mostrado na Figura 2.

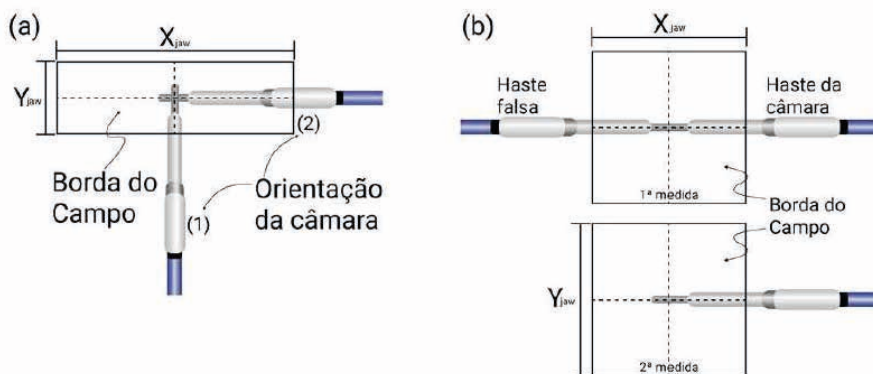


Figura 2 – Geometria usada para determinar o efeito haste nas duas geometrias.

Fonte: Boutillon and Niatel (1973).

a) Durante este experimento, a corrente elétrica média medição com e sem a haste falsa foram de  $(9,3625 \pm 0,0234)$  nA e de  $(9,3492 \pm 0,01589)$  nA. Considerando que as hastes não têm influência uma sobre a outra, o espalhamento de uma haste contribuiu com 0,142% sobre a corrente elétrica medição. Desta forma, o fator de correção encontrado o valor foi de  $0,9986 \pm 0,0009$  para a câmara de ionização utilizada no BIPM, sendo então definido como valor de  $P_{haste}$  de  $1,0000 \pm 0,0001$ . O mesmo valor foi encontrado por de Almeida e Niatel (1986) para a câmara CC- 01.

b) Este efeito pode também ser mensurado realizando-se um conjunto de medições usando um campo retangular 5 cm x 15cm, colocando o centro da câmara no eixo transversal e um segundo conjunto de medições pontuais variando a posição da câmara ao longo do eixo longitudinal. O comportamento deste efeito pode ser observado na Figura 3;

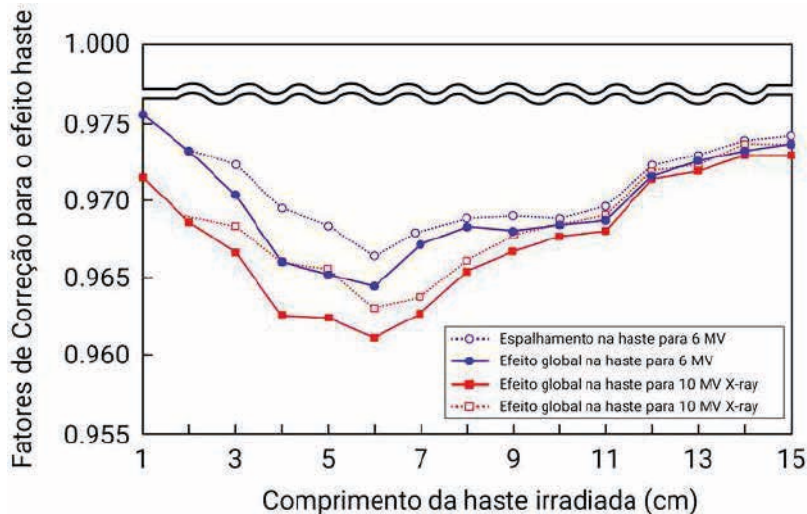


Figura 3 – As linhas coloridas indicam os valores similares do efeito haste em função do comprimento da haste exposta em feixes de raios-X de 6 e 10 MV medidos com uma câmara PTW modelo 30013.

Fonte: Dae et al (2011).

Nas câmaras cilíndricas tipo Farmer e nas minicâmaras, embora este efeito seja bem reduzido não deve ser subestimado. Interessante registrar que o efeito haste pode ser mais pronunciado nas medições no ar do que em fantoma possivelmente devido ao espalhamento mais homogêneo no fantoma.

Para as câmaras modelo NE-2571 pode-se encontrar valores típicos entre

- 1.014 $\pm$  0,001 a 70 kV (HVL: 2.9 mm Al, 0,1 mm Cu)
- 1.005 $\pm$  0,001 a 300 kV (HVL: 21.5 mm Al, 5.1 mm Cu)

Para a câmara modelo NE-2561 os valores típicos encontram-se entre

- 1.039 $\pm$  0,002 e 1.010 $\pm$  0,002 para as mesmas condições

e para um feixe de raios gama de uma fonte colimada de  $^{60}\text{Co}$  os valores típicos são:

- 1.001 $\pm$  0,001 para a NE-2571 e
- 1.003 $\pm$  0,001 para a NE-2561.

**Dicas:**

- Lembrar que o valor numérico deste efeito, está incluído no coeficiente de calibração informado no certificado de calibração para as condições de referência usadas para a calibração ou seja; DFS=100 cm, profundidade de 5 cm na água e campo de radiação de 10cm x 10cm na superfície do fantoma.
- Para energia diferentes, campos maiores ou menores, as medições no ar ou em fantoma os valores podem ser distintos, devendo serem avaliados antes do seu uso.

#### 4. O TAMANHO DO CAMPO VERSUS TAMANHO DO DETECTOR

Quando o valor da dose varia com o tamanho do detector significa que o sinal depende do volume. Como resultado a dose no campo pode ser subestimada e superestimada na penumbra onde o gradiente dose é elevado. O volume sensível do detector deve ser capaz de visualizar geometricamente todo o campo de radiação principalmente ao estar no centro dele.

Não pode haver perda de informação devido a falta de equilíbrio eletrônico lateral, ou seja, perda de sinal no ponto de medição. O campo de radiação primário deve ser inteiramente visto pelo detector sem ser afetado pela oclusão parcial do feixe causado por qualquer dispositivo de colimação no eixo do feixe, Figura 4.

A oclusão parcial do feixe pode causar vários efeitos adversos:

- uma superposição da penumbra;
- redução da dose no eixo central do feixe e como consequência redução da fluência no ponto de medição;
- a energia dos fótons e elétrons secundários no meio e sua fluência angular são afetados diretamente devendo ser observado na resposta do detector.
- este efeito conforme mencionado no capítulo 7 é de muita importância para campos pequenos usados na radiocirurgia e SBRT.

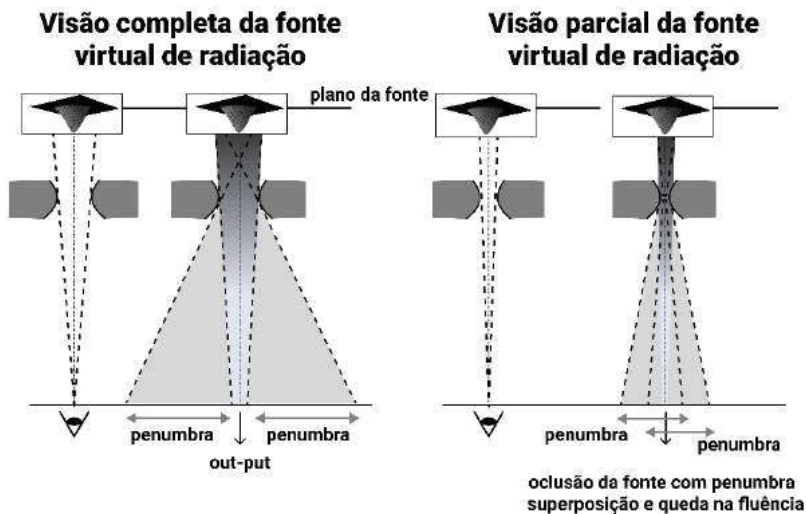


Figura 4 – Ilustração esquemática do efeito oclusão da fonte sendo a esquerda, uma vista total da fonte com a penumbra separada e a direita, vista parcial com a fonte não sendo vista no plano de medição e com superposição da penumbra.

Fonte: Adaptado de Aspradakis et al 2010.

#### **Dicas:**

- Esta é uma área que necessita de muita atenção especialmente quando da realização de medições com campos pequenos usados em radio cirurgia, neste caso deve-se considerar as recomendações do IAEA. TRS#483 (2017).
- Discussão mais detalhada pode se encontrada em Andreo et al (2017) pp.699.

## **5. DEPENDÊNCIA DA RESPOSTA COM A ENERGIA**

A limitação que um detector pode apresentar ao não registrar a mesma leitura por unidade de dose absorvida para diferentes energias é denominada de dependência energética.

O que se espera idealmente porem não ocorre na prática é que a razão entre uma leitura  $R$  e o valor da grandeza de interesse  $K_{air}$  ou  $D_m$  seja independente da energia

$$(R/D)_{E1} = (R/D)_{E2} \quad (1)$$

Este efeito pode acontecer, quando o detector é usado num feixe de radiação com uma qualidade diferente da usada nos laboratórios de calibração. Isto está relacionado com as

características dos materiais e composição usados na construção do detector e como consequência, na fluência de energia dos feixes primários e secundários que influenciarão os processos de interação dominantes entre eles, conforme exemplificado na Figura 5. O seu valor máximo, entretanto, deve ser inferior a 2%.

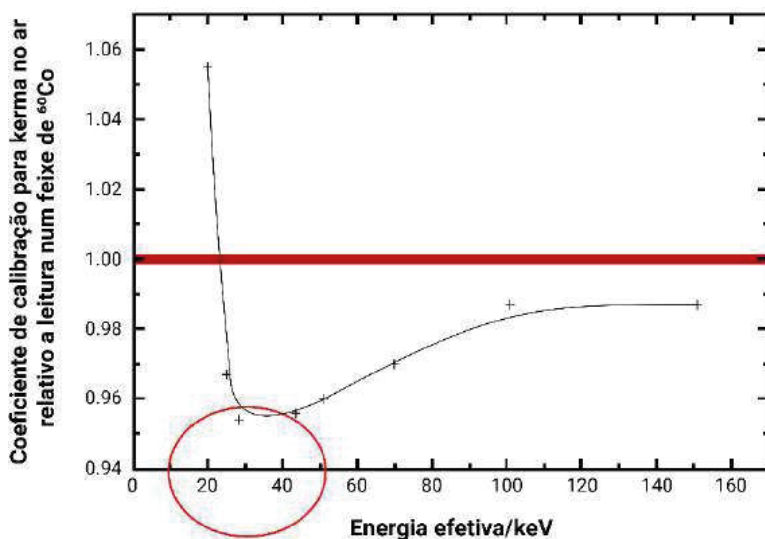


Figura 5 – Curva típica de resposta com a energia neste caso na medição de Kerma no ar por uma câmara tipo Farmer normalizada com seus valores para raios gama do  $^{60}\text{Co}$ .

Fonte: De Werd et al. 2002.

Chama a atenção na Fig.5 a dependência energética típica de uma câmara tipo Farmer, a região que corresponde a energia média de 40 keV ( $\cong 115$  kVp) similar a usada para obter imagens de kV/CT em especial quando técnicas de tratamento como IMRT/IGRT/VMAT requerem confirmação sistemática da posição anatômica do alvo e dos OARs antes de serem irradiados.

A dose resultante da série de imagens obtidas com kV-CT, não deve ser subestimada quando se planeja adicionar a dose resultante no alvo. Este ponto deve ser decidido clinicamente em função da curva de resposta do tumor cuja correção pode evitar o risco de subestimar o seu valor.

Ver Capítulo 14, para maiores detalhes sobre este fator.

***Dicas:***

- Observe com cuidado a relação entre a curva de resposta do seu detector com a energia
- Mesmo em medições relativas, deve-se observar que a fluência de energia varia com a profundidade e com a sua posição lateral no campo. Assim como na profundidade, no deslocamento lateral também pode ocorrer os dois erros simultâneos.
- Estar atento para o fato de que os campos ao se tornarem menores, possuem menos espalhamentos lateral, em consequência sua fluência de energia será mais uniforme.
- Procure um detector tipo câmara de ionização com eletrodo de alumínio que são usados para compensar parte da dependência com a energia, aumentando sua interação fotoelétrica tornando o detector útil numa faixa de energia maior.
- Interpolare valores do gráfico de coeficientes de calibração para energias distintas não é uma boa solução caso não tenha os coeficientes de calibração.

## **6. DEPENDÊNCIA DA RESPOSTA DO DETECTOR COM A TAXA DE DOSE**

Quase todos os detectores podem apresentar um certo grau de variação da sua resposta com a taxa de dose, sendo que o valor recomendado deve ser inferior a 1 % na faixa inteira de medição.

Este efeito na câmara de ionização pode ser minimizado ajustando-se a tensão aplicada reduzindo o efeito de recombinação volumétrica, entretanto muita atenção para o limite de tensão máxima recomendado pelo fabricante de forma a não destruir eletricamente os materiais isolantes.

***Dicas:***

- Realize um conjunto de medições com o mesmo número de UM's para diferentes taxas de dose e ao final verifique o coeficiente de correlação entre elas, que deve ser muito próximo de 1.000.

## **7. DEPENDÊNCIA DIRECIONAL**

O ideal é que a resposta seja isotrópica, ou seja que sua resposta não varie com sua posição espacial, característica ideal, e que se observa mais próxima em um detector esférico. Entretanto, como outras formas geométricas são muito utilizadas, pequenos desvios devem ser medidos e corrigidos. A forma, dimensão, espessura da parede do

detector, o tipo de eletrodo central e o seu posicionamento com relação ao eixo do feixe de radiação são fatores importantes que podem influenciar na resposta do detector.

Em geral, nos ângulos situados na região de  $180^\circ$  pode ser observado um valor maior devido a absorção do cabo como mostra a Figura 6, para o caso detectores tipo diodo e diamante onde o espalhamento angular também influencia e depende de como foi fabricado. Embora não exista um limite, a sua magnitude deve ser mensurada e seu valor deve ser pequeno o suficiente e corrigível para não interferir na qualidade do resultado da medição.

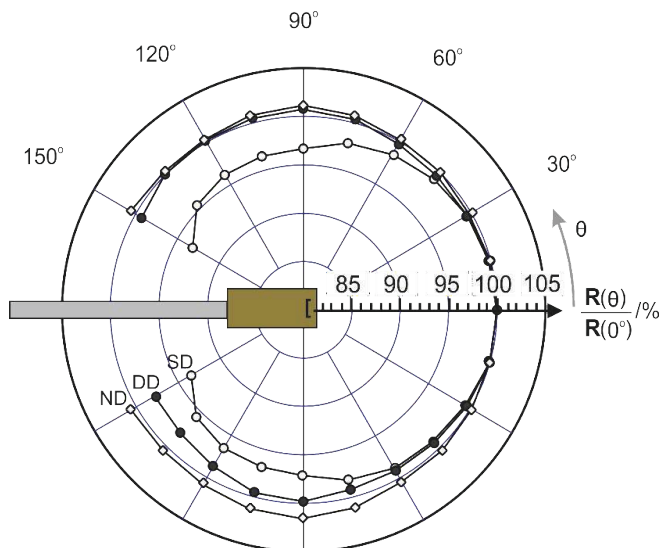


Figura 6. Curva típica de dependência angular de três tipos de detectores de diamante: ND (Diamante natural), DD (diodo duplo) e SD (diodo simples).

Fonte: Westmark et al (2000).

Pode-se destacar o fato de que embora no eixo longitudinal no intervalo do ângulo sólido de 60 a 290 graus os valores sejam pequenos e semelhantes, a partir deste ângulo os valores passam a ser mais significativos devendo ser considerados caso a geometria de medição ocorra nesta faixa de medição.

**Dicas:**

- Realize um conjunto de medições em vários pontos i.e a cada 10 graus, girando o feixe perpendicular ao eixo da câmara e depois gire a câmara e realize o mesmo conjunto de medições. Coloque os dois dados num gráfico e visualize a variação, será muito útil no seu dia a dia.
- Mantenha reprodutível sua geometria de medição e posicionamento do detector.

## 8. DEPENDÊNCIA DA RESPOSTA COM O HISTÓRICO DE DOSE.

Este efeito está relacionado com os danos definitivos causados pela radiação na estrutura físico-química do material do detector e de seus isolantes. Ele pode ser fortemente observável nos detectores de estado sólido, embora alguns possam ser recuperados por tratamentos térmicos, ex: TLD. Entretanto devem ser acompanhados, pois a sensibilidade do detector pode modificar ao longo do tempo, incluindo por exemplo alguns tipos de diodos.

No caso do MOSFET, com o acúmulo de dose, após 500 cGy, podem ser cargas armazenadas abaixo da superfície do  $\text{SiO}_2$  repelindo os buracos de carga positiva e assim reduzir a probabilidade das cargas positivas serem armazenadas nas regiões de interface  $\text{Si/SiO}_2$ . Este efeito tende a diminuir a sensibilidade dos detectores exigindo calibrações e verificações periódicas da sua linearidade de resposta com a dose. A revisão feita por Cygler and Scalchi (2009) deve ser lida para esclarecer as suas características, aplicações e limitações antes do seu uso. Embora alguns autores não considerem esta variação significativa é recomendável avaliar antes do seu uso.

## 9. SENSIBILIDADE

Em geral o detector deve ter uma sensibilidade adequada em toda a faixa de dose a ser medição e deve ser também capaz de reproduzir os resultados com alto grau de precisão, ou seja, de repetibilidade de diferentes conjuntos de medições. Um certo desvio de não linearidade na resposta pode ser aceitável desde que seja obtida uma curva de calibração e valores de correção sejam aplicados em cada ponto a exemplo das respostas típicas de filme.

Deve-se considerar que pode haver um limite superior que são específicos do tipo de detector que pode iniciar com uma curva positiva e após um certo ponto a inclinação ficar negativa.

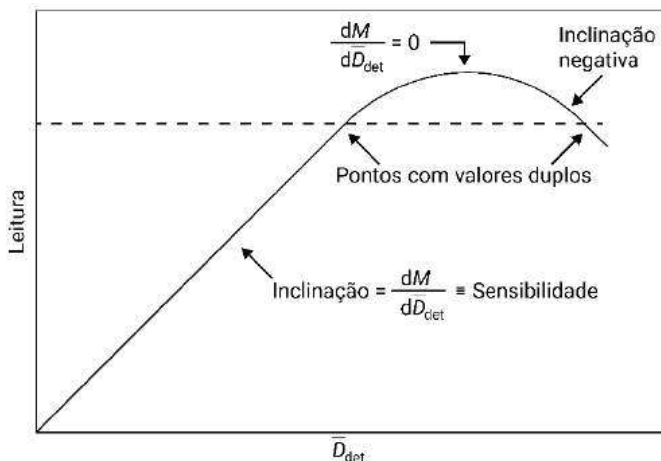


Figura 7 – Um exemplo do que pode ocorrer com valores duplos de leitura que resulta num decréscimo de sensibilidade do detector.

Fonte: Andreo et al (2017).

Isto pode ser observado por exemplo na Figura 7, onde a curva de resposta de TLD, resultado dos centros de luminescência estarem cheios ou saturados e o sinal de TL alcança um “plateau”, pois as competições entre as reações resultam em subprodutos de radiação quando ocorre por exemplo, danos nos isolantes elétricos dos detectores gerando valores duplos de leitura.

A sensibilidade também está associada fortemente à dimensão do detector, ou seja, quanto maior seu volume sensível, maior será o sinal. O limite em geral fica estabelecido pelo conhecimento da relação entre o sinal e a fuga do sistema de medição que deve ser bem alta e como consequência sde uma maior fuga.

A sensibilidade pode também ser genericamente definida como a capacidade de registrar o menor sinal ou uma possível variação durante uma medição, seja de qualquer grandeza sendo medição; dose, carga, corrente, temperatura, pressão etc.

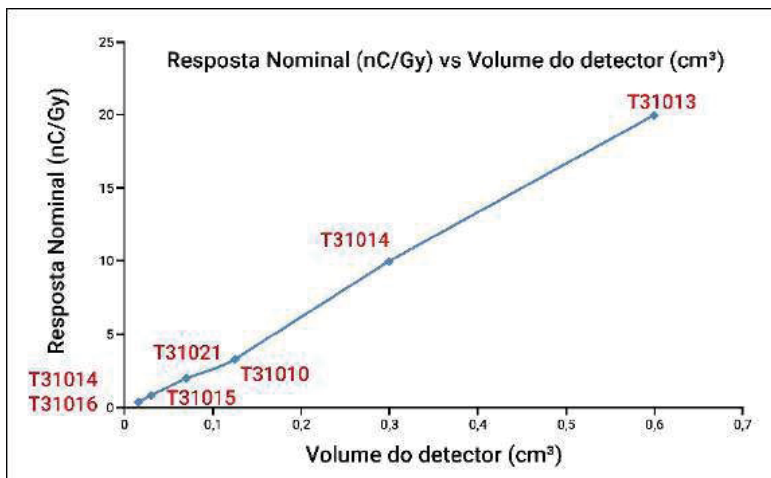


Figura 8 – Variação da resposta nominal de várias câmaras tipo dedal em função do seu volume nominal sensível.

Fonte: Beltran (2020).

Portanto, a sensibilidade de uma câmara de ionização está fortemente relacionada ao seu volume sensível como mostra a Figura 8. Para câmaras de pequeno volume como as “pin-points” que são usadas para medir campos pequenos, o sinal será menor e possivelmente o valor relativo da fuga pode ser um fator limitante para seu uso em campos com baixa fluência de dose.

#### **Dicas:**

- Um sensor que registra 1000 unidades numa faixa de tensão de 0-1 V significa que 1 V é equivalente a 1000 unidades ou seja 1 mV será igual a uma unidade, mas se a sensibilidade for de 1,9 mV, será necessário então duas unidades antes de registrar uma variação no input.
- Se não tiver disponível um instrumento de leitura digital com escala automática, será melhor escolher a escala que registre o maior output com a melhor sensibilidade. Por exemplo, se o sinal esperado estiver entre 0-3 V, deve-se selecionar a escala de 0-5 V e não a de 0-10V.
- De qualquer forma, repetindo, o sinal deve ser da ordem de 1000 vezes maior do que a fuga, sendo esta, medição no mesmo intervalo de tempo sem feixe de radiação.
- Deve-se medir a fuga pré irradiação e pós irradiação para melhor se compreender o comportamento do sistema de medição.

## 10. RESOLUÇÃO ESPACIAL

Sua definição está relacionada com a capacidade de um observador de visualizar, por exemplo, dois objetos, duas imagens ou dois sinais de um detector analógico ao medir os dois espacialmente contíguos.

Os sistemas que indicam a leitura das câmaras de ionização e outros detectores devem apresentar uma alta resolução que será muito importante em especial em regiões alto gradiente de dose como na borda de uma curva de isodose. Como exemplo interessante vamos analisar a semelhança entre a leitura de um paquímetro digital e de um analógico.

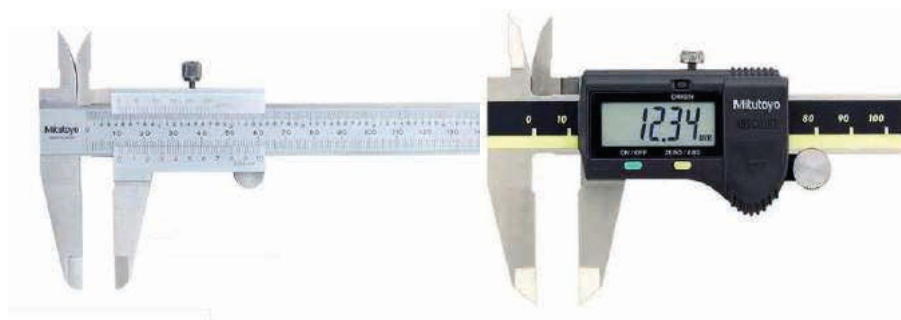


Figura 9 – Comparação entre os paquímetros mecânico e digital: ambos com resolução de 0,01 mm. O vernier do paquímetro mecânico tem um ajuste fino especial. O digital tem uma leitura mais fácil e sem possibilidade de erro de paralaxe.

Fonte: Autor.

### **Dicas:**

- deve-se ter claramente em mente, quais são as variações mínimas e máximas observáveis e aceitáveis no resultado da grandeza a ser medição.
- um termômetro típico de mercúrio pode ter uma resolução nominal de 1.0 °C, mas um termômetro digital pode ter 0,1 °C. Portanto um termômetro que tem uma exatidão nominal de  $\pm 0,05$  °C de nada será útil se sua resolução for de 0,1°C.
- por outro lado, pode ser equivocado aceitar o fato de um termômetro ter uma resolução nominal de 0,1°C e ser rastreado a uma rede metrológica que fornece coeficientes de calibração com uma exatidão de 1.0 °C.

- Embora seja verdade que é desejável um número maior de casas decimais, nem sempre o fato de ser digital a resolução significa ser melhor, depende do número de dígitos.
- Dois tipos de detectores podem ter uma resposta linear porem com sensibilidade e resolução diferentes.

## 11. ESTABILIDADE EM LONGO PRAZO DE CÂMARAS TIPO FARMER

A estabilidade é representada pelo grau de repetibilidade da resposta do instrumento ao longo de um dado período, quando as medições são realizadas em condições idênticas. Esta variação não deve ser superior 0,5% nas câmaras usadas para medições de referência. PTW (2022), ABNT (2019). Estes são os valores:

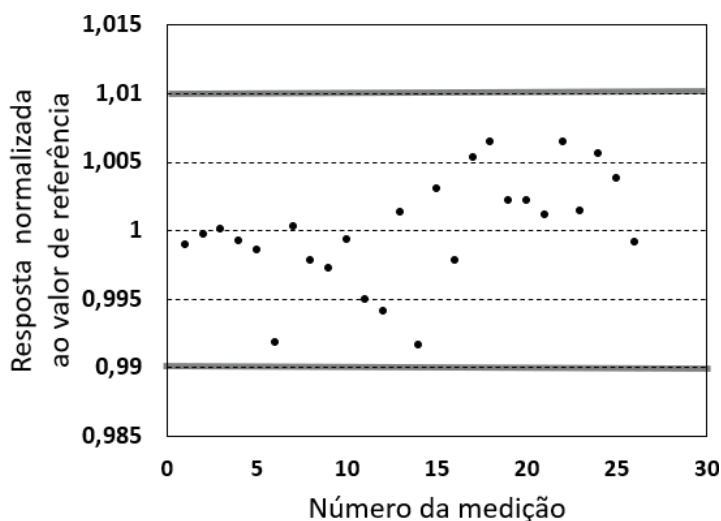


Figura 10 – Estabilidade a longo prazo da câmara poço PTW, modelo TN33004 no período de cinco anos.

Fonte: Leite et al (2021).

No caso das câmaras tipo dedal, algumas com características metrológicas que podem ser consideradas como instrumento de referência são usadas na clínica, o comportamento em geral é muito bom como demonstra dois exemplos abaixo.

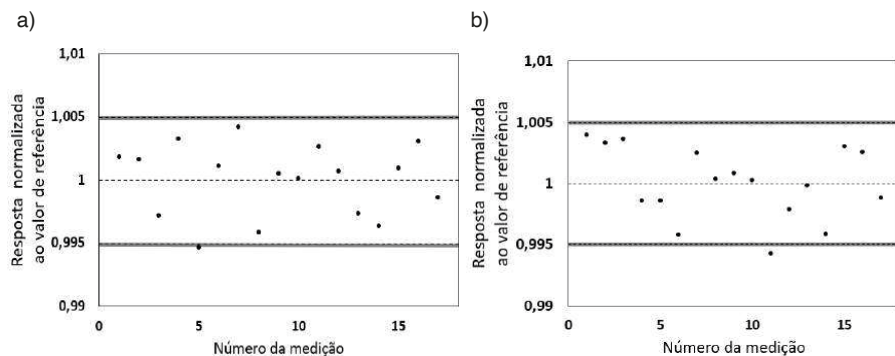


Figura 11 – Estabilidade a longo prazo de duas câmaras do tipo dedal a) PTW modelo TN30010 e PTW modelo TN30001, acompanhadas durante o período de cinco anos. Em cada câmara apenas um ponto ficou fora do intervalo de 0,5% durante o período avaliado.

Fonte: Leite et al (2021).

Para efeito puramente didático, um cuidado especial deve-se ter e observar seu comportamento a longo prazo. Algumas câmaras como a PTW 30001 demoravam quase um ano para ter um grau de estabilidade desejável.

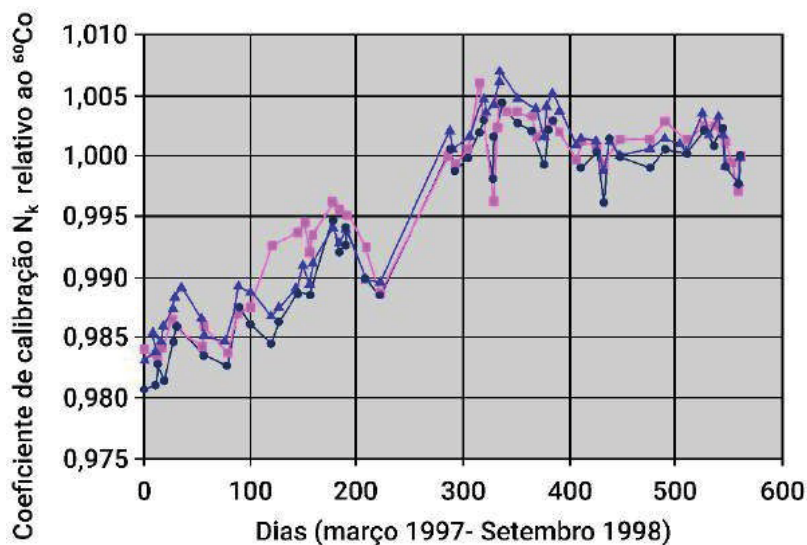


Figura 12 – Exemplo de variação do valor de  $N_k$  de uma câmara PTW modelo 30001 durante quase 2 anos.

Fonte: TRS#398 (2000).

- Observação: Este efeito foi corrigido pelo fabricante cujo problema foi identificado como sendo devido a fissuras na camada de grafite colocada dentro da parede de PMMA e do efeito de gaseificação na cola de “epoxy” colocado no corpo da câmara que causava uma variação no coeficiente de calibração de até 3%, valor que estabilizava em 0,5% após um ano.

## 12. ESTABILIDADE A LONGO PRAZO DE CÂMARA DE IONIZAÇÃO TIPO POÇO

As câmaras tipo poço são instrumentos robustos, possuem projetos bem concebidos com variações observadas na estabilidade a longo prazo parecidas às câmaras dedais.

Os valores medidos ao longo do tempo variam em torno de 1%, porém, quando este valor chegar a 2%, deve-se aprofundar sua avaliação a nível estrutural.

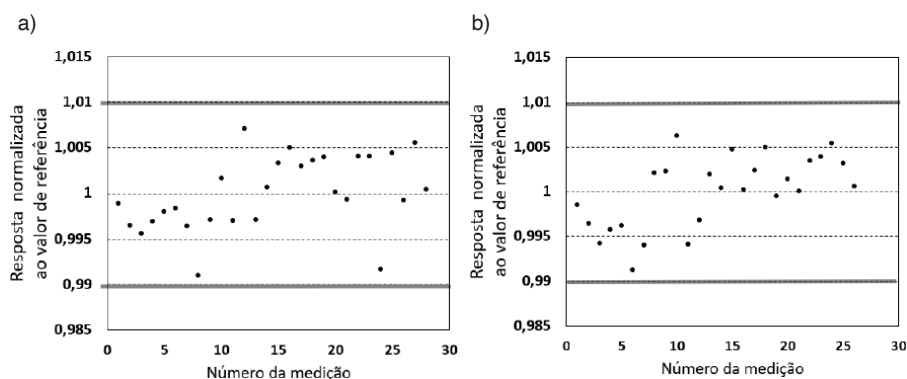


Figura 13 – Estabilidade a longo prazo de duas câmaras tipo poço a) Standard Imaging modelo HDR 1000 Plus e b) Standard Imaging modelo HDR 1000 acompanhadas durante o período de cinco anos, usando uma fonte de  $^{137}\text{Cs}$  tipo (CDCJ5) exposta numa geometria fixa durante todo o tempo de observação. Ambas apresentaram uma variação menor que 1% durante o período avaliado.

Fonte: Leite et al (2021).

### **Dicas:**

- Observar a relação entre os coeficientes de calibração inicialmente fornecido pelo fabricante que pode ser um SSDL como a PTW e IBA.
- Atenção com o certificado de Standard Imaging pois os valores não são mais fornecidos pelo SSDL da UWADCL e portanto não serão aceitos no Brasil até que a rastreabilidade seja demonstrada.

Esse coeficiente de calibração para as energias do irídio é determinado por meio da interpolação dos resultados da kV). (Marechal and de Almeida (2003), (di Prinzio and de Almeida (2009).

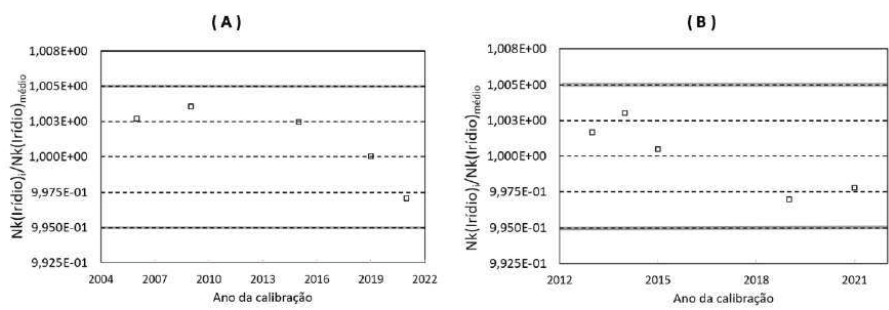


Figura 14 – Razão entre o coeficiente de calibração para o <sup>192</sup>Ir e a média do histórico de calibrações.

Fonte: Leite et al (2021).

Ainda neste tema, observa-se na Figura 14, para uma câmara do tipo poço HDR 1000 plus, acompanhada durante cinco anos, que as variações observadas para a razão entre o valor do coeficiente de calibração fornecido pelo fabricante (Nk Fabricante) e os determinados em cada calibração (Nk LCR), normalizados pela média das razões (Nk Fabricante)/( Nk LCR), estão concentrados na faixa de ± 0,5%. Nota-se também que não houve variações significativas nos coeficientes de calibração da câmara poço quando tipos de fontes diferentes HDR foram utilizados, Figura 15.

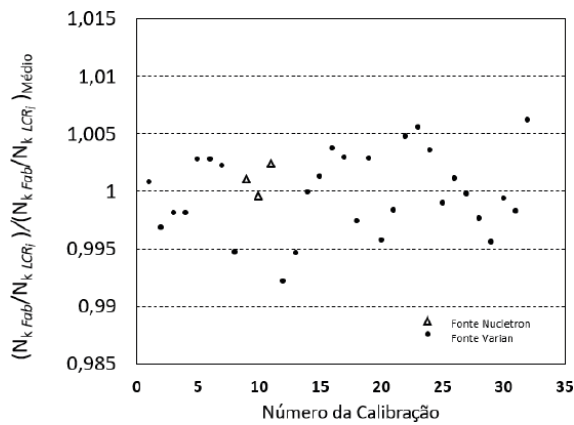


Figura 15 – Correlação entre o valor de Nk fornecido pelo fabricante para uma câmara poço HDR1000 plus e os obtidos durante as calibrações, no LCR, ao longo do período de cinco anos.

Fonte: Leite et al (2021).

### Dicas:

- Verifique com o fabricante ou pesquisa na literatura qual a estabilidade a longo prazo relatada para a câmara que você vai comprar.
- Verifique se o coeficiente de calibração foi fornecido por um SSDL ou um Laboratório Acreditado para ser aceito sem dificuldade pelo órgão fiscalizador do Brasil.
- De alguma forma verifique a estabilidade da câmara tipo poço seja com uma fonte selada ( $^{137}\text{Cs}$ , se ainda disponível) ou um feixe de raios-X de 6 MV (em condições geométricas definidas; câmara colocada na horizontal ou na posição vertical, SSD:100 cm na superfície, campo 10cmx10cm, e medindo algumas vezes durante o intervalo de tempo (3-4 meses) de uso da fonte usada na clínica. IAEA-TECDOC 1079. Aguirre, Andreo, de Almeida et al. (1999).

## 13. EFEITO DO CABO NA TRANSMISSÃO DO SINAL

Este efeito pode ser resultado de fugas elétricas causadas por materiais de baixa qualidade utilizados para sua construção ou por falta de cuidado no seu manuseio. Seu valor numérico deve ser desprezível, ou seja inferior a 1/1000 ou seja 0,1 % do sinal medido no mesmo intervalo de tempo. A Figura 16, mostra um resultado típico reforçando a recomendação de que cada sistema deve ser verificado e acompanhado periodicamente pelo usuário uma vez na maioria dos casos os problemas ocorrem nos cabos.

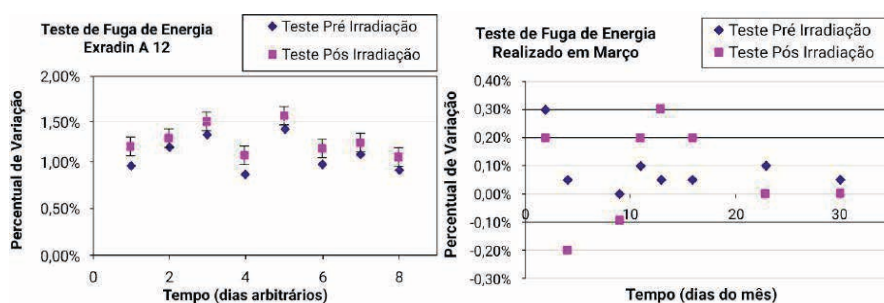


Figura 16. Comparação entre os valores medidos de fuga pré e pós irradiação de dois modelos decâmaras; NE 25073A e Standard Imaging A12.

Fonte: Leite et al (2021).

**Dicas:**

- Semelhante aos cuidados com as câmaras tipo dedal, deve-se determinar a fuga de corrente pré e pós irradiação realizando diversas medições durante um certo tempo (cerca de 10 vezes o tempo de sua leitura) antes de irradiar, e após a irradiação, verificando se há uma tendência no resultado diferente do esperado, ou seja, menos de 0,1% do sinal medido.
- A fuga elétrica também pode ser causada pela umidade do ambiente se os terminais dos cabos, eletrômetro e câmaras não estiverem sendo mantidos fechados com suas capas ou pode ser causado por maus tratos nos cabos como mencionado Capítulo 14.
- A corrente de fuga sem irradiação, mas com a tensão de polarização máxima aplicada à câmara, não deve exceder  $\pm 0,5\%$  da corrente de ionização produzida pela taxa de kerma no ar mínima a que a câmara deverá ser exposta.

Uma discussão mais detalhada pode ser encontrada no Capítulo 14.

## 14. EFEITO POLARIDADE NA GERAÇÃO DO SINAL

Diferenças em leituras com as duas polaridades pode estar relacionada a fluência da energia do feixe de elétrons sendo maior para energias mais baixas, Figura 17. A polaridade e a deposição de carga na câmara parecem ter uma correlação próxima podendo através de medições de carga coletadas com ambas as polaridades ter a sua proporção determinada.

O efeito de reverter a polaridade na leitura em feixes de elétrons pode causar diferenças em câmaras cilíndricas de até 1,0 %. Este efeito pode ser mais significativo em campos maiores devido a inclusão do cabo e da haste no feixe.

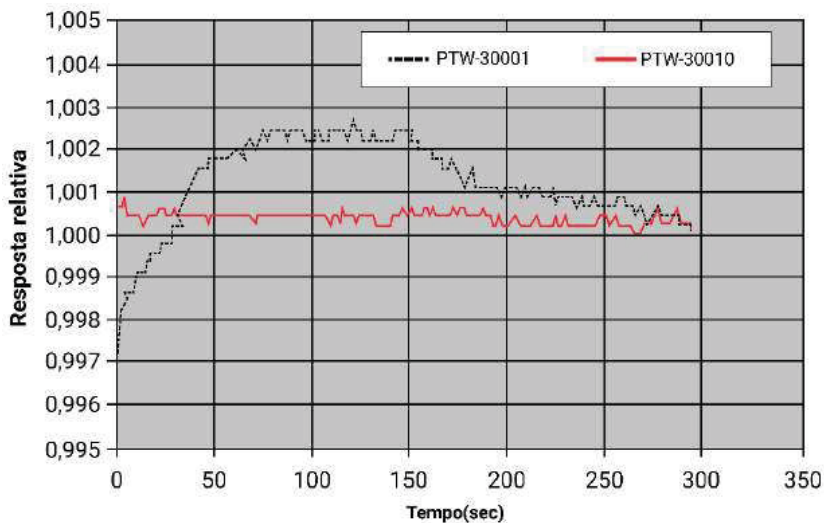


Figura 17 – Tempo de estabilização típico de câmaras cilíndricas de modelos diferentes, após a troca de polaridade num feixe de raios gama do  $^{60}\text{Co}$ .

Fonte TRS#398 (2000).

Este efeito, embora pequeno, pode ser corrigido observando-se que valores maiores são encontrados em câmaras de placas paralelas. Pearce (2006) relatou que a câmara Markus apresenta um efeito polaridade de 5% para uma energia nominal de elétrons de 4 MeV, valor que diminui com o aumento da energia.

Uma discussão mais detalhada pode ser encontrado no Capítulo 14 e em Aget and Rosenwald (1991).

**Dicas:**

- Do ponto de vista prático e de forma a evitar este efeito deve-se usar a mesma tensão e sinal usados durante a calibração da câmara registrada no certificado de calibração fornecido pelo laboratório de calibração.
- Em geral, em câmaras de ionização este efeito independe da intensidade do feixe e da taxa de dose.
- Se tiver dúvida sobre como o circuito do eletrômetro está projetado para tratar o sinal gerado, pois nem sempre o sinal positivo da tensão significa que o sinal medido pelo eletrômetro será negativo uma vez que os amplificadores operacionais podem inverter o sinal. Neste caso deve-se realizar a medição e esclarecer. Keythley (2020)
- A não verificação deste efeito pode levar a erros superiores a 5% no valor final da dose absorvida
- Não existe nenhuma indicação de que o efeito polaridade possa ser diferente em feixes de fótons FFF e com FF.

## **15. KEY POINTS: ESTABILIDADE A CURTO E LONGO PRAZO SÃO DOIS PARÂMETROS IMPORTANTES PARA A FIDELIDADE DAS MEDIÇÕES**

1. Relação entre o tamanho do detector, tamanho de campo e a perda de equilíbrio lateral.
2. Sensibilidade versus volume sensível
3. Variação de  $K_q$  com a energia do feixe
4. Relação entre o sinal e a fuga elétrica
5. Relação entre a resolução e a exatidão de uma medição
6. Tempo de estabilização do sistema de medição.
7. Alternativas para o controle da qualidade periódico das câmaras tipo cilíndricas e poço
8. Condições adequadas de armazenamento da câmara de ionização e de seu sistema de medição do sinal elétrico;
9. Manter estável a temperatura durante o procedimento de medição, principalmente quando a temperatura é medida no ar e não por um termômetro em contato com a câmara.

## REFERÊNCIAS

ABNT NBR IEC 60731:2019

AGET. H. and ROSENWALD. J C., Polarity effect for various ionization chambers with multiple irradiation conditions in electron beams. 1991

AGUIRRE, J. F.; ANDREO, P.; de ALMEIDA, C. E.; et al Report nº TECDOC-1079. Calibration of brachytherapy sources: Guidelines of standardized procedures for the calibration of brachytherapy sources at secondary standard dosimetry laboratories (SSDL) and hospital. Vienna, Austria: IAEA, 1999.

ANDREO P., BURNS, D., NAHUM A., SEUNTJENS. J, and ATTIX.F. Fundamentals of Ionizing Radiation 2017.

ASPRADAKIS, M. M., BYRNE, J. P., PALMANS, H., CONWAY, J. ET AL S. *IPEM report 523*: Small field MV photon dosimetry 2010. BELTRAN, Camilo. Informação pessoal. 2020

BOUTILLON, M, and N IATEL., M.T. A study of a graphite chamber. *Metrologia* pp 139-146. 1973 CYGLER J. and SCALCHI P. MOSFET dosimetry .AAPM Summer School. 2009

de ALMEIDA C.E *et al.*, "A Feasibility Study of Fricke Dosimetry as an Absorbed Dose to Water Standard for 192Ir HDR Sources," *PLoS One*, vol. 9, no. 12, p. e115155, 2014 doi: 10.1371/journal.pone.0115155.

DAE D.C., et al An Overall Stem Effect, including Stem Leakage and Stem Scatter, for a TM30013 Farmer-type Chamber. *Journal of the Korean Physical Society*, Vol. 58, pp. 1688-1696. 2011

DeWERD, L., DAVIS. S., BARTOL. L, and GRENZOW. AAPM Summer School. 2009

Di PRINZIO R. and de ALMEIDA, C.E. Air Kerma standard for calibration of well-type chambers in Brazil using Ir-192 HDR sources and its traceability. *Medical Physics* (Lancaster), v. 36, p. 953- 960, 2009.

HUMPRIES, L. Dosimetry Instrumentation, Radiation Oncology Physics- AAPM. 1986

MARKOVIC M. STATHAKIS, S., MAVROIDIS. O., et al. Ion chamber detector array for plan verification, *Medical Physics* 41 No 5. 2014 .

IAEA Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An International Code of Practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water IAEA Technical Reports Series no. 398 (Vienna: International Atomic Energy Agency. 2000

IBBOTT G. MA, C.M., ROGERS D.W.O, SELTZER S.M and WILLIAMSON J.F. Anniversary Paper: Fifty years of AAPM involvement in radiation dosimetry. *Med. Phys.* 35. 4., April 20. Keighley-Low Level Measurements Handbook. – 7a Edition Precision DC Current, Voltage and Resistance Measurements. 2020

KRAUS. A. and KAPSCH R. Calorimetric determination of kQ factors for NE 2561 and NE 2571 ionization chambers in 5 cm x 5 cm and 10 cm x 10 cm radiotherapy beams of 8 MV and 16 MV photons. *Phys. Med. Biol.* DOI:10.1088/0031-9155/52/20/011.2007.

LEITE S., MONDAINE V. C., ALVES, C.F.E. , de ALMEIDA, C.E. MAGALHAES, L.A.G. , MARECHAL M H , Controle da Qualidade do Serviço de Calibração das Câmaras de Ionização tipo Poço do Laboratório de Ciências Radiológicas da UERJ Congresso Nacional de Metrologia(2021)

MA. C.M. and NAHUM A E Monte Carlo calculated stem effect corrections for NE2561 and NE2571 chambers in medium-energy X-ray beams *Phy. in Med. Biology*, Volume 40, Number 1. 1995

MARECHAL M.R., FERREIRA I. H.; PEIXOTO J. G., SIBATA C. H. and de ALMEIDA C E., "A Method to Determine the air Kerma Calibration Factor for Thimble Ionization Chambers Used for Ir- 192 HDR Source Calibration," *Physica Medica*, XIX., 131-135. 2003

McEWEN, M. R. (2010), Measurement of ionization chamber absorbed dose  $k_Q$  factors in megavoltage photon beams. *Med. Phys.*, 37: 2179–2193. doi:10.1118/1.3375895

MUIR, B R and ROGERS DW. Monte Carlos calculation of  $K_q$ , the beam quality conversion factor. *Med Phy.* 37,5939-5950. 2010

PANTELIS. E., MOUTSATSOS. A., ZOURARI. Et al K., On the implementation of a recently proposed dosimetric formalism to a robotic radiosurgery system *Med. Physics* november <https://doi.org/10.1118/1.3404289>. 2016

PEARCE J. THOMAS. R., and DUSAUTOY. The characterization of the Advanced Markus ionization chamber for use in Reference electron dosimetry in UK . *Phys.Med.Biol* 7;51(3):473-83.2006.

PTW Catalogo Detetores. 2022

WESTERMARK M, ARNDT J.,NILSSON B, BRAHME. A. Comparative dosimetry in narrow high-energy photon beams PMB 45,685.2000

## CONSIDERAÇÕES GERAIS SOBRE UM SISTEMA DE MEDIÇÃO

**Carlos Eduardo de Almeida**

**Laura Natal Rodrigues**

Colaboradora

## 1. INTRODUÇÃO

Neste capítulo serão tratados mais especificamente os aspectos relacionados às câmaras de ionização, cabos, conectores, eletrômetros e sistema de varredura de feixes.

Os primeiros tipos de detectores desenvolvidos, até hoje empregados, baseiam-se nos efeitos diretos causados pela passagem de partículas carregadas em meios gasosos aos quais são aplicados um campo elétrico no volume sensível da câmara para separar os pares de íons de sinais distintos, e direcionar um deles para o coletor, em geral o eletrodo.

Estes efeitos físicos governam a operação de detectores a gás, os quais estão fortemente ligados aos parâmetros básicos de projeto, construção e utilização de detectores gasosos, tais como câmaras de ionização, detectores proporcionais e Geiger-Müller.

## 2. A INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM OS DETECTORES

A interação da radiação em gases ocasiona dois fenômenos básicos; a excitação e a ionização das moléculas de gás.

- No primeiro caso, um elétron é simplesmente levado a um estado, mais elevado de energia, passando a uma camada de ligação superior, sem se desprender do átomo ou molécula do gás.
- No segundo caso, um elétron recebe energia suficiente para se desprender completamente do átomo, tornando-se um elétron livre e deixando o átomo ionizado. Nesse caso, as duas partículas formadas são denominadas “par de íons” e serão responsáveis pela formação do sinal elétrico a ser desenvolvido na saída do detector.

Os íons podem ser formados pela radiação primária por interação direta da partícula incidente ou por uma interação secundária onde parte da energia das partículas é direcionada para um elétron energético ou raios delta. Os raios delta podem ter energia suficiente para criar outros íons, porém com um alcance menor quando comparado à partícula incidente.

O processo que nos interessa é quando a ionização ocorre normalmente com elétrons das últimas camadas eletrônicas, onde a energia de ligação é menor, ou seja, entre 10 e 20 eV. Entretanto, devido à probabilidade de ocorrência de outros processos de interação, tal como a excitação, onde uma pequena fração de energia é consumida como energia de transição, a energia média necessária para a formação de um par de íons, denominada  $W$ , é de 33,97 eV para o ar seco.

Embora a princípio, o valor de  $W$  seja função do tipo de gás e da radiação envolvida, observa-se, experimentalmente, que a dependência destes parâmetros não é muito acentuada. O número de pares de íons formados ao longo da trajetória de uma partícula até que ela perca toda a sua energia dentro do volume de um determinado gás, é dado pela relação:

$$N = \frac{E}{W} \quad (1)$$

Onde:

$N$  = número de pares de íons formados;

$E$  = energia da partícula (eV);

$W$  = energia necessária para produção de um par de íons (eV).

Por outro lado, os átomos e as moléculas neutras de um dado gás, possuem movimento térmico constante, com um livre caminho médio da ordem de  $10^{-8}$  m e se comportam como íons e elétrons liberados na produção de pares de íons.

A colisão entre eles ou com átomos ou moléculas neutras pode ocasionar, sob determinadas circunstâncias, a transferência de carga ou a recombinação, efeitos estes normalmente indesejáveis em detectores gasosos e que devem ser evitados ou estimados e corrigidos.

A recombinação (inicial e volumétrica) ocorre quando um elétron livre colide com um íon positivo sendo absorvido, tornando o íon uma molécula ou átomo neutro.

A taxa de recombinação depende do campo elétrico e da taxa de dose sendo proporcional à concentração de íons e elétrons livres em determinada região, podendo se tornar bastante significativa ao longo do caminho da partícula pois, nessa região se encontram uma maior concentração de pares de íons.

Existem dois tipos de recombinação:

- a recombinação inicial que ocorre entre os pares de íons formados ao longo da trajetória da partícula ionizante até serem desviados ou difundidos para longe do seu ponto de formação.

- a recombinação volumétrica que trata do encontro de íons e elétrons depois que eles saem da trajetória, pois para os elétrons ao se deslocarem até os eletrodos é possível que os íons de trajetórias diferentes se recombinem. Este tipo é dependente da taxa de dose.

Ao se aplicar um campo elétrico em uma região onde existem pares de íons, ocorre, além da agitação térmica, o deslocamento dos íons positivos no sentido do campo, enquanto os elétrons se movem em sentido oposto diminuindo, desta forma, a taxa de recombinação. Uma discussão mais detalhada ver capítulo 14 e Andreo et al (2017)

Para o caso da migração de íons e elétrons em gases, a velocidade de deslocamento é dada pela equação a seguir:

$$v = \mu \frac{\varepsilon}{p} \quad (2)$$

Onde:

$v$  = velocidade de deslocamento ( $\text{m.s}^{-1}$ );

$\varepsilon$  = mobilidade ( $\text{atm.m}^2.\text{V}^{-1}.\text{s}^{-1}$ );

$\mu$  = campo elétrico ( $\text{V.m}^{-1}$ );

$p$  = pressão do gás (atm).

Essa expressão é válida somente para baixos valores de  $\varepsilon/p$ . Os valores de  $\mu$  são normalmente da ordem de  $10^{-4} \text{ atm.m}^2.\text{V}^{-1}.\text{s}^{-1}$  para íons e aproximadamente  $10^{-1} \text{ atm.m}^2.\text{V}^{-1}.\text{s}^{-1}$  para elétrons. Considerando as dimensões normais dos detectores mais utilizados e os valores do campo elétrico e pressão normalmente aplicados, pode-se calcular o tempo médio de coleta como sendo a ordem de 10 ms para íons e  $10^3$  vezes menor para os elétrons.

O número de cargas coletadas varia com a fluência de fótons ou elétrons primários, o valor do campo elétrico aplicado entre o eletrodo e anodo, a taxa de dose e se a radiação é contínua ou pulsada. Esta variação pode ser dividida qualitativamente para efeito de estudo, em cinco regiões distintas, como é mostrada na Figura 1.

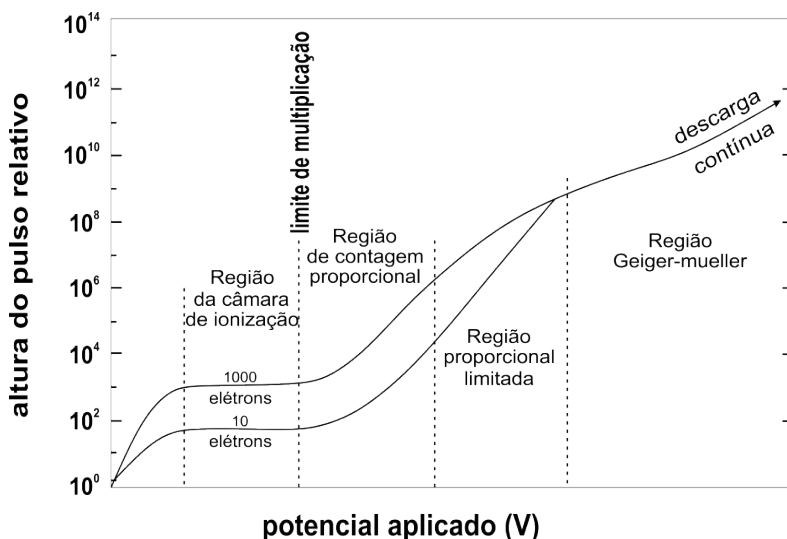


Figura 1 – Variação indicativa do número de cargas coletadas em função do valor do potencial aplicado sendo apresentado de forma qualitativa dividido em cinco regiões.

Fonte: Knoll (2010).

Para valores pequenos de campo elétrico, **região I**, a velocidade dos íons e elétrons é pequena, possibilitando a ocorrência de recombinação, e desta forma, o número de cargas coletadas é menor que o número de cargas produzidas.

À medida que os valores do campo elétrico são aumentados, a taxa de recombinação diminui sendo possível alcançar uma região de saturação onde praticamente quase todos os pares produzidos são coletados, **região II**, sendo esta a faixa de operação das câmaras de ionização. Esta região se estende até um ponto limite evitando que os elétrons livres alcancem uma energia cinética superior à energia de ligação dos elétrons das camadas mais afastadas do núcleo evitando quebra das estruturas isolantes que podem comprometer o sinal e aumentar a corrente de fuga.

A **região III** denominada de multiplicação de íons, onde os elétrons livres são capazes de provocar novas ionizações para um dado valor de campo elétrico com um fator de multiplicação constante mantendo uma proporcionalidade entre energia absorvida e o número de cargas coletadas. Apesar dos fatores de multiplicação serem na faixa de  $10^2$  a  $10^4$  é nesta região que operam os detectores proporcionais.

Na **Região IV** denominada de proporcionalidade limitada, o aumento do número de pares produzidos por ionizações secundárias aumenta e começam a ser introduzidos efeitos não lineares. Estes efeitos são causados pelo grande número de íons positivos com velocidade de deslocamento menor, permanecendo em movimento no gás provocando uma perturbação no campo elétrico e perda de proporcionalidade.

Na **Região V**, conhecida como Geiger-Müller, o número de pares de íons cresce significativamente e a multiplicação de íons se processa, formando um número de íons positivos capaz de reduzir o campo a um valor abaixo daquele necessário para que ocorra a multiplicação, Figura 2.

Desta forma, o processo se torna autolimitado, com o número de pares de íons coletados constante e independente da energia da partícula incidente, uma vez que o processo terminará sempre que seja produzido o mesmo número de pares.

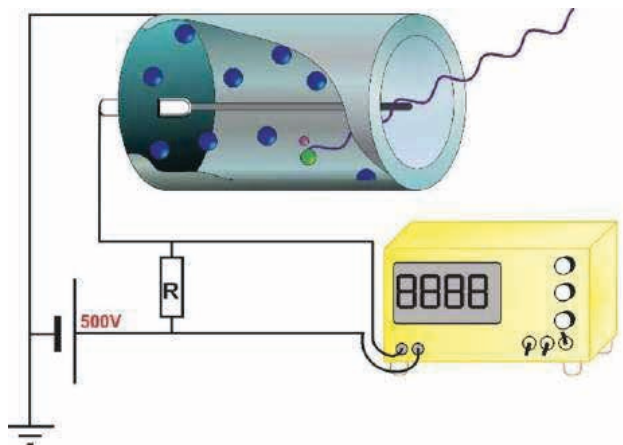


Figura 2 – Diagrama simplificado de um detector tipo Geiger Muller.

Fonte: Web.

Durante o processo de interação onde predomina o efeito fotoelétrico o fóton incidente é completamente absorvido pelo átomo e o elétron ejetado perderá sua energia através de colisões com os elétrons ao passar pelo meio. Estas colisões provocarão ionizações e em seguida pares de íons no gás, processo importante para a realização da grandeza de interesse a ser medição, a Exposição, conforme definido no Capítulo 2.

### A. O Papel do Campo Elétrico

No caso de uma câmara de ionização, os íons produzidos dentro da câmara são submetidos a um campo elétrico para evitar que eles se recombinem com os íons de sinal oposto e então os íons de mesmo sinal possam ser coletados.

A carga dos íons criada é afetada pela força do campo elétrico, de acordo com a relação clássica  $F = qE$ , onde  $q$  é a carga dos íons criada pela diferença de potencial  $E$  entre os eletrodos.

Como o ar, é o gás mais comum e possui um alto coeficiente de ligação, os elétrons

livres associados a moléculas neutras e íons negativos são rapidamente formados e o fluxo de íons criado dentro do gás se constituem na corrente elétrica, ou seja, a corrente de ionização.

***Dicas:***

- Antes de colocar em uso uma câmara de ionização, que será discutido a seguir, é importante verificar qual a tensão de polarização ideal a ser aplicada corretamente a fim de evitar os efeitos de recombinação mencionados acima.

## **B. Câmaras de Ionização**

Câmaras de ionização têm sido amplamente utilizadas ao longo dos anos para diversas finalidades na área de detecção da radiação, tendo sido um dos primeiros métodos de detecção estudados. Este tipo de câmara é o mais simples dos detectores a gás, uma vez que se baseia na coleta simples, sem multiplicação de pares de íons produzidos na interação primária da radiação com o gás.

As câmaras de ionização dividem-se em dois tipos quanto ao seu modo de operação: câmaras de medição direta de corrente e as câmaras de medição de pulsos.

**As câmaras de ionização de medição direta** de corrente se baseiam na medição da corrente gerada pela ionização produzida no detector e coletada no eletrodo. Nestas câmaras, as cargas negativas criadas no seu volume sensível são coletadas tanto na forma de elétrons como de íons negativos, permitindo, assim, que sejam utilizados vários tipos de gases, inclusive o ar, para sua operação.

Uma das aplicações deste tipo de câmara, quando operando com ar, é a medição da grandeza exposição para radiação X e gama, já que esta grandeza é definida em função da ionização produzida pela radiação no ar no volume sensível da câmara.

As câmaras de ionização preenchidas com ar baseiam-se no princípio de Bragg- Gray, que preconiza que a dose absorvida em um determinado material pode ser obtida a partir da ionização produzida em uma cavidade de ar dentro desse material.

**Nas câmaras de medição de pulsos**, cada uma das partículas interage com o gás provocando o aparecimento de um pulso de tensão específico cuja amplitude é proporcional ao número de ionizações produzidas. Estes pulsos, fornecem informações tanto do número de partículas que entram no volume sensível da câmara, como de sua energia, desde que as partículas percam toda a sua energia

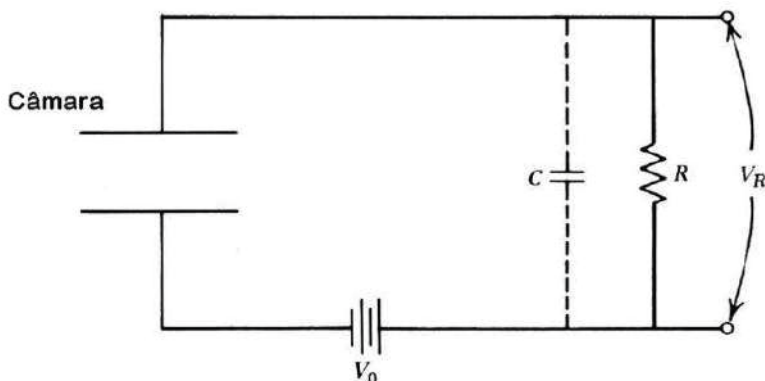


Figura 3 – Diagrama básico de uma câmara de ionização operada em medição de pulsos.

Fonte: Humphreys and Purdy (1992).

De acordo com a Figura 3, os pulsos de saída do sistema se desenvolvem sobre o resistor  $R$ , e na ausência de ionização este sinal não existe e a diferença de potencial entre os eletrodos da câmara é  $V_0$ . Quando uma partícula ionizante penetra na câmara, produz pares de íons que passam a se deslocar devido à presença de um campo elétrico.

Seu movimento induz uma carga sobre os eletrodos, diminuindo o valor da diferença de potencial entre eles, provocando o aparecimento de uma queda da tensão sobre  $R$ . Quando todas as cargas são coletadas, o pulso atinge sua amplitude máxima e a tensão em  $R$  tende a retornar ao estado de equilíbrio sendo este processo governado pela constante de tempo  $RC$  do circuito externo, onde  $C$  é a capacitância da câmara.

Câmaras de ionização estão disponíveis em várias formas e dimensões, como por exemplo: cilíndricas, placas paralelas, esféricas e tipo poço e consistem de uma cavidade com um gás normalmente o ar na pressão atmosférica ambiente ou pressurizado ou mais recentemente com líquidos, Figura 5.

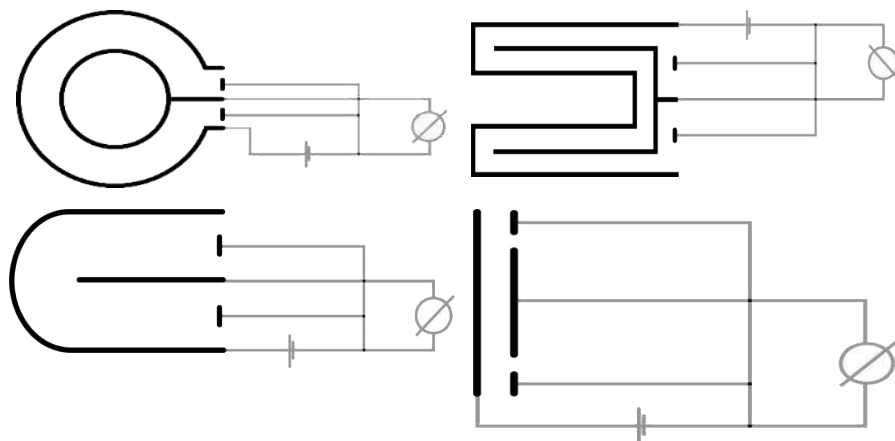


Figura 4 – Esquema simplificado das câmaras, esféricas usadas em laboratório de calibração e do tipo poço. Esta última mais usada na braquiterapia e medicina nuclear e de duas câmaras tipo dedal e de placas paralelas usada na teleterapia.

Fonte: PTW Catalogo (2020).

Elas são constituídas sempre por uma parede de material sólido, eletrodo coletor, anel de guarda e isolantes a ser discutido a seguir.

De forma a se obter uma resposta “*quasi-independente*” da energia sua construção deve considerar o uso de materiais de diferentes números atômicos, de forma que os diferentes processos de interação na parede e eletrodo possam compensar a fluência de energia tornando sua resposta mais uniforme.

Certamente que o ideal seria utilizar um único tipo de material na câmara (neste caso, este tipo de câmara é denominado de câmara homogênea) ou seja na parede, eletrodo e anel de guarda todos semelhantes ao meio onde se realiza a medição.

Com isto não é possível na prática, os processos e sub processos que ocorrem serão distintos e com intensidades diferentes devido a interação com os diferentes materiais que compõem cada elemento e sua dependência da energia do feixe.

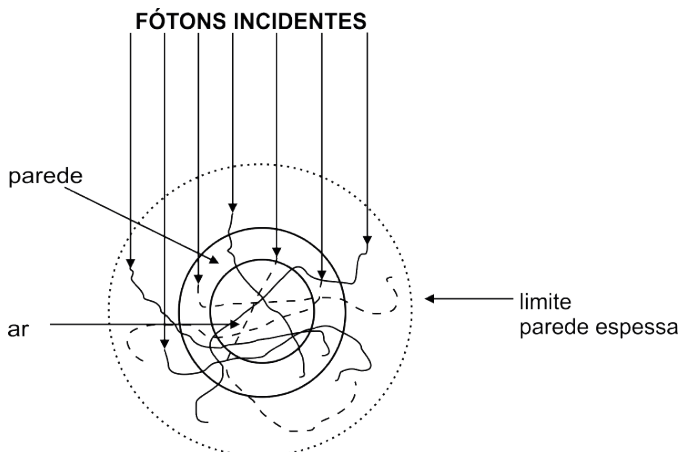


Figura 5 – Descreve os caminhos típicos dos fótons e elétrons secundários oriundos da interação do feixe primário de fótons na parede, eletrodo volume de ar no interior da câmara.

Fonte: Attix (1986).

## Composição básica de uma câmara de ionização

Conforme apresentado na Figuras 6a e 6b, uma câmara de ionização é basicamente composta de:

- parede, em câmaras cilíndricas ou esférica, ou janela em câmaras de placas paralelas;
- eletrodo coletor;
- anel de guarda;
- isolantes;
- haste de fixação; e
- capa de equilíbrio eletrônico, apesar de não ser tão relevante quando a calibração é feita em termos de dose absorvida na água,  $D_w$ .

Cada um destes componentes pode ser construído de materiais diferentes de forma a minimizar a perturbação causada por eles e buscar um equilíbrio maior na resposta a feixes com diferentes energias homogeneizando assim a sua resposta.

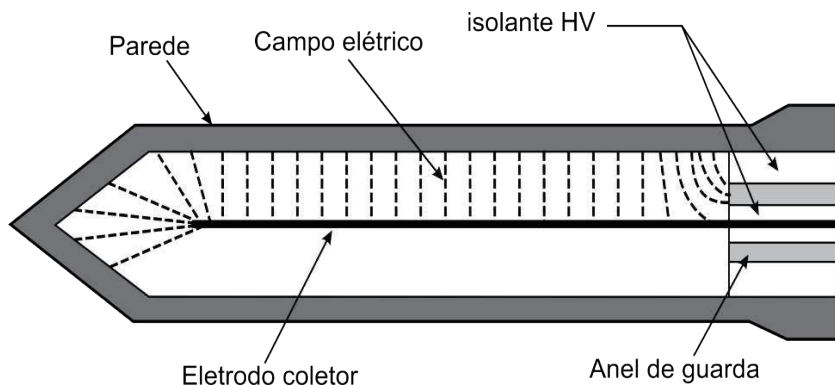


Figura 6a – Esquema clássico de uma câmara cilíndrica tipo dedal ou tipo Farmer onde se destacam as linhas do campo elétrico entre a parede, o eletrodo e o anel de guarda que definem o volume sensível.

Fonte: Humphreys ad Purdy (1992).

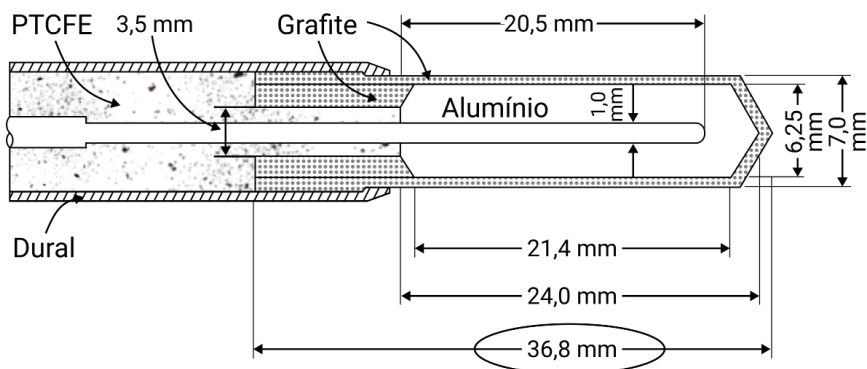


Figura 6b – Materiais típicos e dimensões usados nos componentes de uma câmara: parede, anel de guarda de grafite e eletrodo, podendo ser de alumínio ou grafite.

Fonte: Humphreys ad Purdy (1992).

## Composição elementar dos componentes de uma câmara

### A parede

O material da parede deve ser condutor ou pelo menos sua superfície interna deve ser revestida de material condutor, como por exemplo: carbono.

São várias as funções da parede:

- delimitar o volume físico da cavidade;
- estabelecer o campo elétrico entre a parede e eletrodo;
- dar rigidez mecânica ao sistema;

- proteger das condições externas como poeira, campos elétricos e de radio frequência externos;
- absorver os elétrons secundários gerados fora da cavidade;
- produzir elétrons secundários, raios delta, que irão contribuir com a ionização no volume sensível da câmara; e
- funcionar em alguns casos com um filtro compensador para moderar a resposta da câmara para permitir seu uso numa faixa maior de energia.

A condição ideal seria de o material da parede ser equivalente ao ar da cavidade em especial, se a medição for realizada no ar, e tecido equivalente se for realizada na água.

Como a condição de equivalência destes materiais com o meio é pouco provável de ser cumprida integralmente, fatores de correção que estão serão discutidos no Capítulo 14, devem ser definidos e aplicados de forma a ajustar este desvio.

## O eletrodo central

Deve ser em princípio construído do mesmo material da parede com um número atômico efetivo equivalente ao ar, ou seja,  $Z_{ar}=7,8$ , uma vez que a teoria da cavidade não prevê materiais heterogêneos.

Em geral sua dimensão não interfere muito na medição a menos que seja de  $Z$  efetivo alto.

Algumas câmaras, como mencionado anteriormente, usam eletrodos de alumínio para ajustar a dependência energética da câmara quando usada em feixes de baixa energia de fótons região onde o efeito fotoelétrico predomina.

Assim pode-se aumentar a faixa de energia de uso da câmara. A não equivalência com o meio exige a aplicação de uma correção designada de  $p_{cel}$  de acordo com o TRS # 398 (2000).

### **Dicas:**

- Valores típicos de da correção do efeito  $p_{cel}$  encontrados na literatura são:

| Correção para feixe de fótons |                    |
|-------------------------------|--------------------|
| Grafite com diâmetro (1mm)    | Efeito desprezível |
| Alumínio com diâmetro (1mm)   | 1,004%             |

| Correção para feixe de fótons |                            |
|-------------------------------|----------------------------|
| Grafite com diâmetro (1mm)    | Desprezível                |
| Alumínio <0,2%                | Qualquer energia (5-20MeV) |

## O anel de guarda

Permite que um campo elétrico uniforme seja estabelecido entre a parede e o eletrodo sendo estendido ao anel de guarda com o mesmo potencial elétrico de forma a reduzir as perturbações, em especial em feixes pulsados, além de definir o volume sensível da câmara e reduzir a fuga.

Dentre outras funções pode-se destacar:

- a) Quando o anel de guarda fisicamente avança um pouco no volume físico da câmara, o volume sensível reduz o efeito de bordas gerado pelas linhas de campo elétricos entre o eletrodo e o anel de guarda, definindo melhor o seu volume sensível.
- b) Proteger a corrente coletada ao longo do cabo que está com o mesmo potencial do eletrodo e sendo de alta impedância, permite um caminho de baixa impedância para corrente de fuga reduzindo o seu efeito, minimizando o seu valor.
- c) Importante estar atento para o fato de que a magnitude do sinal gerado depende fortemente do volume sensível da câmara e do seu alinhamento com o campo elétrico.

## III. Volume sensível da câmara versus sinal gerado

Um projeto de alimentação de tensão e coleta de sinal varia com o tipo de câmara e o seu volume sensível. Quanto maior o volume, maior será o sinal o que pode melhorar significativamente a relação sinal/corrente de fuga.

Um volume sensível pequeno resulta num baixo sinal que pode ser um fator limitante em muitas câmaras em especial, quando as medições são realizadas em campos de radiação pequenos ou com fontes de braquiterapia de baixa taxa de dose.

A identificação dos componentes de uma câmara e sua geometria interna não são de fácil identificação mesmo quando os esquemas dos projetos dos fabricantes estão disponíveis. Por esta razão alguns testes devem ser feitos quando do recebimento das câmaras:

- a) radiografias perpendiculares;
- b) tempo de equilíbrio e magnitude da fuga na pré e pós irradiação;
- c) avaliar o efeito haste;
- d) verificar a comunicação entre o volume sensível e o ambiente;
- e) determinar:
  - a resposta com a energia,
  - o efeito polaridade,
  - a eficiência de coleção de íons,
  - a dependência direcional.

**Dicas:**

- Boas radiografias podem ser obtidas com a câmara sem capa de “build-up” usando um feixe de raios-x diagnóstico com 60 kVp, foco pequeno, tempo de exposição de 0,018s, distância foco filme de 1 metro e filme convencional com écran ou digital.
- Deve-se observar o comprimento do eletrodo, espaçamento e simetria entre o eletrodo e a parede nos três eixos e, se possível, identificar algum material de número atômico alto.
- O efeito haste depende da qualidade do feixe e dos isolantes e de quanto do anel de guarda está sendo irradiado. Câmaras que são consideradas “fully guarded” possuem efeito haste desprezível.
- Uma boa câmara quando usada uma vez por semana, deve gerar sinais reprodutíveis após uma ou duas exposições podendo a primeira e segunda leituras serem descartadas dependendo do tempo de estabilização característico.
- Conexão atmosférica é muito importante e pode ser verificada. por exemplo simplesmente variando ligeiramente a temperatura na fonte de referência de  $^{90}\text{Sr}$  com um secador de cabelo ou fazer uma medição logo após a colocação da câmara no fantoma de água, medindo-se em seguida a temperatura da água e do ar, e observar o comportamento das leituras. Muitos erros grosseiros já foram cometidos pela ausência deste teste.
- Uma segunda opção é usar um sistema tipo minicâmara de gás com pressão variável usada para preservar a pressão interna de uma bola de tênis, descrito por de Almeida and Cecatti (1980)
- Antes de enviar a câmara para calibração, verificar a dependência da resposta com a energia usando pelo menos dois feixes existentes embora difícil de ser feita atualmente, com a descontinuidade de feixes de Cobalto-60 e os hospitais não dispõem de uma terceira fonte de energia).
- Verificar a fuga e a reprodutibilidade com a fonte de referência de  $^{137}\text{Cs}$  descrita por de Pires et al (2010) ou fontes  $^{90}\text{Sr}$  comercialmente disponíveis.
- Em ambientes muito úmidos a oxidação do eletrodo de alumínio pode aumentar este efeito. Entretanto, o pior efeito da umidade é nos isolantes que compõem a câmara, assim como nos conectores tanto da câmara quanto no eletrômetro.

- Os efeitos polaridade e coleção de íons são em princípio função do tipo de feixe, energia e taxa de dose. Portanto, é importante que sejam determinados em especial nos feixes de campo pequenos (Radio cirurgia) e Flattening Filter Free, (FFF).
- No caso dos feixes que usam (FFF), para a avaliação do efeito de coleção de íons, pode-se variar a taxa de dose e manter o número de MUs e verificar a linearidade de resposta.
- Câmaras com paredes de Nylon (estas câmaras foram descontinuadas já na década de 80 pois não eram à prova d'água.) não devem ser deixadas dentro do fantoma com água muito tempo pois este material é altamente higroscópico, cerca de 10 vezes mais que PMMA.
- Câmaras com paredes de plástico equivalentes à água não devem permanecer imersas na água além do tempo necessário a fim de evitar correntes de fugas indesejadas.
- Nenhuma câmara deve ser deixada dentro do fantoma de água mesmo por uma noite, devido a higroscopia dos materiais que a compõe.
- Recomenda-se retirar a câmara da água ou então esvaziar o tanque de água. Esta última medição evita a deformação das paredes de plástico do objeto simulador devido à pressão da água exercida nas suas paredes. Esta pressão da água pode ser minimizada pelo aumento da espessura das paredes (acima de 10 mm por exemplo). Em sistemas de varredura automáticos, basta deslocar a câmara para fora da água e esvaziar ao máximo o tanque de água.

#### IV. Cabos

Embora seja exigido uma alta exatidão do eletrômetro, a qualidade dos cabos e conectores não deve ser subestimada pois a degradação de um sinal é muito provável que seja causada por eles.

Em geral uma câmara é fornecida com um pequeno cabo associado, para que seja feita uma conexão com um cabo maior. Isto é muito prático pois o cabo pode ser usado com outras câmaras. Um cabo de 10 m não produz artefatos e podem ser usados com frequência.

Os cabos podem ser de dois tipos conforme descritos na Figura 7:

**a) o coaxial**, que possui um só condutor envolto num anel de proteção.

**b) o triaxial**, quando de baixo ruído é o mais recomendado para medições de baixas correntes.

O cabo triaxial possui um segundo anel de proteção mais interior que alimenta o anel de guarda para reduzir correntes de fuga. O anel externo normalmente é conectado aos chassis ou caixa do eletrômetro funcionando como terra, por razões de segurança. Os cabos de baixo ruído têm uma camada de grafite para reduzir o efeito tribo-elétrico e polietileno com isolante.

A Figura 7 mostra com detalhes os diversos componentes típicos de um cabo em escala arbitrária, porém muito próxima a realidade de forma a se atentar para delicadeza e ao mesmo tempo a robustez da sua construção.

Cabos coaxiais e triaxiais

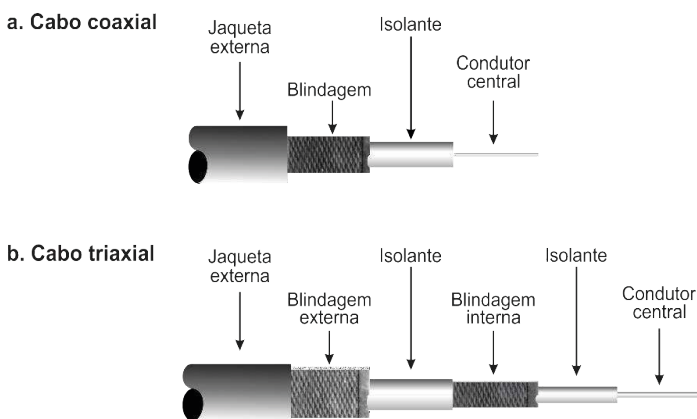


Figura 7 – Diagramação típica dos cabos: a) coaxial com apenas um anel de proteção e b) triaxial, onde se pode observar dois anéis de proteção.

Fonte: PTW Catalogo (2020).

A sua complexidade estrutural nos leva a refletir porque devemos ter cuidado pois os dois isolantes usados entre os componentes da câmara e a parte externa esta última flexível, serve para dar estabilidade mecânica aos seus componentes.

Os cabos têm como função:

- a) conduzir o sinal elétrico gerado no volume sensível da câmara até o eletrômetro;
- b) isolar eletricamente a parte central condutora da câmara do anel de guarda e da parte externa que serve de blindagem contra efeitos externos tipo RF, além de dar rigidez mecânica ao cabo;
- c) reduzir correntes espúrias que podem surgir devido ao “stress” mecânico causado pelo mal manuseio dos cabos, produzindo alguns efeitos importantes sendo que **três deles** serão mencionados abaixo:

## Efeito triboelétrico

Causados por cargas criadas nas interfaces entre o condutor e o isolante, devido a fricção entre eles ou por exemplo quando o cabo está torcido. Os elétrons livres em contato com a superfície do condutor criam um desequilíbrio de cargas seguido de um fluxo de corrente como mostrado na Figura 8.

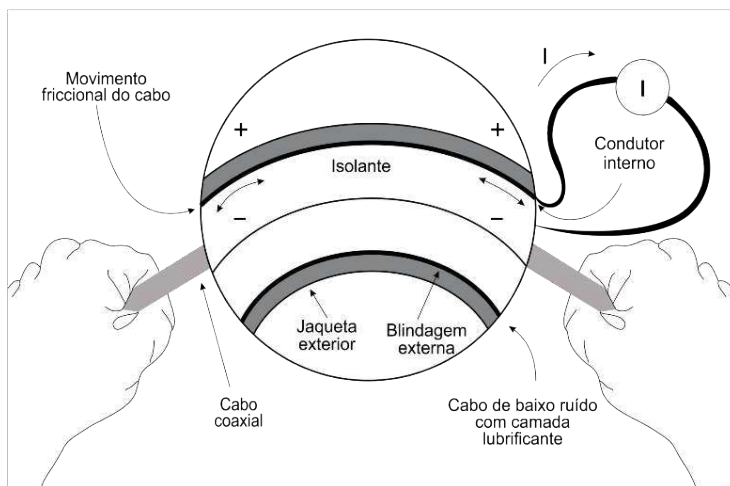


Figura 8 – Representação gráfica do efeito Triboelétrico.

Fonte: Manual Keithley (2020).

Os cabos de baixo ruído, são projetados para reduzir este efeito utilizando como material isolante polietileno coberto com uma camada tipo malha de grafite abaixo da parte superior do cabo funcionando como uma espécie de lubrificante minimizando o efeito e dando flexibilidade.

Porém, mesmo estes cabos devido ao manuseio descuidado podem perder a continuidade elétrica nesta camada gerando correntes espúrias. Outras causas também podem contribuir para este efeito, por exemplo, quando sujeitos a vibração excessiva ou grandes variações de temperatura.

## Efeito piezoelétrico

Podem ocorrer devido também a “stress” mecânico causado em partes dos materiais isolantes como descrito na Figura 9.

Correntes espúrias podem ser geradas quando submetidas a “stress” mecânico em algumas estruturas em especial quando são usadas em terminais ou conexões.

Alguns plásticos podem armazenar cargas de forma similar ao efeito piezo elétrico de uma certa similar ao comportamento dos eletretos.

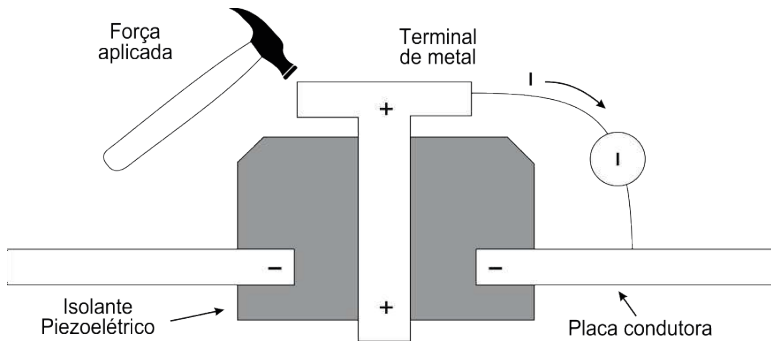


Figura 9 – Descreve as condições em que podem ocorrer o efeito Piezo-elétrico.

Fonte: Manual Keithley (2020).

Para minimizar este efeito o qual pode na prática ser confundido com o efeito piezo-elétrico é importante evitar “stress” mecânico quando do manuseio do cabo (ex: torcer o cabo durante seu manuseio e ou enrolar o cabo de forma descontínua) fazendo conexões bem rígidas e usar material isolante com o mínimo de potencial para acumular cargas.

## Efeito eletroquímico

São efeitos causados por contaminação de partículas e umidade. Erros nas medições podem ocorrer devido a correntes espúrias causadas por efeitos eletroquímicos ex: o circuito impresso conforme mostra a Figura 10. Que usa “epoxy” na sua base e quando não estão limpos devido a umidade local pode atrair poeira que resulta em correntes espúria da ordem de nA.

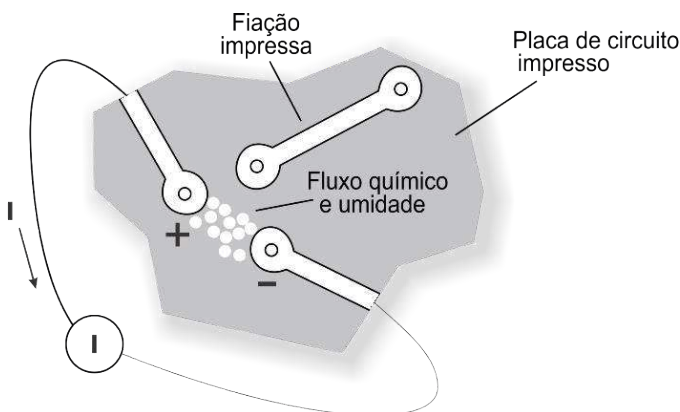


Figura 10 – Diagrama do ilustrativo efeito eletroquímico.

Fonte: Manual Keithley (2020).

Para evitar este efeito deve-se utilizar materiais isolantes limpos e solventes apropriados, pouco higroscópicos, ou seja, resistentes a absorção de água bem como manter os níveis de umidade ambiental baixos. Por todas estas razões os cabos devem ser manuseados com muito cuidado evitando dobras e torções que podem degradar suas qualidades isolantes e condutoras.

***Dicas:***

- Ruídos causados por microfonia não devem ser superiores a 2.0 pC/m.min.
- O tempo necessário para a fuga estabilizar em  $10^{-14}$  A depois de troca da polaridade por exemplo, de +300 para -300 V, não deve ser superior a 2 min, quando são usados isolantes dielétricos de Teflon ou de Polietileno.
- Testar a continuidade do cabo e conector com um multímetro é importante para assegurar que todas as conexões estejam rígidas e seus componentes bem ajustados. Este teste simples deve ser realizado pelo menos quando da instalação do cabo pode evitar muitos transtornos.
- Os cabos devem ser enrolados e desenrolados num mesmo sentido. Como exemplo ilustrativo, os cabos devem ser enrolados tais como as mangueiras de água utilizadas pelos Bombeiros no combate a incêndios.
- Os cabos nunca devem ser passados por baixo de portas; pode amassar as camadas internas condutoras de grafite e danificar os isolantes.
- O ideal é deixar um cabo passado no duto onde passam os cabos de conexão da informática entre a sala de tratamento e a sala de controle. E não nos dutos que passam os cabos de conexão elétrica entre o console e a máquina. Em geral as câmaras podem ser desconectadas dos cabos dentro da sala pois em alguns casos pode não ser exigido enviar o cabo para o laboratório de calibração.

## **V. Conectores**

Diversos são os tipos de conectores fornecidos por diferentes fabricantes de eletrômetros devendo sem dúvida sua escolha ser compatível com o tipo de cabo seja BNC coaxial ou triaxial. **Uma padronização universal ajudaria muito na prática pois cada fabricante usa um tipo diferente, Figuras 11 e 12.**

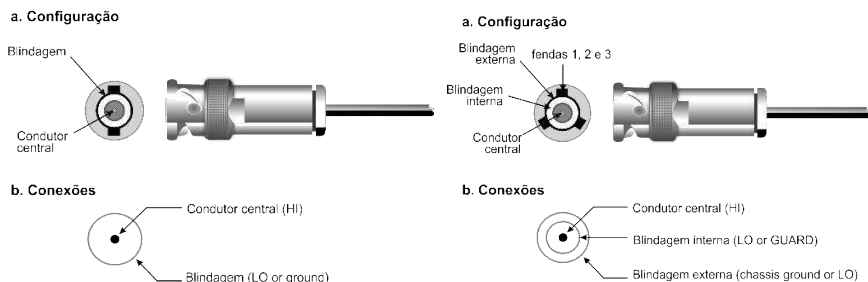


Figura 11 – Mostra a configuração lateral e frontal dos conectores. a) BNC triaxial com três camadas de proteção e b) BNC com apenas uma camada.

Fonte: Manual Keithley (2020).

A seguir, será apresentado um conjunto típico de conectores disponíveis de um fabricante, neste caso a PTW, e chama a atenção da necessidade de definir muito bem suas necessidades no momento da sua aquisição.



Figura 12 – Apresenta um conjunto típico de conectores disponíveis comercialmente.

Fonte: Catálogo PTW (2020).

## Instalação de um conector

As dimensões dos vários segmentos de um cabo a serem seguidas de acordo com as orientações do fabricante são muito bem definidas e exige ferramentas especiais.

Um diagrama típico pode-se observar na Figura 13, onde as camadas de diferentes materiais que compõem os cabos são explicitamente mostradas e as cinco etapas que devem ser seguidas, de acordo com as características de cada cabo e as instruções de cada fabricante.

### Preparação do cabo

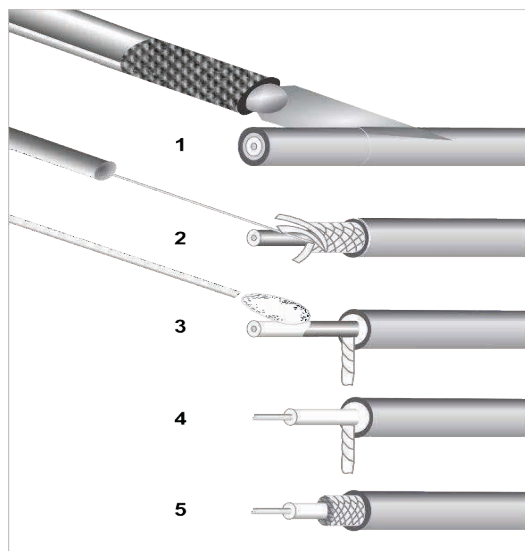


Figura 13 – Descrição das etapas típicas e dos cortes para inserção nos conectores.

Fonte: Manual Keithley (2020).

## Dicas para preparação colocação do conector de acordo com as etapas da Figura 13

1. Corte com cuidado o isolamento externo sem cortar a blindagem
2. Use um cortador muito afiado e levante a malha de blindagem
3. Enrole a malha e limpe os traços de grafite com metanol. Para o cabo triaxial repita o processo com a malha interna
4. Corte o condutor central até o comprimento sugerido pelo fabricante, retire o isolamento central
5. Para inserção do conector a superfície da malha deve ser cortada de acordo com as instruções do conector.

**Dicas:**

- A instalação de um conector no cabo não é uma operação trivial, e não deve ser tentada sem a ajuda de um bom técnico em eletrônica.
- Muita atenção deve ser dada no momento da aquisição dos conectores pois custam caro, alguns tipos são difíceis de montar e pode inviabilizar o uso do cabo com outra câmara já existente no serviço.
- A limpeza dos conectores deve ser observada com muito cuidado, pois sujeira pode ser uma das maiores causas de correntes de fuga em especial se o mesmo cabo é usado com diversas câmaras.
- Em geral, a limpeza deve ser feita com álcool isopropílico, com o uso de uma pinça com ponta bem fina envolta em lenço de papel. O uso de gazes deve ser evitado já que podem introduzir fiapos de tecido nos conectores.
- Os conectores devem ficar sempre com suas proteções (capas) nas extremidades ou envoltos em papel alumínio e amarrados com um elástico de borracha ou fita crepe.
- Os conectores devem estar bem instalados de forma a permitir um bom acoplamento entre os conectores macho e fêmea, ou seja, o conector central deve estar firme.
- Como já mencionado, o sistema completo deve ser verificado antes do envio e quando do retorno do Laboratório de Calibração contra uma fonte de referência por ex. Sr-90, Cs-137, ou de tele terapia <sup>60</sup>Co, esta última se disponível, ou no próprio acelerador neste caso em condições de referência.
- Evitar o uso de secadores de cabelo para reduzir a umidade nos conectores, quer seja na câmara quer seja no eletrômetro. O uso deletério de tal artifício pode introduzir grãos de poeira indesejáveis nos conectores, e conseqüentemente, aumentará a magnitude da corrente de fuga.
- Caso seja necessário refazer a conexão do conector no cabo por algum motivo (algum curto-circuito e/ou dobra no cabo), evite usá-lo imediatamente após tal reparo devido a existência de efeitos tribo-elétricos gerados pela manipulação destes componentes. Aguarde pelo menos algumas horas, ou, se possível, utilize no dia seguinte ao reparo executado.

## VI. Anel de Guarda

A identificação do anel de guarda e seu formato não é de fácil visualização, porém, com os esquemas dos projetos fornecidos pelos fabricantes pode ser possível saber qual o tipo de anel de guarda em uso.

## VII. Considerações sobre a Corrente de fuga

A corrente de fuga é um dos principais problemas quando se mede correntes elétricas de baixa intensidade, ou seja da ordem de  $10^{-12}$  A ou menores, e não pode ser negligenciada.

A corrente de fuga ocorre através da superfície dos isolantes devidos à poeira e ou outros contaminantes com baixa resistência. Este valor adicionado a medição da corrente causa uma componente indesejável devendo idealmente, ser inferior a 0,1% com relação ao sinal de corrente de ionização sendo medição IAEA- TRS 398(2000).

Correntes espúrias produzidas no cabo podem ser aditivas para um dado sinal de polaridade e subtrativas no outro.

### ***Dicas:***

- Um valor de fuga observada durante o intervalo de tempo de cerca de 15 min após aplicação de uma tensão de 300 V, deve ter seu valor reduzido após 5 min para cerca de  $10^{-14}$  A.
- A fuga pode ser diferente no mesmo cabo quando exposto a feixe de elétrons ou de fótons e a energias diferentes. Câmaras que alcancem uma fuga da ordem de 10-13A devem ser reparadas ou colocadas dentro de uma estufa com temperatura controlada da ordem de 30-35 °C. Neste teste, sugere-se a remoção da capa de equilíbrio eletrônico e/ou de proteção bem como as tampas dos conectores. Observar atentamente a temperatura neste tipo de forno, que jamais deve ultrapassar a temperatura de 36°C para evitar o derretimento do cabo.

## 3. ELETRÔMETROS

Pequenas correntes (da ordem de 0,5 pA e 800 nA) que são resultado da produção e coleção de íons de um dado sinal gerados numa câmara de ionização, podem ser medições como corrente diretamente, ou como carga, se acumuladas por um tempo prefixado num capacitor de alta qualidade. O instrumento que se utiliza para este fim é um eletrômetro, construído com alta qualidade de forma a medir a corrente ou acumular cargas com grau de precisão e exatidão exigidos na prática clínica. Em geral, os eletrômetros são instrumentos de alta impedância de forma a não afetar o valor medido e ajudar a proteger o instrumento de fugas.

A carga gerada pelos pares de íons é coletada por intermédio de um campo elétrico, que por sua vez, detecta carga elétrica quando a mesma interage com o eletrodo, gerando sinal elétrico. A carga gerada em um intervalo de tempo cria uma corrente elétrica que é quantificada pelo eletrômetro. Deste modo, embora a corrente elétrica gerada pela câmara de ionização seja relativamente baixa, o eletrômetro tem um amplificador operacional com a função de amplificar o sinal elétrico.

O eletrômetro mede indiretamente a carga devido a queda de tensão e a voltagem desenvolvida através do resistor, que resulta em um sinal elétrico amplificado. O tipo de corrente utilizada pelo eletrômetro é do tipo corrente contínua (CC), considerado um ponto fraco deste equipamento, devido ao desvio ou mudança dos componentes elétricos que podem comprometer a corrente de saída.

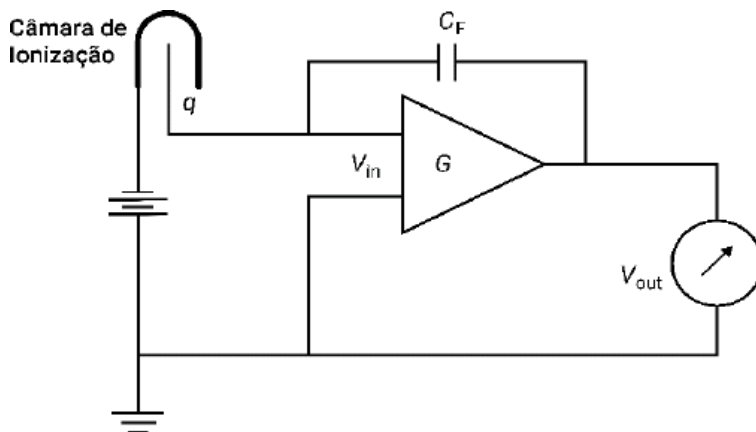


Figura 14 – Diagrama típico de uma câmara de ionização conectada a um amplificador operacional operando no modo carga. No modo corrente, o capacitor **Cf** é substituído por um resistor **Rf**

Fonte: Manual Keithley (2020).

Quando se mede carga conforme a Figura 14, o amplificador é configurado com um amplificador inversor cuja tensão medição corresponde a carga acumulada durante o processo de ionização na cavidade da câmara de acordo com a seguinte relação:

$$Q = CV = IT/C \quad (3)$$

Onde:

**Q** = a carga em Coulombs

**C** = Capacitância em Faraday

**V** = Tensão aplicada

**I** = Corrente de ionização em Amperes

**T** = Tempo de integração do sinal

A qualidade destes instrumentos depende de capacitores de alta qualidade com valores entre 0,001 to 1.0 uF dependendo da magnitude do sinal, podendo ainda conter mais de um capacitor com valores diferentes a serem selecionados por um *switch* de acordo com a magnitude do sinal a ser medido.

Para medições de corrente em geral como mostra na Figura 14, o capacitor **Cf** é desconectado e substituído por uma resistência também de alta qualidade sendo o valor da tensão  $V_{out}$  a medição da corrente de acordo com a relação

$$V = IR \quad (4)$$

Onde:

$V$  = tensão aplicada ao resistor  $V_{OUT}$ .

$I$  = corrente de ionização em Amperes

$R$  = Resistência em ohms

A parte referida como ohmímetro deve ter resistores na faixa de  $10^7$  a  $10^{12}$  ohms, dependendo da magnitude do sinal a ser medido. O conjunto de componentes que fazem parte o circuito do eletrômetro incluindo a fonte de alta tensão é colocado dentro da caixa metálica com blindagem eletrostática sendo a caixa de metal ou, se for de madeira, com uma camada de filme metálico no interior.

Este conjunto pode ter um ou dois amplificadores medindo voltagem com um voltímetro digital. O sinal também pode ser analógico, mas será convertido em digital por um conversor específico. A maioria tem a capacidade de zerar o “off-set” causado por corrente de background e deve ser feito com o cabo e câmara conectados e a tensão aplicada e o display estabilizado.

#### **Dicas:**

- A corrente de fuga de um eletrômetro deve ser determinada após a carga alcançar o meio da escala, desligar o feixe e observar se o sinal diminui, aumenta ou fica estável (isto só é válido para eletrômetros analógicos!). A variação não deve ser maior que 0,1% num período de 1 minuto. Para tal, é importante desconectar a câmara de ionização e fechar com uma tampa o conector do eletrômetro. Caso contrário, a fuga do eletrômetro pode estar sendo mascarada pela câmara de ionização. O ideal é que a corrente de fuga não ultrapasse correntes da ordem de  $10^{-14}$  A.

- Como a unidade pode em geral ser responsável pela fuga, mantenha o eletrômetro em ambiente seco e com sílica gel com algum marcador de cor azul turquesa. A recuperação da sílica pode ser feita colocando num forno com a temperatura em torno de 35 °C.
- Obter o coeficiente de calibração do eletrômetro independente, permite usá-lo com outras câmaras que tenham coeficientes separados mas ainda não é uma prática comum adotada em nenhum laboratório de calibração no Brasil.
- A fonte de alta tensão que é aplicada a câmara normalmente se encontra dentro do conjunto-eletrômetro, sendo a tensão transmitida através de um cabo triaxial entre o anel de guarda e a camada externa.

A polaridade da tensão aplicada deve ser a indicada pelo fabricante, em geral +300 V, lembrando que uma tensão excessiva pode danificar os materiais isolantes causando fadiga de material e como consequência fuga de sinal as vezes significativas.

***Dicas:***

- Alguns fabricantes, embora não especifiquem qual a polaridade a ser usada de forma que não se sabe se o coletor do sinal é o eletrodo, consulte o Laboratório de Calibração e use uma polaridade compatível com a fornecida no certificado de calibração.

As escalas mínimas e máximas são importantes para as medições devendo ter no mínimo ter 4 dígitos e a precisão seja da ordem de 0,1%.

**Por exemplo:** Se estamos medindo em pA o último dígito corresponde a fA. Como o eletrômetro pode não mostrar o valor verdadeiro da carga ou da corrente ele deve ser calibrado em termos de C/leitura ou A/por leitura. Embora muitas vezes estes valores sejam 1,000 C/leitura ou 1,000 A/por leitura não se deve assumir que ele seja igual a unidade.

Um eletrômetro deve ser usado para detecção e medição quando uma dessas condições existir:

- a) correntes menores que 10 nA; e
- b) resistências maiores que 1GΩ.

Existem vários tipos de eletrômetros que se diferenciam pela estabilidade, faixa de leitura, aplicação, corrente de fuga etc. A Tabela a seguir, mostra as diferentes características dos eletrômetros UNIDOS E, UNIDOS WEBLINE, SUPERMAX e KEYHTLEY 6517B.

| PARÂMETROS          | UNIDOS E   | UNIDOS WEBLINE   | SUPER MAX  | KEYTLEY 6517b                               |
|---------------------|--|--|--|---|
| Range de Carga      | • fC a 100pC<br>Apresentam faixas "low ehigh".   | 2pC a 8.991 C  | • 0,001pC a 999.9μC<br>Apresentam faixas 'low ehigh'.  | 1fC a 2,1 μC                                |
| Estabilidade        | ±0,5% p.a  | ±0,5% p.a  | 0,5% p. a  | 0,1% p.a                                    |
| Umidade             | 10 a 75%   | 20 a 80%   | 20 a 80%   | 0 a 100%                                    |
| Temperatura         | 10 a 40° C   | 10°C a 40° C   | 15°C a 35°C  | -25°C a 150°C                               |
| Unidades de medição | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Dose absorvida na água, kerma no ar (Gy)</li> <li>• Taxa de dose absorvida para a água, taxa de kerma no ar (Gy/min)</li> <li>Exposição (R)</li> <li>• Taxa de exposição (R/min)</li> <li>• Produto de dose (Gy . cm)</li> <li>• Carga (C)</li> <li>• Corrente (A)</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Dose absorvida na água, kerma no ar (Gy)</li> <li>• Dose equivalente de dose (Sv)</li> <li>• Dose equivalente ambiente H*(10)</li> <li>• Taxa de dose absorvida para a água, taxa de kerma no ar (Gy/min)</li> <li>• Exposição ( R ) , Taxa de exposição (R/min)</li> <li>• Produto de dose (Gy . cm)</li> <li>• Atividade (Bq), (Ci)</li> <li>• Carga ( C )</li> <li>• Corrente (A)</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Carga ( C )</li> <li>• Corrente (A)</li> <li>• Taxa de dose (mGy/seg)</li> <li>• Atividade(Bq), (Ci)</li> </ul> | Carga (C)<br>Corrente (A)                   |
| Aplicação           | Raios x diagnóstico e Radioterapia.  | • Dose e taxa de dose • (Carga e corrente) na radioterapia, Raios X diagnóstico e radioproteção.   | Radioterapia e Raios X diagnóstico.  | Raios x diagnóstico e proteção radiológica. |
| Corrente de fuga    | ≤±1 fA   | ≤±1 fA   | ≤±1 fA   | <3fA  |

Tabela 9 – Parâmetros dos eletrômetros: UNIDOS E, UNIDOS WEBLINE, SUPERMAX, KEYTLEY6517B com seus valores de referência.

Fonte: Martins, Ribeiro e de Almeida (2022).

#### 4. SISTEMA DE VARREDURA DE FEIXE DE RADIAÇÃO

As curvas de isodose representam uma medição da variação de dose em função da profundidade e espacialmente de forma que, os valores de dose são normalizados no ponto de dose máxima no eixo central do feixe.

Algumas características importantes da curva de isodose são listados a seguir:

a) A dose é maior no eixo central do feixe em qualquer profundidade e diminui gradualmente nas bordas do feixe até a chamada de região de penumbra onde a taxa de dose diminui rapidamente em função da distância lateral do feixe;

b) Fora do limite do campo e da penumbra a variação de dose é resultado da dispersão lateral do campo na profundidade, do espalhamento nos sistemas colimação primário e secundário do feixe e da transmissão (fuga) do cabeçote do equipamento. Lembrando que a magnitude deste valor é função da distância no plano de tratamento sendo que à distâncias maiores de 10 cm a maior contribuição vem da fuga do cabeçote.

A medição das curvas de isodose são realizadas por meios de sistemas de varredura automáticos 2D ou 3D para determinar o perfil do feixe e as curvas de dose em profundidade para uma determinada energia do feixe de radiação.

A medição pode ser realizada por meio de uma câmara de ionização, detectores do estado sólido ou filmes radiográficos, não necessitando de se aplicar o coeficiente de calibração pois são medições relativas ao valor no ponto de  $d_{max}$  de acordo com o discutido no Capítulo 3.

A câmara de ionização e os diodos são os mais utilizados para determinar as curvas de isodose.

Existe um braço mecânico (geralmente construído em aço inox para evitar efeitos de corrosão a longo prazo) que permite mover e posicionar a câmara de ionização (câmara de referência no fantoma de água para medir a dose em vários pontos na água e em várias profundidades).

Para a medição de dose no eixo central, a câmara de ionização inicia a varredura partindo do fundo do tanque de água até a superfície a fim de minimizar o efeito denominado de menisco na água.

A medição ocorre no sentido da parte inferior do fantoma para a superfície devido a tensão superficial da água, que pode influenciar na determinação da dose.

Para cada direção e sentido de varredura, o sistema dispõe de dois ou três motores de passo independentes e de alta precisão, da ordem de 0,1 mm.

**Dicas:**

- É importantíssimo determinar a velocidade de varredura em cada tipo de medição bem como o tempo de acumulação do sinal em cada ponto de medição, quer seja da distribuição de dose quer seja nos perfis de dose, a fim de evitar “ruídos” nas curvas a serem feitas. Sugere-se a realização de alguns testes deste tipo antes de iniciar todo e qualquer processo de medição para evitar o descarte de muitas medições.
- Sugere-se o uso de duas câmaras com volume pequeno, da ordem de 1 cm<sup>3</sup>, sendo uma posicionada e centralizada no feixe de radiação e a outra posicionada na borda do campo de radiação, para evitar o efeito “sombra” sobre a câmara de referência. Tal posicionamento deve ser cuidadosamente verificado sobretudo para campos pequenos (campos com tamanhos inferiores a 4 x 4 cm<sup>2</sup>).
- Outro parâmetro de extrema relevância é o passo das medições: para curvas de dose em profundidade, as medições devem ser adquiridas com um passo de 1 mm, sobretudo em feixes de elétrons de alta energia. Alguns sistemas de planejamento requerem para este tipo de feixe, medições de 20-30 cm além do valor do alcance prático (Rp), a fim de poder quantificar com uma precisão maior, a contaminação produzida pela produção do bremsstrahlung no feixe de elétrons. Para perfis de dose, o mesmo se aplica, sobretudo na região de penumbra, podendo ser aplicado um passo de 2 mm neste último caso, tanto para feixes de fótons quanto para feixes de elétrons.

## A. Array de detectores

As técnicas de tratamento usando IMRT e IGRT estão cada dia mais frequentes em especial com doses prescritas de forma hipofracionada, ou seja, um número menor de frações com doses mais altas por fração. As exigências de QA específico para cada paciente são bem maiores, exigindo o uso de sistemas de medição com alta resolução espacial e que possam fornecer as informações com rapidez e elevada exatidão.

Com isto a melhoria dos tratamentos tem melhorado consideravelmente, impactando muitas vezes de forma positiva na taxa de cura e em especial na redução da morbidade devido a significativa redução de doses nos tecidos a volta do tumor.

Isto tem sido possível devido a obtenção de imagens muitas vezes diárias do tumor e seus órgãos vizinhos, o uso de campos menores com a ajuda dos colimadores multi-lâminas em movimentos dinâmicos desenhando de forma conformada o volume de tratamento obtendo-se assim, uma distribuição espacial que concentra a dose no volume alvo.

Como exigência fundamental para que seja obtido um bom resultado, o Controle

da Qualidade paciente específico denominado de testes “*end-to-end*” deve ser feito obrigatoriamente.

A execução dos testes paciente-específico, que serão discutidos com detalhes no Capítulo 25, ou seja, para cada paciente, previamente ao início do tratamento pode ser feita atualmente usando o que se chama Array de detectores ou filmes radiocromicos.

Os detectores são montados numa geometria de forma planar a fim de se obter uma imagem bidimensional da distribuição de dose e se colocado num fantoma giratório com software específico, uma imagem em 3D pode ser obtida.

Três princípios físicos com seus respectivos detectores são usados em alguns dos diferentes “arrays” disponíveis no mercado e serão discutidos genericamente neste capítulo:

- a) Câmaras de placas paralelas líquidas fechadas
- b) Câmaras de placas paralelas abertas
- c) Detectores de estado sólido tipo Diodos p-n.

Independente do tipo de sistema e do fabricante, utilizando ou não um fantoma, os parâmetros de controle pré-uso e a longo prazo são os mesmos de forma a se ganhar um grau adequado de confiabilidade ao sistema de medição;

Dentre os parâmetros mais importantes e comuns em todos os sistemas quedevem ser avaliados destaca-se:

### **Repetibilidade a curto e longo prazo**

Observar a constância das medições realizadas nas mesmas condições (tamanho de campo, DFS, profundidade no fantoma e número de Mu's) é fundamental para garantir um nível de confiabilidade e de sua constância requerido para a prática clínica. Este procedimento deve ser repetido periodicamente, para evitar que, por condições espúrias ao procedimento a sua resposta seja alterada por choque mecânico, deslocamento do ponto de referência no detector, variação da tensão ou mesmo problema nos conectores e cabo estes ultimos mais frequentes.

### **Linearidade com a dose**

Deve ser validado pelo usuário usando um campo fixo ex: 5,0 x5,0 cm<sup>2</sup>, DFS 100 cm, array posicionado na profundidade de referência e variando a dose numa faixa bem ampla, ou seja, com valores limites se possível entre 10 e 300 MU's.

### **Fator output relativo dos campos**

Deve ser medido usando por ex: DFS=100cm, número de MUs fixo (100 MUs) campos quadrados de 0,5 a 30,0 x 30,0 cm<sup>2</sup> para cada uma das energias de fótons usadas e comparar os dados com os medidos por exemplo com uma câmara tipo “*pinpoint*”.

## Sensibilidade

Normalmente é um dado indicado pelo fabricante que deve ser entendido como um valor nominal, mas deve ser verificada em função da posição dos colimadores secundários e da cobertura geométrica em uma parte ou todo o conjunto de câmaras, sendo possível se detectar variações milimétricas.

## Corrente de fuga

É um dado indicado pelo fabricante que deve ser entendido como um valor nominal, que deve ser verificado nas condições pré-irradiação e pós irradiação num tempo de pelo menos 5 vezes o tempo usado para a medição de referência.

## Dependência com a energia

Deve ser verificado em especial nos detectores de estado sólido. Pode ser feito com medições no raio central a várias profundidades próximo a borda do campo, onde a fluência energética tem a sua maior variação com relação ao raio central, como já mencionado, devido aos fótons de baixa energia Compton.

Estes valores devem ser comparados com os valores medidos com uma câmara de ionização ex; *pinpoint* na mesma geometria.

## Dependência direcional de resposta

Deve ser avaliada para qualquer array de acordo com a geometria sugerida na Figura 15.

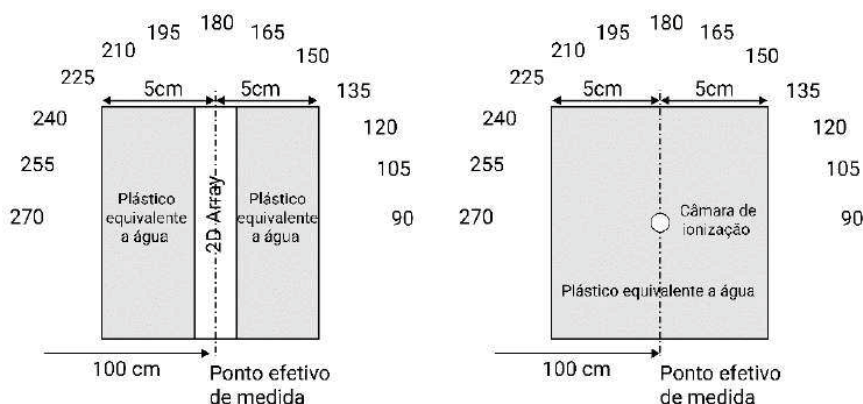


Figura 15 – À esquerda: o arranjo experimental sugerido para avaliar a dependência direcional sendo o array colocado numa posição vertical a uma distância fonte superfície de 95cm e o ponto efetivo de medição a 100cm. Para evitar o efeito da mesa deve ser selecionada uma faixa de ângulos entre 90 e 270 graus. À direita: o arranjo experimental para uso de uma câmara de ionização de referência na mesma geometria.

Fonte: Markovic et al (2014).

## Influência da mesa

Uma vez definido na medição prévia da dependência direcional que a variação é aceitável, pode-se então medir nos ângulos dentro da faixa em que o raio central tangencia a borda da mesa e gerar um gráfico representativo.

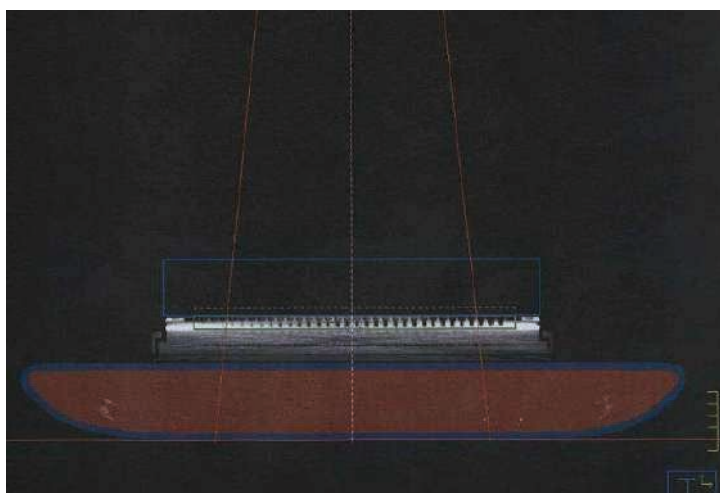


Figura 16 – Configuração espacial da modelagem do feixe interagindo com a mesa.

Fonte: Markovic et al (2014).

## Validação da calibração feita pelo fabricante

Em geral, todos os sistemas tipo “array” vem calibrados de fábrica, entretanto a correlação entre as leituras indicadas pelos detectores da região central ou de um único detector central usado como referência para todos ou outros do array devem ser verificados prévio ao seu uso.

Dos sistemas usados no mercado, vamos selecionar quatro deles para aprofundar um pouco mais a discussão metodológica aplicável a todos.

### 4.1 Exemplo 1. Array 729

Constituído de uma matriz de microcâmaras de ionização pode ser utilizado para medições de distribuição de dose em duas dimensões. O array Seven29 mostrado na Figura 17, fabricado pela PTW, possui setecentas e vinte e nove câmaras de ionização de placas paralelas **abertas** (ou seja, sensível as variações ambientais) distribuídas em uma matriz de 27 linhas e 27 colunas envolvidas por PMMA.

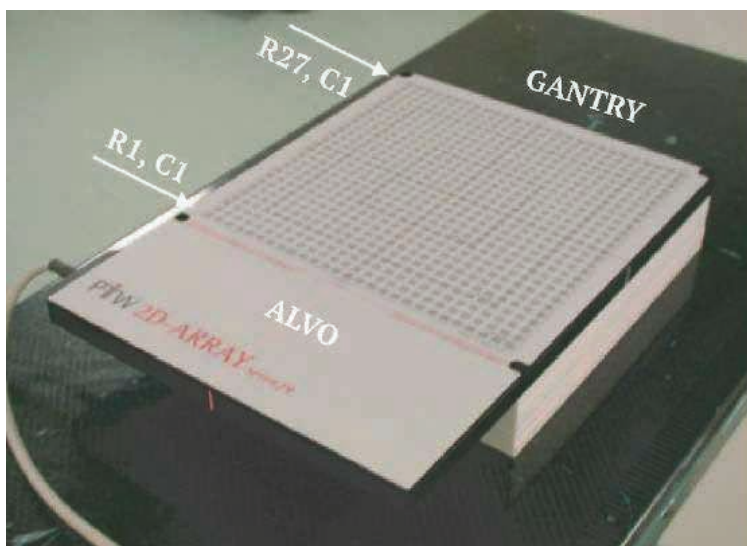


Figura 17 – As câmaras podem facilmente serem identificadas como pequenos quadrados cinza distribuídos uniformemente em uma área de  $27 \times 27 \text{ cm}^2$ , tendo cada uma a dimensão de  $0,5 \times 0,5 \times 0,5 \text{ cm}^3$  espaçadas de 1 cm de centro a centro ativos. As colunas e linhas são identificadas e a sequência de varredura ocorre na direção de R1C1 para R27 C1.

Fonte: Catálogo PTW (2020).

O espaço de 5mm entre as câmaras pode ser visto na Figura 17 e quando um MLC de 5mm está sendo usado, três configurações geométricas podem ocorrer:

- a) uma superposição direta entre a lâmina do MLC e a linha de detectores;
- b) superposição parcial; e
- c) nenhuma superposição.

Em situações normais, onde o eixo central cruza as marcas do centro do detector, o primeiro cenário deve ocorrer tanto para IMRT estático com o colimador a  $0^\circ$  como para Rapid Arc neste caso com colimador a  $30^\circ$ .

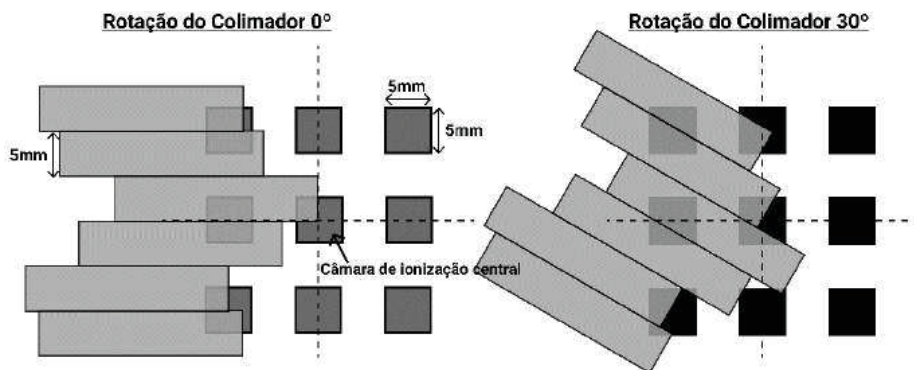


Figura 18 – Esquema da geometria de superposição entre o MLC da Varian de 5 mm e as câmaras do array nas posições de rotação do colimador de  $0^\circ$  (tipicamente usado em IMRT estático) e  $30^\circ$  (tipicamente usado em Rapid Arc). A linha pontilhada indica o eixo central do campo.

Fonte: Adaptado de Hussein et al (2013).

O ponto de referência nominal está localizado a 0,5 cm da superfície do array e o sistema está projetado para medir dose absorvida numa faixa de dose de 200 mGy-1000 Gy ou opcionalmente uma taxa de dose de 500 mGy/min a 8 Gy/min ambas as condições controladas pelo software fornecido pelo fabricante, que exporta os dados brutos para um arquivo ASCII para então serem processados.

Dados específicos deste sistema conceitualmente se aplicam aos outros que serão apresentados a seguir:

## A repetibilidade

Foi observado por Spezi et al (2005) após um conjunto de 10 irradiações uma variação da ordem 0,2%, com desvio máximo da ordem de 1,0% usando um campo de  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  e SSD de 100 cm. Figura 19.

## Reprodutibilidade

A estabilidade do sistema ao longo de períodos mais longos (alguns meses) também foi observada por Spezi et al (2005) comparando com um sistema independente. Pode-se observar uma ligeira drift na dose de referência ao longo dos 5 meses.

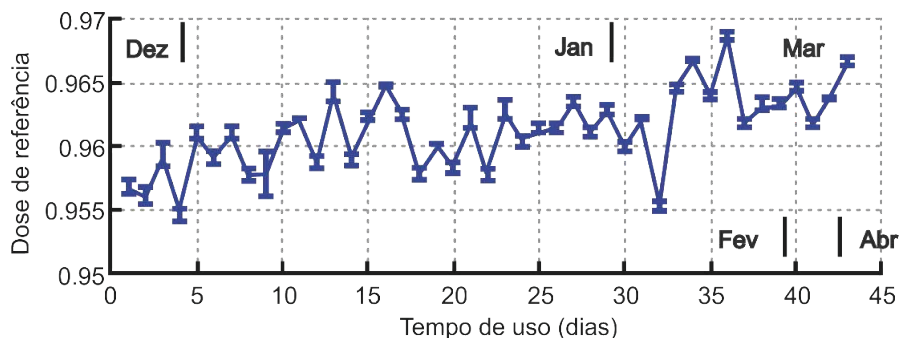


Figura 19 – Reprodutibilidade a médio prazo observada ao longo de 5 meses, neste caso, 42 conjuntos de 10 medições, com um desvio padrão da ordem de 0,2%.

Fonte: Adaptado de Spezi et al (2005).

## Linearidade

O Array 729 tem um comportamento semelhante a uma câmara de ionização de referência, ou seja, da ordem de 0,4% para uma faixa de dose equivalente a 2,3, 5, 10, 20, 50, 100, 200, 300 e 500 MUs em um campo de referência de 10x10 cm<sup>2</sup> com DFS de 100cm.

## Output factors (fator rendimento)

Resultados de medições realizadas para o intervalo de campos de 2x2 cm<sup>2</sup> até 27x27cm<sup>2</sup>, comparando o resultado do array com uma câmara “pinpoint” PTW modelo 31014 associada ao eletrômetro Unidos Universal, com uma dose de 100 MUs cujos resultados típicos são apresentados na Figura 19.

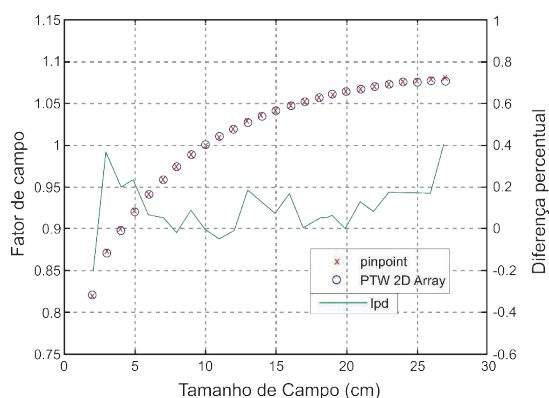


Figura 20 – Curva típica do fator output medido com o array 729 PTW, neste caso comparada com uma câmara; em azul, valores medidos pelo array, x medidos pela câmara “pinpoint”, em verde, o desvio relativo máximo observado de 0,5% para todos os tamanho de campo.

Fonte: Adaptado de Spezi et al (2005).

O pequeno desvio observado deve-se ao fato do eletrodo da câmara “pinpoint” ser de aço, que resulta numa sobre resposta na região dos fótons Compton espalhados de baixa energia. As câmaras “pinpoint”, atuais usam eletrodo de alumínio que deve reduzir ainda mais estas diferenças.

## Dependência com a energia

Embora a fluência de energia diminua com a profundidade e na direção da borda do campo, a resposta do array relatada por Spezi et al (2005) confirma a independência do array com energia mesmo em geométricas críticas.

## Sensibilidade

A separação geométrica entre as minicâmaras não resulta em perda de sensibilidade pois o sistema pode detectar variações em deslocamentos laterais de 1 mm entre os detectores. Esta característica se mantém muito bem quando perfis de campo são medidos mesmo em campos com filtro em cunha, conforme o exemplo da Figura 21.

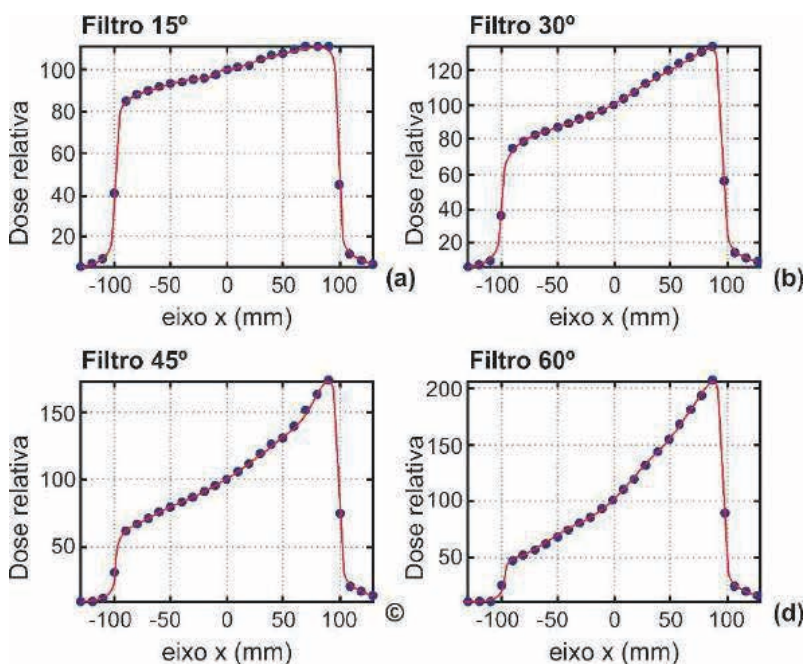


Figura 21 – Comparação da resposta entre o array (linhas pontilhadas) e uma câmara de ionização independente (linha sólida) usando um feixe de 6 MV, campo de 20x20 cm<sup>2</sup> e filtros em cunha com ângulos de 15, 30, 45 e 60°.

Fonte: Adaptado de Spezi et al (2005).

## A dependência direcional

Embora em determinadas situações geométricas se observe valores da ordem de 5%, estas devem ser consideradas com um fator de correção.

Caso o array seja usado em fantasmas que giram com o plano do array sempre perpendicular ao feixe, não há necessidade de correções.

A Figura 15 apresentou a geometria indicada para medição deste parâmetro e a Figura 21 mostra a dependência típica para o array 729 comparada com os valores calculados pelo TPS.

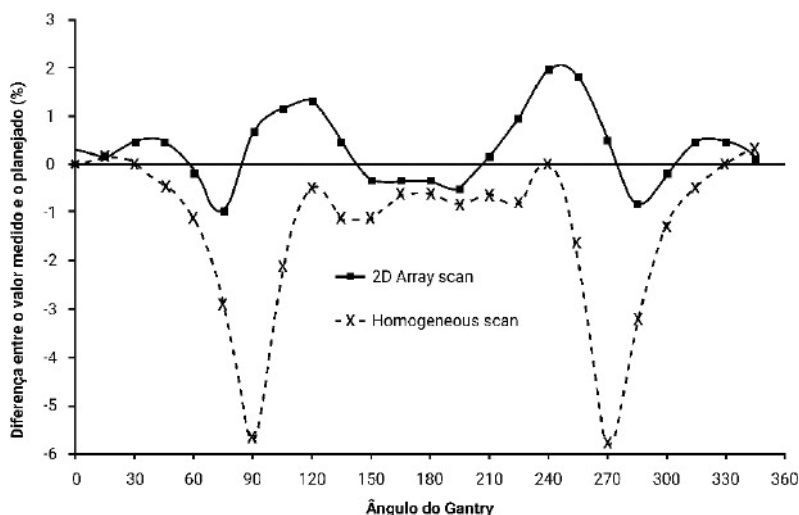


Figura 21 – Dependência direcional típica do array 729, mas que deve ser verificada em todos os sistemas. Os valores diferentes do TPS se devem muito provavelmente devido a dificuldade de modelagem da mesa no seu algoritmo.

Fonte: Markovic et al (2014).

## Validação da calibração feita pelo fabricante

Mesmo considerando por exemplo, que a PTW seja um Laboratório de Calibração Acreditado, podendo fornecer coeficientes de calibração aos Arrays, é fundamental que este seja comissionado contra uma câmara de referência no eixo central bem como em diversos pontos do campo, e que este procedimento seja periodicamente parte integrante do programa de garantia da qualidade usando campos e distância com referência fixas.

O sistema opera em geral com uma tensão de 400 V que permite medições de dose de referência e de taxas de dose em campos de fótons e elétrons de alta energia. A calibração de cada uma das 729 câmaras é feita em função do sinal medido na câmara central alterando a tensão aplicada e equalizando os sinais.

## 4.2 Exemplo 2. Detectores de placas paralelas com câmaras de ionização preenchidas com líquidos- PTW- 1000- SRS

Embora o princípio seja similar ao do Array 729, o 1000 SRS possui 977 câmaras de ionização líquidas com dimensões de  $2,3 \times 2,3 \times 0,5 \text{ mm}^3$  que resulta num volume de  $0,003 \text{ cm}^3$ , podendo o Array medir campos de até  $11 \times 11 \text{ cm}^2$  com uma resolução compatível com o uso de campos pequenos. Figura 22.

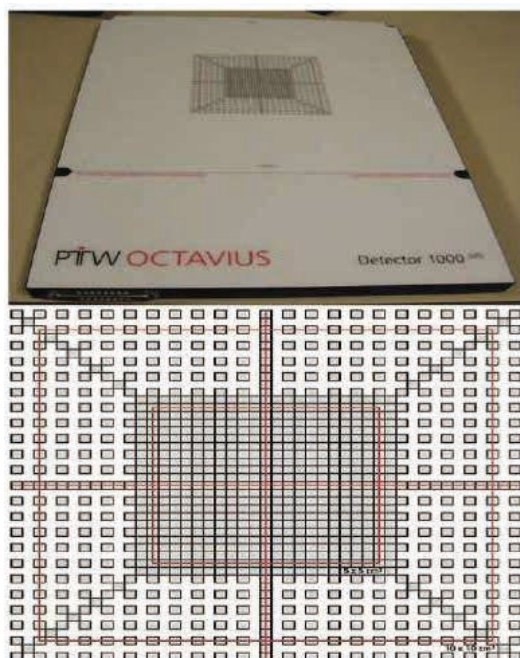


Figura 22 – Na parte superior do array 1000 SRS e na parte inferior uma ilustração da distribuição das 977 microcâmaras de ionização preenchidas com líquido.

Fonte: Adaptado de Markovic et al (2014).

Na parte interna, o espaçamento entre os detectores é de 2.5mm centro a centro, que permite visualizar um campo máximo de  $5,5 \times 5,5 \text{ cm}^2$ . Na parte mais externa o espaçamento entre detectores é de 5 mm de centro a centro permitindo visualizar um campo máximo de  $11 \times 11 \text{ cm}^2$ .

A diferença de resolução não compromete o resultado pois os gradientes de dose maiores são nos campos menores. O Sistema deve ser usado num fantoma de acordo com a geometria sugerida na Figura 23.

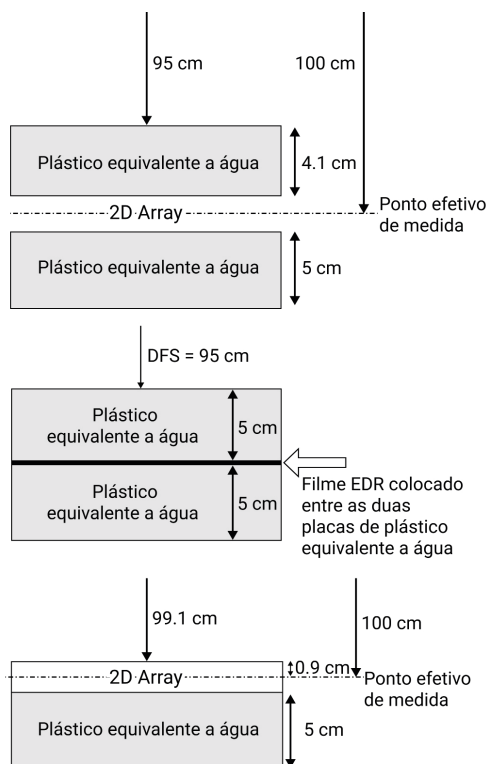


Figura 23 – Arranjo experimental sugerido para as medições com o array 1000-SRS.

Fonte: Adaptado de Markovic et al (2014).

O array deve ser colocado entre duas placas de água equivalente ou similar, de 4.1 cm na parte superior e 5 cm na parte inferior, sendo a DFS de 95 cm, com o ponto efetivo de medição a 5 cm abaixo da superfície do array.

O array pode ser substituído por um filme tipo radio crômico EDR, colocado no meio de duas placas de 5 cm de espessura cada, e finalmente o array colocado em cima da placa a uma DFS de 99.1 cm que equivale a 100 cm no centro efetivo da medição, nominalmente definido a 0,9 cm abaixo da superfície do array. Embora o sistema venha calibrado de fábrica com valores relativos definidos pela resposta da câmara central, deve ser verificado com um sistema de referência do usuário.

Um fator específico para a qualidade do feixe do usuário (caso use mais de um feixe) deve ser determinado durante o seu comissionamento e periodicamente conferido como parte do programa de QA.

## A dependência direcional

Deve ser medição de acordo com a geometria sugerida na Figura 16 e comparar os dados com os obtidos com uma câmara de ionização de referência e do TPS cujos resultados típicos são apresentados na Figura 24.

Pode-se observar um desvio sistemático entre o Octavius e a câmara de referência da ordem de 2-3 % entre os ângulos 90 e 180 graus mostrando, entretanto, uma boa coincidência entre os ângulos 180 e 270.

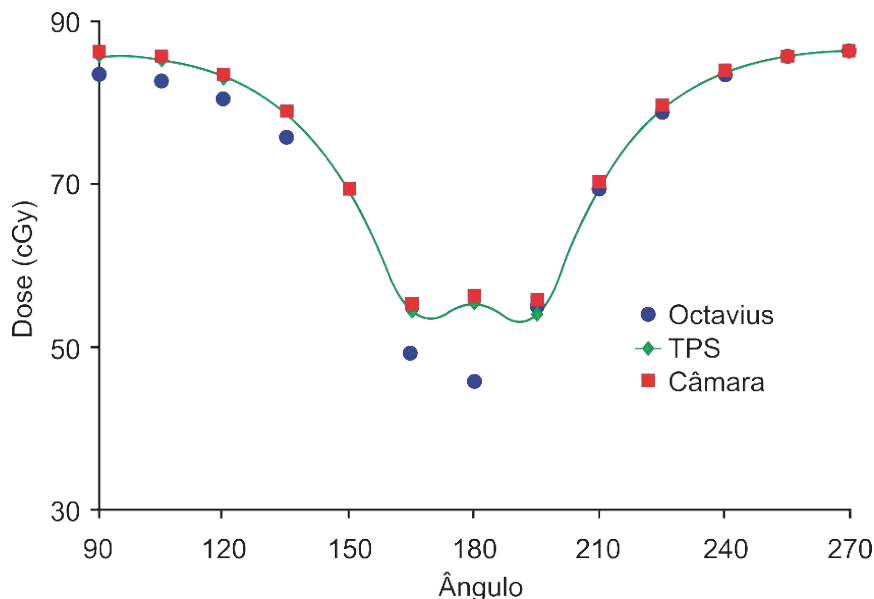


Figura 24 – Dependência direcional típica do array 1000-SRS comparando como os valores medidos com uma câmara pin point e os calculados pelo TPS.

Fonte: Adaptado de Markovic et al (2014).

## A reprodutibilidade

Medições realizadas periodicamente nas mesmas condições geométricas defeixe, DFS, taxa de dose e mesmo número de MU's ao longo de um período pelo menos de 30 dias deve apresentar valores típicos da ordem de 0,2 – 0,5%.

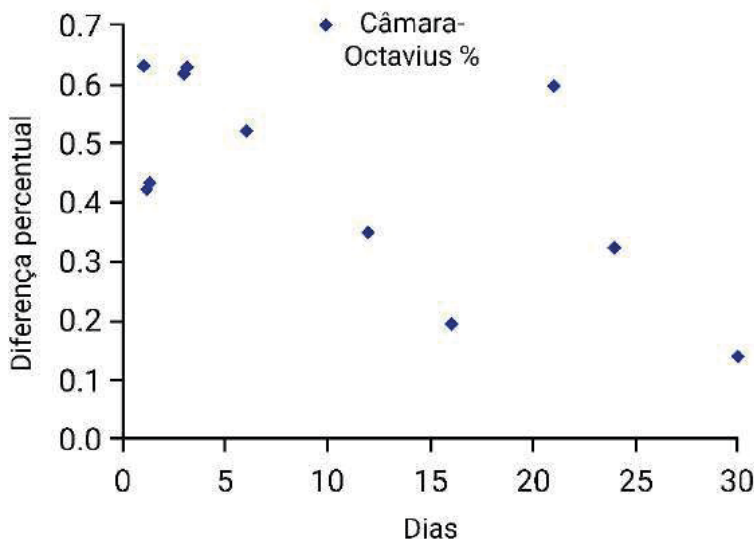


Figura 25 – Diferença percentual entre os valores medidos pelo Octavius com SRS-1000 e uma câmara de ionização tipo “pinpoint” ao longo de 30 dias.

Fonte: Adaptado de Markovic et al (2014).

## Corrente de fuga

Para medições nas condições de pré e pós irradiação, por exemplo, para uma dose de 2 Gy num intervalo de 8 horas, os valores quando comparados as medições obtidas com uma câmara tipo Farmer deve ser da ordem de 0,1%.

## Eficiência de coleção de íons

Para dose por pulso, entre  $1,5 \times 10^{-4}$  e  $5 \times 10^{-4}$  seu valor deve ficar acima de 98%.

## Linearidade de resposta

Quando as leituras, resultado de diferentes doses realizadas ao longo do eixo central no fantoma e comparadas aos valores medidos com uma câmara tipo Farmer em situação experimental semelhante, onde a dose e a taxa de dose se modifica com a profundidade, a diferença entre elas não deve ser superior a 1,5%. Figura 26.

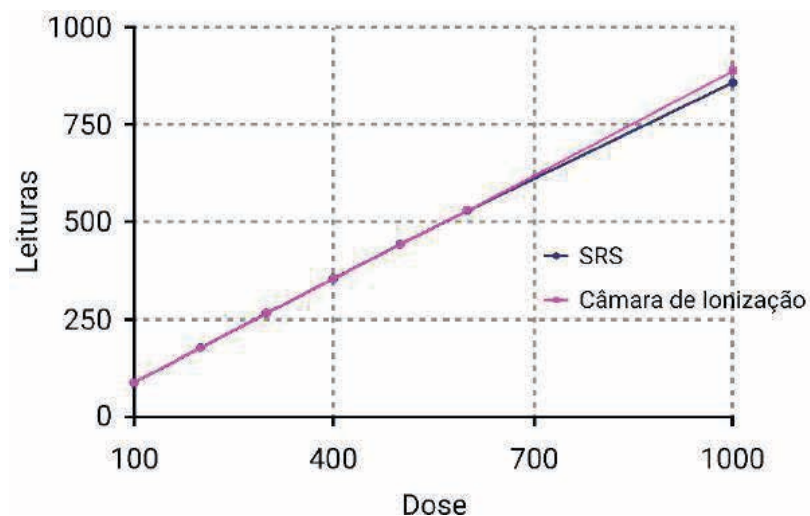


Figura 26 – Mostra uma excelente linearidade de resposta do Array versus a câmara Farmer

Fonte: Adaptado de Markovic et al (2014).

### Fator “Out-put”

Os fatores devem ser medidos para campos na faixa de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  até  $27 \times 27 \text{ cm}^2$  comparando com medições com diodos submetidos a uma dose de 100 MUs cujos resultados típicos são apresentados na Figura 27.

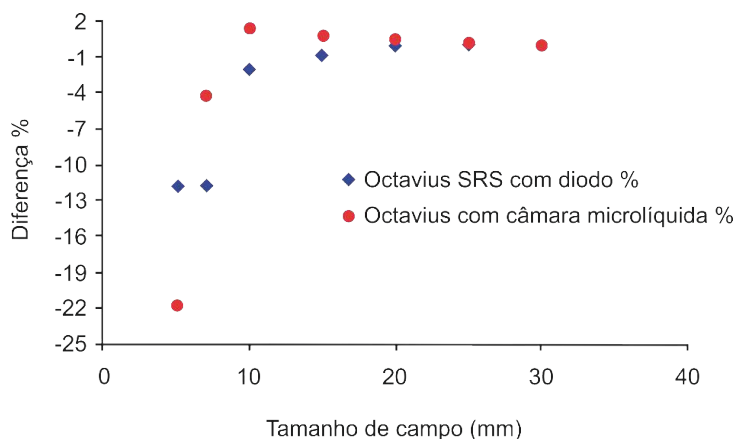


Figura 27 – Diferença percentual entre os valores medidos pelo Octavius com câmara de ionização líquida.

Fonte: Adaptado de Markovic et al (2014).

## Dependência energética

Como já mencionado a fluência de energia varia com a profundidade e com a distância do centro do campo para sua borda. À medição que o detector se distancia do raio central, as medições realizadas com campos entre  $3 \times 3$  a  $7 \times 7 \text{ cm}^2$  à diferentes profundidades e normalizadas a 10 cm de profundidade com os valores medidos com a câmara “pin-point”, a concordância deve ser da ordem de 1.1% enquanto com diodos da ordem de 2.3%.

### 4.3 Exemplo 3. Sistema MapCHECK 2

Este terceiro sistema utiliza 1527 diodos de silício tipo-n fabricado pela - Sun Nuclear, distribuídos numa matriz de 10 mm no plano horizontal e 7.07 mm na diagonal. O array está inserido num fantoma de água-equivalente de  $34 \times 37.9 \times 8.0 \text{ cm}^3$  com uma espessura de build-up de 5 cm acima e 5 cm abaixo do plano dos detectores. Os detectores têm uma área de  $0,64 \text{ mm}^2$  e um volume de  $0,019 \text{ mm}^3$  com uma sensibilidade de 32 nC/Gy sendo o sinal bruto analisado pelo software chamado de SNC Patient.

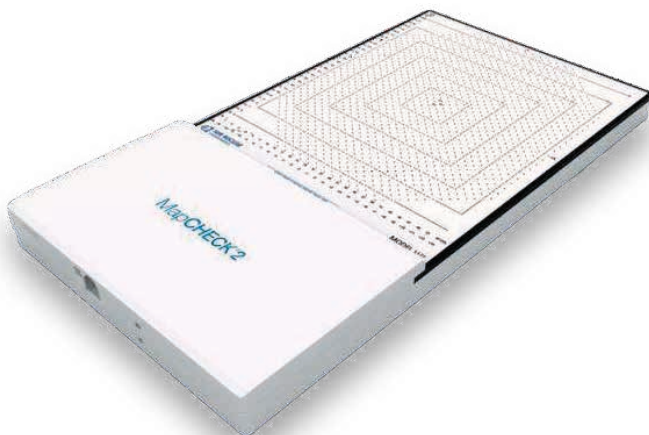


Figura 28 – Sistema dosimétrico MapCHECK.

Fonte: Sun Nuclear (2020).

## Dependência angular

Como relatado por Keeling et al (2013) para medições numa faixa de 80 a 270 graus em intervalo de 10 graus usando feixes de 6MV e 10 MV, campos de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  e  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  as medições com diodos na área central de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  ou sejam 14 pontos, foram comparados com os valores do TPS tendo sido observado diferença de até 37% a 270 graus para 6 MV e 13% para 10 MV.

Na maioria dos ângulos, os valores são menores sendo que para o campo 5x5 cm<sup>2</sup> as diferenças foram maiores do que o campo 10x10 cm<sup>2</sup> em especial entre os ângulos 90 e 270 graus. Como nos casos anteriores, se o array estiver colocado num fantoma que gira junto com o cabeçote este efeito não será observado.

Medições adicionais realizadas com câmaras de ionização visando a modificação da fluência devido a absorção da mesa mostrou que as diferenças eram insignificantes com e sem a mesa, embora os valores gerados do TPS tenham sido bem diferentes devido provavelmente a dificuldade de modelagem no algoritmo do TPS da mesa no feixe.

### Dependência com a taxa de dose

Os valores de tolerância estabelecidos devem ser da ordem de 1% na faixa de dose de 50 a 1400 cGy /min, de forma que para os feixes FFF não se deve esperar nada diferente. A variação da resposta com o histórico de dose deve ser acompanhada anualmente e sua resposta para elétrons também não deve ser diferente da resposta com fótons, porém deve ser avaliada periodicamente.

Todos os testes descritos anteriormente para o Array 729 e o SRS 100 devem ser considerados também para este sistema durante seu comissionamento e uso regular.

#### 4.4 Exemplo 4. Sistema Matrixx Evolution

O quarto sistema, o MatriXX-EVO, Figura 29, se trata de um array com 1020 câmaras abertas (sensíveis a temperatura e pressão ambiente) distribuídas num quadrado, cada uma possui um volume de 0,08 cm<sup>3</sup> com dimensões de 5,0 mm de altura e 4,5 mm de diâmetro e uma separação entre câmaras de 7,6 mm permitindo a visualização de um campo máximo 24 cm x 24 cm. Taxas de dose na faixa de 0,1 a 20 Gy/min podem ser medições com uma resolução 0,5 mGy/min. O array é inserido num fantoma de água sólida (RW3) com 38,4 cm x 30 cm e altura de 14 cm.



Figura 29 – Sistema Dosimétrico MatriXX.

Fonte: IBA (2020).

Na verificação da sua dependência direcional foi relatado por Sresty et al. (2019) uma sobre resposta de até 6% e 4% a  $\theta=90^\circ$  e uma sub resposta de 15% e 11% a  $92^\circ$ , e 8% a 5% a  $180^\circ$  para fótons com energias nominais de 6 MV e 10 MV. Isto está definido para a comparação entre as medições com a câmara de ionização.

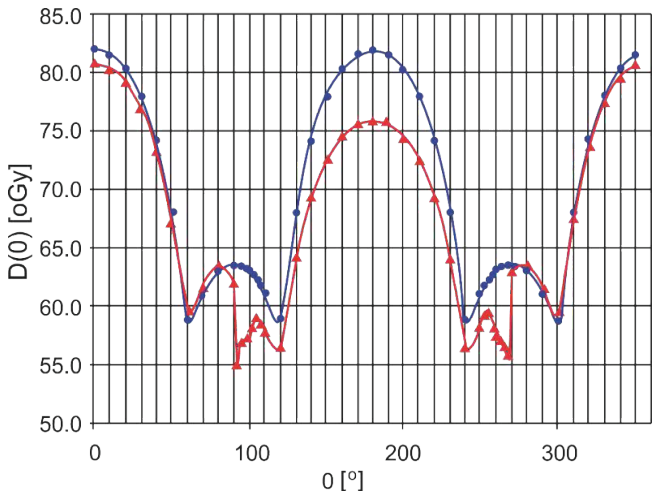


Figura 30 – Dependência angular típica do MatriXX.

Fonte: Adaptado de Boggula et al (2014).

O Matrixx incorpora um sensor de ângulo de Gantry para aplicar a correção de dependência angular.



Figura 31 – Sensor de Ângulo de Gantry (GAS).

Fonte: IBA (2020).

Fatores de correção ângulo dependente para cada câmara permite que o critério 3%/3mm seja melhor que 95% sem correção e 100% com correção.

#### 4.5 Exemplo 4. Sistema Matrixx RESOLUTION

O quarto sistema, o MatriXX RESOLUTION, Figura 32 se trata de um array com 1521 câmaras abertas (sensíveis a temperatura e pressão ambiente) distribuídas num quadrado, cada uma possui um volume de  $0,016 \text{ cm}^3$  com dimensões de 2,0 mm de altura e 3,2 mm de diâmetro e uma separação entre câmaras de 3.3 mm (6.5mm entre o centro) permitindo a visualização de um campo máximo  $25.3 \text{ cm} \times 25.3 \text{ cm}$ . Taxas de dose na faixa de 0,2 a 24 Gy/min podem ser medições com uma resolução 0,5 mGy/min. O array é inserido num fantoma de água sólida (RW3) com 38,4 cm  $\times$  30 cm e altura de 14 cm.



Figura 32 – Sistema Dosimétrico MatriXX RESOLUTION.

Fonte: IBA (2021).

Fatores de correção ângulo dependente para cada câmara permite que o critério 3%/3mm seja melhor que 95% sem correção e 100% com correção.

**Dicas:**

- Por exemplo com o Matrix, fazer um teste de conexão inicial e avaliar se há algum comprometimento dos eletrômetros internos.
- No teste de “warm-up”, recomenda-se irradiar o MatriXX com um campo de radiação  $27 \times 27 \text{ cm}^2$  abrangendo todas as câmaras e avaliar discrepâncias pontuais nas câmaras. Como cada uma delas possui sensores de temperatura e pressão incorporados, a correção é feita de forma automática da leitura das câmaras.
- Para os outros sistemas as recomendações do fabricante devem ser observadas.
- Manter as recomendações de armazenagem e operação ex:
- Umidade relativa operação: 20% a 80% sem condensação, condições facilmente obtidas na sala de controle do acelerador.
- Umidade relativa Armazenagem: 10% a 90% sem condensação, mantendo em local com umidade controlada. Condições facilmente obtidas na sala de planejamento da Física evitando deixá-lo na sala do acelerador recebendo uma exposição desnecessária nos componentes eletrônicos que podem degradar sua resposta e reduzir a vida útil do equipamento.
- Atenção especial deve se ter com os sistemas que usam detectores de estado sólido como diodos, pois sua vida útil média pode ser diferente devido ao possível efeito denominado histórico de dose, ou seja, acúmulo de defeitos não recuperáveis na sua estrutura causados pela radiação.
- Por exemplo, verificar quando o sistema chegar calibrado pelo fabricante se é necessária uma tabela de fatores de calibração de todas as câmaras em relação a média das câmaras centrais para cada energia e ângulo de irradiação. Em geral deve-se realizar 3 irradiações com campo aberto ( $27 \times 27 \text{ cm}^2$ ) em 3 posições diferentes para gerar automaticamente uma matriz de uniformidade do usuário.
- Realizar o “warm-up” antes das medições.
- Evitar choques mecânicos.
- Verificar se o cabo de rede está íntegro.
- Verificar se a conexão de rede está habilitada.
- Muito cuidado ao transportar o sistema para dentro da sala.

## 5. CÂMARA DE IONIZAÇÃO TIPO POÇO

Pelo menos duas câmaras estão disponíveis no mercado:

- a) A câmara desenhada por Goetesht et al (1992) fabricada pela (Standard Imaging Inc. USA) modelo HDR-1000 Plus (Standard Imaging Inc. USA); e
- b) A câmara poço fabricada pela PTW, Modelo TX3004.

Ambas são reconhecidas como uma câmara de referência usada para calibração de fontes de  $^{192}\text{Ir}$  de alta e baixa taxa de dose e fontes de  $^{125}\text{I}$ . Neste último caso deve-se usar insertos específicos para cada tipo de fonte de forma a manter a geometria reprodutível dentro da câmara.

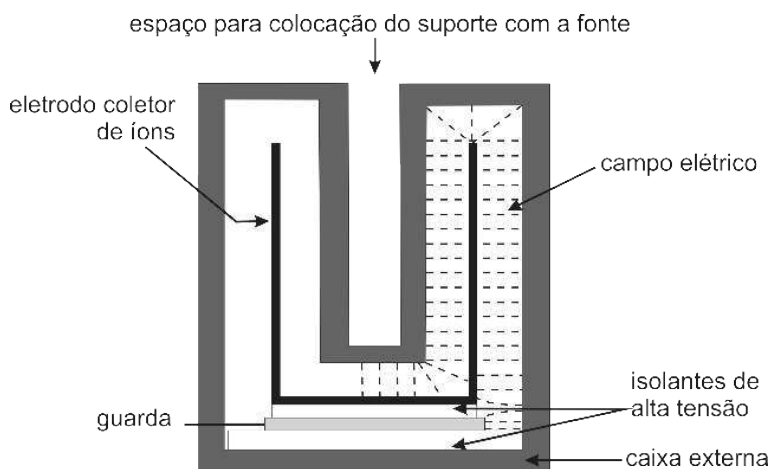


Figura 33 – Diagrama básico de uma câmara onde se observa o condutor ao longo de todo o volume sensível. O campo elétrico entre o eletrodo e a parede, o anel de guarda, os isolantes de alta tensão e a região onde a fonte é inserida dentro de um cateter.

Fonte: Autor.



Figura 34 – Imagens das duas câmaras disponíveis no mercado, fabricadas pela Standard Imaging (à esquerda) e PTW (à direita).

Fonte: Catálogos da Standard Imaging (2020) e PTW(2020).

O uso de arames de  $^{192}\text{Ir}$  requer um outro modelo de câmara com estrutura interna mais alongada ou usar um sistema de compensação geométrica proposto por Piñeda, Alcon e de Almeida (2003).

Características básicas das duas câmaras:

|                  | Standard Imaging        | PTW                 |
|------------------|-------------------------|---------------------|
| Volume ativo     | 245 cm <sup>3</sup>     | 200 cm <sup>3</sup> |
| Diâmetro externo | 10,2 cm                 | 9.3 cm              |
| Altura           | 15.6 cm                 | 19.05 cm            |
| Faixa de uso     | 37 x104 Bq a 74 x104 Bq | 1.7 MBq a 8,5 GBq   |

a) Ambas as câmaras são abertas ao ambiente portanto exigem correção para as grandezas de influência P e T (22°C se calibrada nos USA ou 20°C se calibrada pelo LCR.)

b) Ambas as câmaras usam um revestimento interno de “styrofoam” para evitar que o efeito de aquecimento da câmara devido ao calor gerado pelo decaimento da fonte chegue até o volume sensível.

## 6. DEFINIÇÃO DO PONTO DE RESPOSTA MÁXIMA

Este teste deve ser feito colocando a câmara no centro da sala, a pelo menos 1,0 metro do solo ou de qualquer parede para minimizar o espalhamento da radiação que pode ser da ordem de 1,1%. Manter a mesma condição em medidas subsequentes.

Deslocando a fonte a cada 1-2 mm dentro da câmara, com o eletrômetro operando no modo de carga e leituras registradas a cada 120 s, deve-se encontrar ponto de máximo de resposta, uma região pequena a cerca de 40 mm da base da câmara.

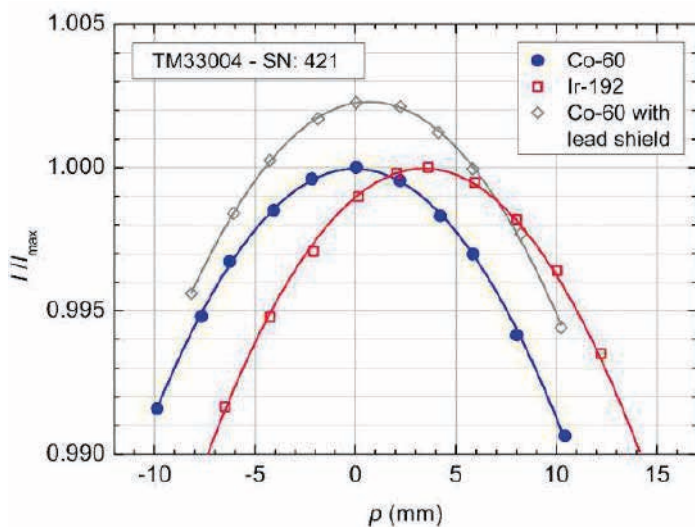


Figura 35 – Resposta típica de uma câmara tipo poço PTW TX 33004 para três fontes de HDR comercializadas.

Fonte: Schuller (2015).

Uma simulação da resposta da câmara feita usando o método Monte Carlo-MCNP simulando um feixe com energia de 400 keV comparado as medições experimentais demonstram uma boa concordância conforme a Figura 35.

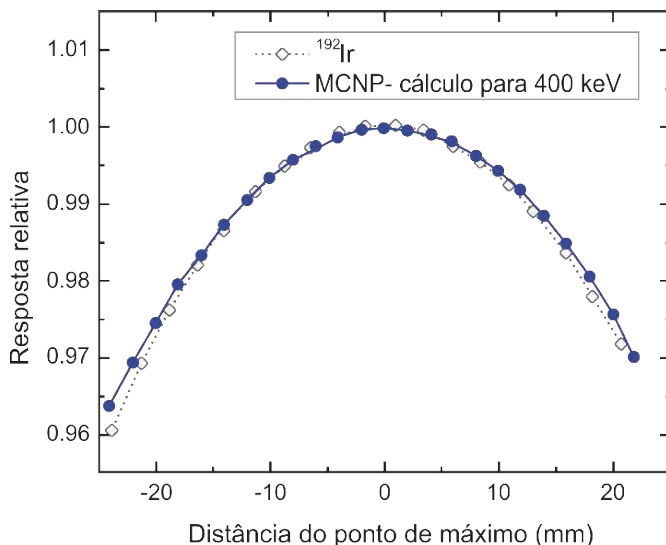
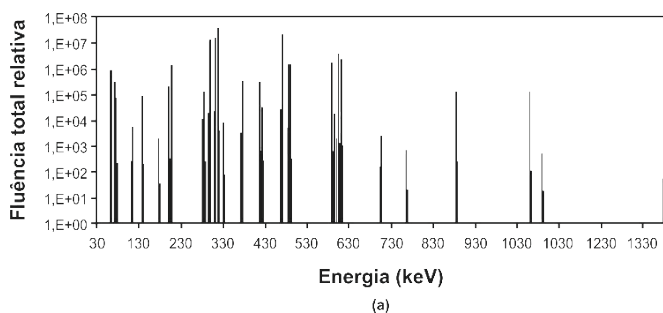


Figura 36 – Identificação do ponto máximo de resposta definido pelo método Monte Carlo comparado com a medições experimentais. Gráfico com resposta semelhante se espera para uma fonte de  $^{60}\text{Co}$ .

Fonte: Piñeda e de Almeida (2003).

A concordância de resposta entre os valores medidos com os valores calculados por Monte Carlo conforme a Figura 36, fortalece o conceito de que sua significância para a clínica que não é desprezível.

No caso de uso de arames de  $^{192}\text{Ir}$  é necessário usar câmara com volumes mais alongados ou usar um inserto físico de PMMA para compensação geométrica.



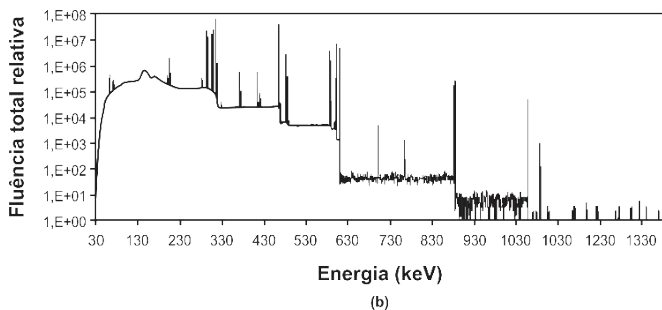


Figura 37 – Fluência de energia de uma fonte de  $^{192}\text{Ir}$ . Na Figura superior a fluência de uma fonte sem encapsulamento e na inferior afluência de uma fonte encapsulada.

Fonte: Piñeda, Alcon e de Almeida (2003).

O Inserto idealizado com o conceito de um filtro compensador e construído para aumentar o “sweep spot” da câmara de forma a permitir seu uso com arames de  $^{192}\text{Ir}$  foi simulado por Monte Carlo- Código PENELOPE, levando em conta a atenuação a partir do espectro sem encapsulamento conforme a Figura 37.

O material usado foi alumínio em formato de cones conforme descrito por Piñeda, Alcon e de Almeida (2003) mostrando o novo formato da curva onde o ponto de resposta máxima ou seja “sweep spot” e do filtro compensador fica mais (Figura 38) alargado permitindo assim o uso de arames.

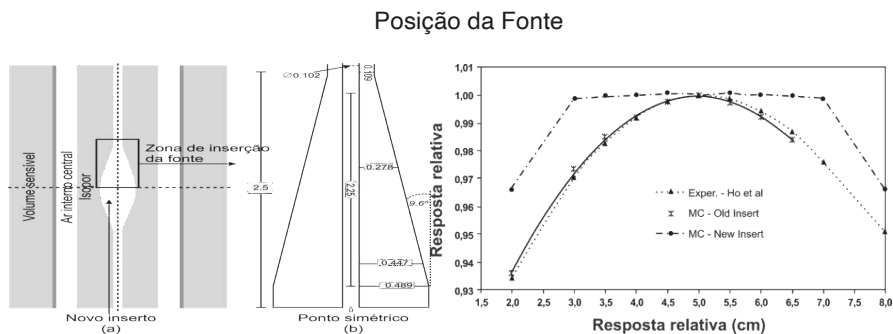


Figura 31 – Descreve acima, o desenho do projeto de modificação da câmara com a inserção de um filtro compensador, e abaixo, o resultado da curva de resposta modificada aumentando o “sweep spot” em mais de 6 cm.

Fonte: Piñeda, Alcon e de Almeida (2003).

Dica.

- Um ponto importante: as fontes de  $^{192}\text{Ir}$  e  $^{60}\text{Co}$  que são comercializadas por diferentes fabricantes possuem dimensões em (mm) diferentes que pode ter um efeito no valor de Kr e Nk. Figura 39.

Por exemplo:

|  | Cápsula (mm) |      | Componente ativo (mm) |     |
|--|--------------|------|-----------------------|-----|
|  | D            | L    | D                     | L   |
| Volume ativo                           |              |      |                       |     |
| Bebig- <sup>60</sup> Co                | 1.0          | 5.0  | 0,5                   | 3.5 |
| Flexisource <sup>60</sup> Co           | 0,9          | 4.3  | 0,5                   | 3.5 |
| Microselectron HDR Classic: 192Ir 1.10 | 1.10         | 5.0  | 0,6                   | 3.5 |
| Microselectron V2 -192Ir 0,9           | 0,9          | 4.5  | 0,65                  | 3.6 |
| Gammamed 232-192Ir 0,9                 | 0,9          | 4.57 | 0,6                   | 3.5 |

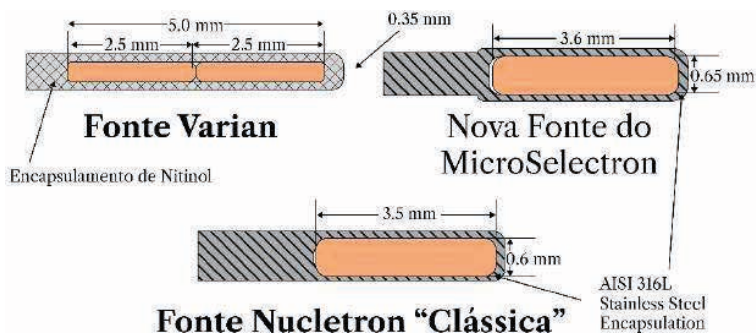


Figura 39 – Dimensões e geometria de cada uma das fontes de <sup>192</sup>Ir acima com o material que envolve cada fonte importante para simulação.

Fonte: Schuller (2015).

Como a fluência de fótons varia em função do ângulo em relação ao eixo longitudinal da fonte devido a absorção angular variando com a espessura do material que os fótons atravessam, uma anisotropia significativa sua fluência.

Esta anisotropia não é levada em conta na calibração uma vez que a câmara poço possui uma geometria “quasi 4π”, embora possa ter um efeito de induzir uma corrente de ionização adicional pequena no Nk.

## 7. ESTABILIDADE TEMPORAL

Esta avaliação deve ser preferencialmente feita usando por exemplo uma fonte cilíndrica selada de <sup>137</sup>Cs tipo CDCSJ5 Nicomed-Amersham, para monitorar a estabilidade a longo prazo da câmara, quando colocada repetitivamente com seu centro no centro da região de reposta máxima.

**Dica:**

- Não há necessidade de usar uma fonte calibrada pois como o que importa é a medição realizada no primeiro dia e em seguida ter seu valor corrigido pelo decaimento e relativizado ao valor da primeira medição. As medições devem ainda ser realizadas durante um período de 180 s e corrigidas para fuga, temperatura e pressão de referência. Em geral deve-se, após um certo tempo (cerca de um ano) renormalizar os dados para o valor médio do período para reduzir as flutuações e melhorar o aprendizado sobre o comportamento do sistema de medições.

A estabilidade temporal ao longo de centenas de dias demonstra que o sistema câmara e eletrômetro pode manter um grau de estabilidade aceitável para um instrumento de classe de referência ou seja da ordem de 1,5% conforme a Figura 40.

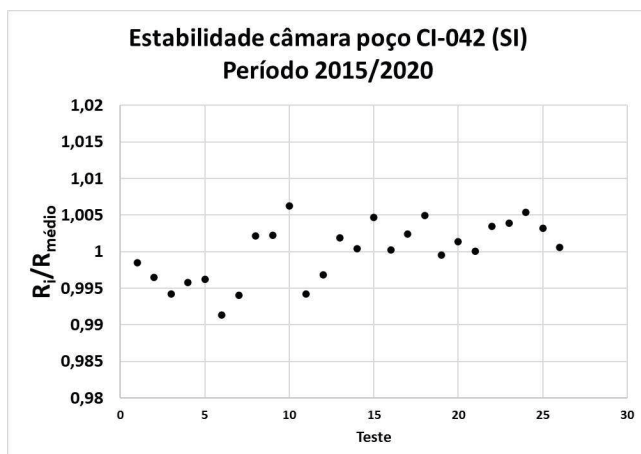


Figura 40 – Estabilidade a longo prazo da câmara SI- HRD 1000 ao longo de 26 medições realizadas ao longo de 5 anos, usando como referência uma fonte de  $^{137}\text{Cs}$  CDCJ.

Fonte: Leite et al (2021).

O resultado demonstra que a maioria dos pontos vão tendendo a se encontrar dentro de 0,5%, sendo que os desvios maiores iniciais se atribuem à impurezas na fonte, como por ex.  $^{134}\text{Cs}$  que tem uma meia vida de 2,4 anos que pode influenciar os valores iniciais da ordem de 1%.

Ao re-normalizar os dados depois de 2 anos para o valor médio das medições anteriores, pode ser observado uma tendência menos significativa na variação.

## COEFICIENTE DE CALIBRAÇÃO

O coeficiente de calibração fornecido pelo laboratório de calibração foi obtido em função do Kr medido de acordo com a relação:

$$N_k = K_r(t_o) / [(I_{max} - I_{leak}) \cdot k_{TP} \cdot k_{ion} \cdot k_c] \quad (5)$$

Onde:

Kr = “source strenght” num tempo de referência  $t_o$  ;

$I_{max} - I_{leak}$  = leitura da câmara no ponto de máximo menos a fuga. Em geral, a fuga é bem pequena, ou seja, da ordem de 50 fA, (quase desprezível, mas precisa ser medição);

$k_{TP}$  = correção para o desvio da densidade do ar das condições de referência (293.15 K e 1013.25 hPa);

$k_{ion}$  = perda por recombinação de íons;

$k_c$  = correlação para o decaimento da fonte entre o tempo ( $t_o$ ) e o tempo que a medição foi realizada.

## 8. EFICIÊNCIA DE COLEÇÃO DE ÍONS ( $A_{ion}$ )

Usar a câmara de ionização tipo poço, num feixe de radiação contínua, significa que o processo de recombinação predominante é o volumétrico. Portanto, usando a relação  $1/I$  versus  $1/V^2$  sendo  $V$  a tensão aplicada à câmara, deve-se em princípio obter uma linha reta com interseção de  $1/I_{sat}$ . De forma simplificada, a extrapolação pode ser feita a partir de dois pontos, denominadas de técnica de duas tensões.

$$A_{ion} = 4/3 - I_1/3I_2 = 1/k_{ion} = I_1/I_{sat} \quad (6)$$

Um ligeiro desvio pode ser eventualmente ser observado em diferentes câmaras devido a um possível volume adicional incorporado ao desenho de cada projeto. Neste caso a relação

$$A_{ion} = 2 - I_1/I_2 = I_1/I_{sat} \quad (7)$$

Do ponto de vista prático, os valores de saturação  $I_{sat}$  são aproximadamente idênticos, da ordem de 99,997 em todas as câmaras, mesmo para tensões da ordem de 250V.

Portanto, do ponto de vista prático pode ser considerado como 1.000 para fontes com atividades iniciais. Para fontes cuja atividade seja mais fraca poderia se observar diferença inferiores a 0,2%.

**Dica:**

- Atenção deve ser observada ao valor de  $N_k$  fornecido pelo laboratório uma vez que este pode estar usando um  $K_r$  definido para uma fonte com dimensões ligeiramente diferentes das usadas na sua Instituição. Um pequeno fator de correção é sugerido pelo Laboratório Nacional da Alemanha- Schuller et al (2015). Ambas as câmaras apresentam um efeito polaridade de cerca de 0,5% para  $^{192}\text{Ir}$  e 0,9% para  $^{60}\text{Co}$ . Por esta razão a polaridade padrão é positiva e a tensão aplicada deve ser de +300 V para a HDR 1000 + e de + 400 V para a PTW TX 33004.
- De forma a se obter uma melhor performance do sistema de medição, siga os seguintes passos:
  - Deixe sua câmara no ambiente de medição pelo menos 6 horas para que chegue a equilíbrio com a temperatura do ambiente.
  - Ligue somente o eletrômetro, e espere 10 min para o seu aquecimento e verifique a fuga.
  - Conecte a câmara ao eletrômetro e aplique a tensão de 100% e deixe o sistema estabilizar durante 10 min. Se assegure que o cabo está livre de dobras e verifique a fuga do sistema.
  - Realize 3 medições e verifique se estão flutuando ou tem uma tendência. Neste último caso, é um indicativo de que o sistema ainda não está estabilizado.
- Não é aconselhável que o sistema (câmara+cabo+eletrometro) seja enviado para calibração sem que seja feito um controle prévio da sua resposta. Ex: irradiar a câmara verticalmente num feixe de 6 MV, numa geometria definida (SSD=100 cm, campo de radiação 5x5 cm<sup>2</sup> e dose equivalente a 50 MUs) como já mencionado e sugerido por de Almeida et al (2002). Este procedimento poderá identificar uma possível variação na resposta que possa ocorrer devido ao transporte do sistema ou mesmo erro do laboratório de calibração.

No caso do uso destas câmaras usando  $N_k$  para fontes de  $^{60}\text{Co}$ , o sistema de sete distancias pode ser usado para determinar a correção pelo espalhamento mantendo, portanto, o mesmo *gig*, a mesma geometria e formalismo usado para o  $^{192}\text{Ir}$ . A grande vantagem é que não há necessidade de interpolação direta ou ponderada por energia, pois a câmara de ionização tipo dedal já possui um  $N_k$  para o feixe de cobalto  $^{60}\text{Co}$  obtido nas condições de referência.

Usando o formalismo do IAEA-TECDOC-1274 de Almeida et al (2002) e realizando medições em fantoma, livre no ar ou com a câmara de ionização tipo poço com fontes de

<sup>60</sup>Co, o desvio padrão das medições de kerma no ar com fontes de <sup>60</sup>Co são maiores do que as com <sup>192</sup>Ir. Já com as medições com câmara poço, apresentaram o menor desvio com relação aos valores do certificado da fonte.

Conforme relatado por Zakaria (2010) os desvios encontrados foram da ordem de 1,2% para fonte de <sup>192</sup>Ir e 2,5% for para <sup>60</sup>Co usando as câmaras PTW TX3304 e SI HDR plus.

Foi proposto por Schuller et al (2015), com alternativa usar preliminarmente um fator correção de qualidade tipo *K<sub>q</sub>*, específico para cada tipo de câmara poço, aplicado ao coeficiente de calibração obtido para <sup>192</sup>Ir. Os valores propostos de *K<sub>q</sub>* com uma incerteza expandida de (k=2) de 2,1% para ambas as câmaras com relação a sua resposta para <sup>192</sup>Ir.

*k<sub>q</sub>* = 1,19 para a câmara PTW Tx33004

*k<sub>q</sub>* = 1,05 para a câmara Standard Imaging HDR plus

Tourinho, Magalhaes e de Almeida (2017) encontraram 1,109+-0,003 para câmara PTW30013 para valores calculados a 2 cm.

Embora não haja nenhuma indicação que o *N<sub>k</sub>* da câmara poço diminua com a perda de atividade da fonte de <sup>192</sup>Ir ou <sup>60</sup>Co devido ao seu decaimento, Douysset et al (2008), atenção especial deve-se ter quando esta câmara é usada em locais de altitude elevada realizando medições de fontes <sup>103</sup>Pd e <sup>125</sup>I. Tem sido relatado desvios do valor esperado se for usado apenas a correção para T e P, quando na realidade um pequeno ajuste deve ser feito de acordo com a relação abaixo representada na Figura 41:

$$L_{corrigida} = L_{bruta} \times [273,15 + T(^{\circ}C)]/295,15 \times 760/P(Torr) \times [k_1 x (P(Torr))]k_2 \quad (8)$$

Sendo que *k<sub>1</sub>* e *k<sub>2</sub>* são obtidos da Tabela 2 abaixo:

| Tipo de fonte              | K <sub>1</sub> | K <sub>2</sub> |
|----------------------------|----------------|----------------|
| <sup>103</sup> Pd          | 0,0241         | 0,562          |
| <sup>125</sup> I com prata | 0,0490         | 0,455          |
| <sup>125</sup> I sem prata | 0,0573         | 0,431          |

Tabela 10 – Os tipos de fontes de baixa taxa de dose usadas em implantes definitivos.

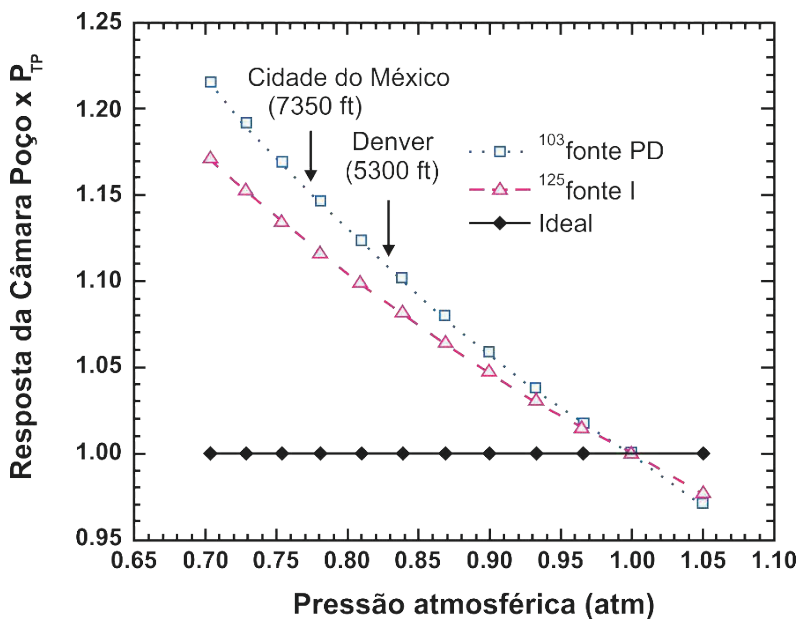


Figura 41 – Desvio na resposta da câmara com relação a altitude para as fontes de  $^{103}\text{Pd}$  e  $^{125}\text{I}$ .  
Fonte: Adaptado de Douysset et al (2008).

Embora os valores de  $N_k$  dos dois tipos de câmaras possam variar de até 1,5%, a sua calibração periódica se faz necessário como parte de um programa de garantia da qualidade consistente, de forma a preservar a rastreabilidade metrológica aos padrões nacionais.

## 9. CONSIDERAÇÕES GERAIS SOBRE OUTROS DETECTORES

Embora as definições discutidas até este ponto tenham sido muito focadas em câmaras de ionização, todas elas de uma certa forma se aplicam a outros tipos de detectores. Por esta razão, é importante ressaltar algumas características específicas de outros tipos de detectores usados na área de medição da radiação ionizante.

### 9.6 Dosimetria termo luminescente. TLD

A dose de radiação é acumulada em um cristal que após ser aquecido a uma dada temperatura pode emitir uma luz característica, ser lido e regenerado para ser reutilizado algumas vezes. De uma forma simplificada, a radiação ionizante provoca nos elétrons orbitais uma mudança de nível e em vez de retornarem ao nível basal eles são armazenados em buracos produzidos pelas impurezas inseridas no cristal. O aquecimento provoca um retorno ao nível basal com a emissão de luz que é lida por uma fotomultiplicadora ajustada para a curva de emissão de cada tipo de cristal. Com o tempo, a dose cumulativa a que são submetidos, os elétrons começam a escapar dos buracos resultando numa perda de

sensibilidade provocando leituras erradas. Sua forte dependência de resposta com energia requer uma seleção adequado do tipo de cristal para uma dada faixa de energia, bem como um controle e cuidado no seu manuseio, no processo de calibração individual dos cristais na forma sólida ou pó e, em especial na sua leitura.

Dos cristais mais comuns, pode-se destacar o LiF, CaF<sub>2</sub> e o Li<sub>2</sub>B<sup>4</sup>O<sub>7</sub>, sendo o seu uso cada dia mais restrito, devido a estas limitações e incertezas sendo atualmente substituído pelos OSL.

### 9.7 OSL. Dosímetro por luminescência ótica estimulada

O conceito é semelhante ao TLD; a energia é acumulada no cristal devido a sua exposição a radiação ionizante, porém o estímulo externo para leitura seja feito com laser em vez do aquecimento. Por exemplo, o óxido de alumínio dopado com carbono, libera uma luminescência com um pico a 420 nm, quando estimulados por um feixe de laser com 540 nm. Sua dependência com a energia pode ser significativa para baixas energias, sua sensibilidade é muito boa até para baixas doses e sua vida útil é bastante longa, porém também está limitada ao acúmulo de dose. Para uma discussão específica e com detalhes veja no Capítulo 19.

### 9.8 Calorímetro

Considerado como um dosímetro primário, ou seja, para medições absolutas, se constitui num dos pilares da cadeia metrológica. O seu princípio se baseia na medição da variação de temperatura no grafite ou na água resultado das excitações e ionizações que provocam uma mudança de nível orbital dos elétrons gerando calor como forma final de deposição da energia. Por exemplo, 1 Gy =  $2,4 \times 10^{-40} \text{C}$  na água, ou seja, uma variação de temperatura bem pequena. Seu uso requer sofisticados equipamentos com alta exatidão, um processo de medição complexo, não sendo prático para os ambientes clínicos e sim para os grandes laboratórios de metrologia. Ver maiores detalhes no Capítulo 17.

### 9.9 Diodos

A intenção é que eles atuassem como uma câmara de ionização, porém como são cristais de sílica com impurezas em ambos os lados sua forma de registrar é bem distinta. Um lado possui uma região denominada de tipo-N, rica em elétrons e do outro lado do Tipo P rica em buracos de elétrons (região positiva) funcionando quase como os eletrodos de uma câmara de placas paralelas. A área entre as duas zonas é chamada de zona de depleção que se comporta como cavidade de ar semelhante a uma câmara de ionização, ou seja, a zona de depleção se ioniza em elétrons e buracos.

Os elétrons se movem para a região P e os buracos para a região N, criando uma corrente que pode ser medida com boa exatidão. A geometria de construção da conexão dos diodos se assemelha a de uma câmara de ionização, sendo montado num cabo coaxial.

Como a densidade do silicone é 1,800 vezes maior que a do ar, a energia necessária para criar um par de íons é 1/10 da usualmente necessária numa câmara de ionização. Como resultado prático, a corrente por unidade de volume é 18,000 vezes maior do que numa câmara de ionização tornando o diodo extremamente sensível.

A sua dependência direcional, ligeira sensibilidade a temperatura e a energia dos fótons (embora neste efeito não ocorra com elétrons) o torna carente de controle contínuo. O seu uso principal é na determinação das curvas de isodose nas doses recebidas pelos pacientes pois o dano devido ao acúmulo de doses pode torná-lo crítico em termos de confiabilidade.

### **9.10 MOSFET - (Metal oxide semiconductor field effect transistor)**

O MOSFET sendo um detector de estado sólido, seu princípio físico é semelhante ao dos diodos. Suas pequenas dimensões (0,2x0,2 mm<sup>2</sup> de área e 0,5 a 1,0 mm de espessura) são atraentes para medições em campos pequenos de radiação. Possui uma boa linearidade de resposta, uma reprodutibilidade da ordem de 0,2%, uma resposta que independe da taxa de dose na faixa de 100 a 600 cGy/min e uma dose por pulso da ordem de 0,2 a 0,5 mGy/pulso num feixe de fótons com energia nominal 6 MV.

Sua vida útil é limitada, devido a saturação dos buracos, sua dependência com a temperatura, com a energia e alguma dependência direcional devido ao substrato de Si ficar abaixo volume sensível, requer na sua aplicação na clínica um cuidado especial durante o seu uso.

### **9.11 Filme Radiográfico**

Composto de uma lâmina de plástico coberta por brometo de prata, quando o filme recebe radiação uma reação química ocorre. Quando revelado a prata metálica permanece na superfície da lâmina para formar a imagem e o restante é naturalmente retirado. A quantidade de prata é função da dose recebida que se manifesta como escurecimento. Como a sua composição possui prata com número atômico alto, sua resposta é excelente para energias abaixo de 200 kVp onde o efeito fotoelétrico predomina com  $Z^4$  sendo muito usado na área de imagem. Em feixes de alta energia (elétrons e fótons), sua grande utilidade está na avaliação da distribuição relativa da dose e na análise das formas e tamanhos dos campos de radiação. Sensível a luz ambiente, sua armazenagem e manuseio em câmara escura deve ser bem feita.

### **9.12 Filmes Radiocrômicos**

Este tipo de filme chamado de radiocromico está sendo cada dia mais utilizada. Sua constituição é de um material muito próximo ao tecido equivalente e produz uma imagem colorida contrariamente a imagem originada da prata. Suas grandes vantagens são: insensibilidade a luz ambiente e a energia do feixe. O Capítulo 20, apresentará uma discussão mais profunda.

### 9.13 Cintiladores

Seu funcionamento está associado a geração de luz visível quando a radiação ionizante incide sobre o cintilador provocando uma excitação que resulta na emissão de luz cujo sinal é multiplicado por um tubo fotomultiplicador. Assim com uma sensibilidade enorme é capaz de medir pequenas sinais de radiação.

#### Exercícios de fixação

1. Liste algumas vantagens e desvantagens do uso do filme, TLD, MOSFET, Diodos e OSL.
2. Quais os ângulos em que a dependência direcional é mais crítica.
3. O que influencia a medição de um campo de radiação com uma câmara de ionização.
4. Como escolher um detector que tenha uma faixa de uso menos dependente da fluência de energia?
5. Porque diodos, TLD e MOSFET perdem sensibilidade com seu histórico de dose acumulada?
6. Como a paralaxe pode influenciar a leitura da escala de um barômetro aneróide ou de um termômetro de mercúrio.
7. Como correlacionar estabilidade a curto e longo prazo de um instrumento tipo câmara de ionização.
8. O que esperar de variação na leitura logo após a troca de polaridade.
9. Se fosse construir uma câmara, quais materiais você escolheria?

### 10. KEYPOINTS

1. Diferenças entre íons positivos e negativos.
2. Número de pares de íons criados e sua dependência com a energia do feixe e do W/e.
3. Região que caracteriza uma câmara de ionização em termos de carga coletada e tensão aplicada.
4. O papel da parede, eletrodo, anel de guarda, isolantes e haste de uma câmara de ionização.
5. O papel do anel de guarda na formação do campo elétrico de uma Câmara de Ionização.
6. Diferenças entre cabos coaxiais e tri-axiais.
7. O Efeito tribo-elétrico na facilitação da fuga elétrica.
8. Importância de conhecer a relação entre a fuga de uma medição com câmara com relação ao seu sinal.
9. Quais características devem ser priorizadas na aquisição de um eletrômetro.
10. Como funcionam os múltiplos e diferentes detectores de um array com relação ao detector central.

11. Como é possível detectar o mal funcionamento de um dos detectores do array
12. Como é feito a re-normalização caso um ou vários detectores apresentem problema de sinal.
13. Quais os cuidados que se deve ter com os detectores de estado sólido?
14. O array pode ficar todo o tempo dentro da sala do acelerador sem sofrer influência dos campos magnéticos e da radiação?

## REFERÊNCIAS

AGUIRRE, F., ANDREO.P.; de ALMEIDA et al. IAEA. TECDOC-1079: Calibration of brachytherapysources. Vienna: IAEA, 1999.

ANDREO, P.; BURNS, D. T.; NAHUM, A. E.; SEUNTJENS, J. Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry. New York: John Wiley & Sons Inc., 2017.

BOGGULA, R.; BIRKNER, M.; LOHR, F.; STEIL, V.; WENZ, F.; WERTZ, H. Evaluation of a 2D detector array for patient-specific VMAT QA with different setups. Physics in Medicine & Biology, v. 56, n. 22, 2011.

de ALMEIDA, C.E. and CECATTI, E.R.. imple device to check the equilibrium of ion chambers with ambient conditions. Medical Physics, V.7, n.6. 715, 1980

de ALMEIDA C.E. et al. IAEA. TECDOC-1274: Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy. Vienna: IAEA, 2002.

DEMPSEY, C. Lessons learned from a HDR brachytherapy well ionization chamber calibration error. Australas Phys. Eng. Sci. Med., v. 34, n. 4, p. 529-533, 2011.

DOUYSSSET, G.; OSTROWSKY, A.; DELAUNAY, F. Some unexpected behaviours of PTW/Nucletron well-type ionization chambers. Phys. Med. Biol., v. 53, n. 14, p. 269-275, 2008.

GOETSCH, S.; ATTIX, F.; DEWERD, L.; AND THOMADSEN. A new reentrant ionization chamber for calibration of <sup>192</sup>Ir HDR sources. Int. J. Radiat., Onco., Biol., Phys 24, 167170 1992

HUMPHREY L. J. and PURDY J. AAPM Monograph, Vol.9 111-147. 1992

HUSSEIN, M.; ADAMS E. J.; THOMAS, J. J.; CLARK, C. H.; NISBET, A. A critical evaluation of the PTW 2D-ARRAY seven29 and OCTAVIUS II phantom for IMRT and VMAT verification. J. Appl. Clin. Med. Physics, v. 14, n. 6, p. 274-292, 2013.

KEELING V. P.; AHMAD, S.; JIN H. A comprehensive comparison study of three different planar IMRT QA techniques using the MapCHECK2. J. App. Clin. Med. Phys., v. 14, n. 6, 2013.

KEITHLEY. Low Level Measurements Handbook. Precision DC Current, Voltage, and Resistance Measurement. 7. ed. Tektronix, 2020.

KNOLL, G. F. Radiation Detection Measurements. 4 ed. New York: John Wiley & Sons Inc., 2010.

MARKOVIC M., STATHAKIS, S., MAVROIDS, O., et al. Ion chamber detector array for plan verification, Medical Physics 41 No 5. 2014

MARTINS, P., de ALMEIDA C. E. and RIBEIRO, M. Experimental evaluation of the dose calculation algorithm of planning systems: Monaco, Eclipse and CAT3D. Submitted to Brazilian Journal of Radiation Sciences- 2022

MCDERMOTT, P. N.; ORTON, C. G. The Physics & Technology of Radiation Therapy. Madison: Medical Physics Publishing, 2010.

LEITE, S.P., MONDAINE. V.C. ALVES C.F.E., de ALMEIDA C.E., MAGALHÃES L.M., and MARECHAL, Controle da Qualidade do Serviço de Calibração das Câmaras de Ionização tipo Poço do Laboratório de Ciências Radiológicas da UERJ. Congresso Brasileiro de Metrologia-2021

PIÑEDA, A. ALCON E. and de ALMEIDA. The design of a new insert for calibration of LDR 192 Ir sources in a well type chamber. Medical Physics, Vol 30, n7, 1566-1568. 2003

PIRES E., MAGALHÃES, L., DAVID, M. ALVES, C.F. e de ALMEIDA, C.E. Sistema para controle da qualidade de dosímetros usados na radioterapia. Congresso IBRAG-UERJ 2010 PTW CATALOG 2020 IAEA TECDOC 1049

SCHULLER, A.; MEIER, M.; SELBACH, H.; ANKERHOLD, U. A radiation quality correction factor K for well-type ionization chambers for the measurement of the reference air kerma rate of 60 Co HDR brachytherapy sources. Med. Phys., v. 42, n. 7, p. 4285-4294, 2015.

SMITH, B. R.; DEWERD, L. A.; CULBERSON, W. S. On the stability of well-type ionization chamber source strength calibration coefficients. Med. Phys., v. 46, n. 9, p. 4491-4501, 2020.

SPEZI, E.; ANGELINI, A. L.; ROMANI, F.; Ferri, A. Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. Phys. Med. Biol, v. 50, n. 14, 2005.

SRESTY, N. V. N. M.; RAJU, A. K.; REDDY, B. N. et al. . Evaluation and validation of IBA I'MatrixXX array for Patient-Specific Quality Assurance of TomoTherapy. J. Med. Phys., v. 44, n. 3, p. 222-227, 2019.

TOURINHO L, MAGALHÃES. L and de ALMEIDA C.E. Journal. Rad. Res. and Applied Science 11.249-254. 2018.

VANDANA, S.; SHARMA, D. Long term stability of a well-type ionization chamber used in calibration of high dose rate brachytherapy sources. Journal of Medical Physics, v. 35, n. 2, p.100-103, 2009.

WOLFSBERGER, L. D.; WAGAR, M.; NITSCH, P. et al. Angular dose of MatriXX TM and its calibration. J. Appl. Clin. Med. Phys., v. 11, n. 1, p. 241-251, 2010.

ZAKARIA, G. A.; SCHÜTTE, W.; AZHARI, H. A. Dosimetry of HDR afterloading machines with Ir-192- und Co-60-sources: comparison of different international protocols. Zeitschrift für Medizinische Physik, v. 20, n. 3, p. 215-224, 2010.

Carlos Eduardo de Almeida

### 1. INTRODUÇÃO

Os detectores em geral, a exceção do calorímetro e do dosímetro Fricke, quase nunca medem a dose diretamente no meio. A interpretação da sua leitura requer o suporte de uma teoria que chamamos de **teoria da cavidade** que incorpora uma série de fatores de forma a permitir uma conversão da medição (corrente ou carga) em dose absorvida em um dado meio para uma dada qualidade de feixe Q.

Grande parte das medições de dose absorvida são baseados na medição da ionização, às quais são aplicados uma série de fatores de correção que derivam da Teoria da Cavidade de Bragg-Gray e seus melhoramentos posteriores.

### 2. A TEORIA DE BRAGG-GRAY

A primeira teoria desenvolvida para relacionar a dose absorvida num detector tipo câmara de ionização e a dose absorvida no meio foi proposta por Bragg (1912) e complementada por Gray (1936). Naquele momento, foi observado que detectores quando construídos com

materiais de baixa densidade ou baixo número atômico, não introduziam uma perturbação **significativa** na fluência de partículas carregadas liberadas no meio, por fótons de alta energia.

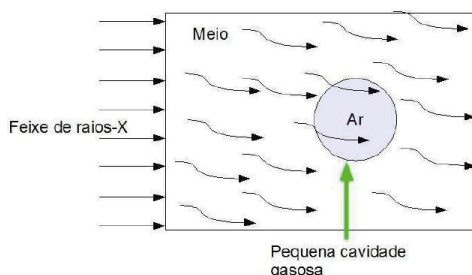


Figura 1 – Exemplifica um meio que está sendo atravessado por elétrons onde uma cavidade definida como Bragg-Gray não produz uma perturbação.

Fonte: adaptado de Johns and Cunningham (1983).

Esta teoria considera em princípio, um meio homogêneo contendo uma cavidade pequena, cheia de gás e exposta a um campo homogêneo de fótons.

A ionização do gás na cavidade é produzida pelos elétrons que são colocados em movimento pelos fótons que removem outros elétrons dos átomos e das moléculas do gás, dando origem a absorção de energia no gás.

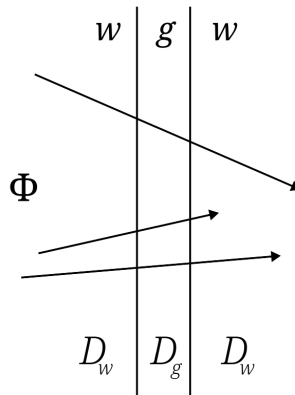


Figura 2 – Configuração pictórica para permitir exemplificar as pré-condições preconizadas na teoria de Bragg-Gray.

Fonte: Adaptado de Attix (1986).

Onde:

**w** = meio

**g** = gás

**D<sub>w</sub>** = Dose no meio

**D<sub>g</sub>** = dose no gás; e

**Φ** = a fluência dos elétrons.

Para se aplicar a teoria de Bragg-Gray algumas condições devem ser cumpridas:

- as dimensões da cavidade têm que ser reduzidas de modo a não alterar a fluência dos elétrons no meio, isto é, assume-se que a fluência de elétrons que atravessa a cavidade é idêntica à existente num dado ponto de interesse no meio, na ausência da cavidade.

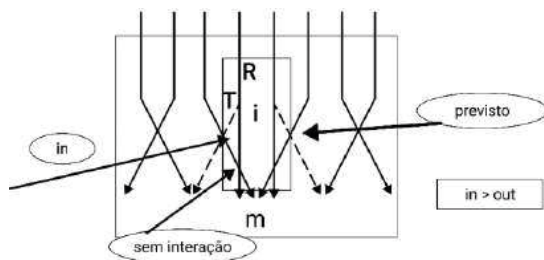
$$\Phi_{det} = \Phi_{med} \quad (1)$$

- a dose absorvida na cavidade deve ser depositada pelos elétrons liberados pelos fótons no meio circundante e que atravessam a cavidade:

$$\frac{D_{med}}{D_{det}} = \frac{(S_{col}/\rho)_{med}}{(S_{col}/\rho)_{det}} \quad (2)$$

Esta premissa não se tornou verdadeira pois a cavidade introduz uma perturbação na relação da medição com o detector conforme relatado e estimado por de Almeida and Boutillon (1987).

A perturbação na fluência de elétrons causada pela cavidade com gás dentro de um fantoma sólido ou líquido, produz uma elongação maior na direção do feixe irradiado por um feixe de elétrons aumentando a fluência comparada com a do meio uniforme.



$$\Phi_{\text{med}}(P_{\text{eff}}) = \bar{\Phi}_{\text{cav}} p_{\text{cav}} \Phi_{\text{med}}(P_{\text{eff}}) = \bar{\Phi}_{\text{cav}} p_{\text{cav}} \quad (3)$$

Figura – A linha pontilhada representa a distribuição no meio homogêneo na ausência da cavidade e as duas linhas cheias paralelas sem interação, representam de forma pictórica o que pode ocorrer na realidade, ou seja, o número de fótons que entram na cavidade pode ser maior do que os que entram sem compensação.

Fonte: Autor.

A predominância do efeito do espalhamento para dentro da cavidade sobre o espalhamento para fora tende a aumentar a fluência na cavidade impactando no sinal coletado pela câmara conforme descrito no trabalho clássico de Harder (1973). Posteriormente, Johansson et al (1978) relataram num estudo mais detalhado que a perturbação de uma câmara tipo Farmer por exemplo, para um feixe de elétrons de 20 MeV era 0,995 diminuindo este valor para 0,970 para 6 Me, considerada uma perturbação significativa para o nível de exatidão exigido na medição. Verificaram ainda, uma relação *quasi linear* entre o raio da câmara e a magnitude da perturbação diferente da predição de Harder de que a dependência estava relacionada a raiz quadrada do raio da cavidade.

O uso de câmaras tipo Farmer com 0,6 cm<sup>-3</sup> de volume se mostram inadequadas para feixes de elétrons de baixa energia (< 6 MeV) devido aos valores numéricos da perturbação de desviarem de forma significativa do valor unitário.

$$D_m = \Phi_T \left( \frac{S_T}{\rho} \right)_{\text{col}}^m \quad (4)$$

Para estes casos se recomenda o uso de câmaras placas paralelas com anel de guarda como uma forma de reduzir o espalhamento lateral para dentro do volume sensível.

Recentemente, Muir, B. and Mc Eewen (2017) apresentou uma proposta de correção quando essa câmara estiver sendo usada em feixes abaixo de 8 MeV.

**Dica:**

- Alguns fabricantes, embora não especifiquem qual a polaridade a ser usada de forma que não se sabe se o coletor do sinal é o eletrodo, consulte o Laboratório de Calibração e use uma polaridade compatível com a fornecida no certificado de calibração.

Supondo que um feixe mono energético de partículas carregadas passe através um meio  $w$  com uma pequena cavidade  $g$  assumindo que as condições de CPE (Charged Particle Equilibrium- Equilíbrio de Partículas Carregadas) sejam preenchidas, a dose  $D_m$  em um dado meio, será igual a uma grandeza chamada CEMA (Converted Energy per unit Mass – energia convertida por unidade de massa) (ICRU 1998) dada pelo seguinte:

Onde:

$\left(\frac{S_T}{\rho}\right)_{col}^m$  é o poder de frenagem de colisão num dado meio para elétrons com uma energia cinética  $T$  e uma dada fluência  $S_T$  de elétrons primários com energia cinética  $T$ .

O poder de frenagem de colisão é neste caso usado porque a energia será depositada num determinado ponto, e não o poder de frenagem total, o qual inclui uma fração embora pequena, de energia perdida sob a forma de radiação de bremsstrahlung que certamente deve escapar da cavidade.

Pelas premissas da teoria da cavidade de Bragg- Gray, a dose depositada num meio  $D_m$  pode ser relacionada com a dose na cavidade  $D_c$  de acordo com a seguinte relação:

$$\frac{D_c}{D_m} = \frac{(S_T/\rho)_{col}^c}{(S_T/\rho)_{col}^m} = \left(\frac{S}{\rho}\right)_m^c \quad (5)$$

Onde:

$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{col}^m$  é a razão entre os poderes de frenagem mássico de colisão dos meios  $c$  e  $m$  para elétrons com uma energia cinética  $T$ .

Quando consideramos feixes com uma fluência de energia complexa, deve-se considerar o valor médio do poder de frenagem mássico de colisão:

$$\left(\frac{\bar{S}}{\rho}\right)_{col}^m = \frac{\int_0^{T_{max}} \Phi(T) (S(T)/\rho)_{col}^m dT}{\int_0^{T_{max}} \Phi(T) dT} \quad (6)$$

A dose absorvida numa cavidade de ar  $D_c$  pode então ser determinada a partir da medição da carga  $Q$  produzida na massa de gás (corrigida para a temperatura e pressão ambiente) durante a medição no volume sensível através da relação:

$$D_c = \frac{Q}{m_{ar}} \overline{W_{ar}} \quad (7)$$

Onde:

$W_{ar} = 33,97 \text{ J.C}^{-1}$  é a energia cinética média necessária para criar um par de íons no ar seco,  $m_{ar}$  presente na cavidade na qual é produzida a carga  $Q$ .

A teoria da Cavidade de Bragg-Gray já propunha que a dose no meio  $D_m$  devesse incluir os fatores de correção aplicados à medição de  $Q$  e da massa de ar ( $\rho V$ ) seria em princípio estimada pela relação:

$$D_m = \frac{Q}{m_{ar}} \overline{W_{ar}} \left(\frac{\bar{S}}{\rho}\right)_{ar}^m \quad (8)$$

A teoria de Bragg-Gray considerava ainda a não interação do feixe primário dentro da cavidade, devido às suas reduzidas dimensões, condição muito simples que requer que a parede do meio e o eletrodo sejam de idênticos materiais ou tenham os mesmos números atômicos.

### 3. A TEORIA DE SPENCER-ATTIX

Attix, observou que havia problemas com a teoria de BG quando realizava com câmaras de ionização de pequeno volume com parede de material de alto  $Z$ .

Num segundo momento, Attix sugeriu a Spencer que a deposição local de energia não deveria considerar os raios delta. A teoria da cavidade foi revista e definida por Spencer-Attix, considerando que a relação Bragg-Gray considerava os raios delta nos cálculos, reconhecida com uma das limitações da teoria. A partir da teoria de Spencer-Attix, a variação que se observa na densidade de ionização como o tamanho da cavidade passa a ser considerada em especial, quando se trata de cavidades pequenas.

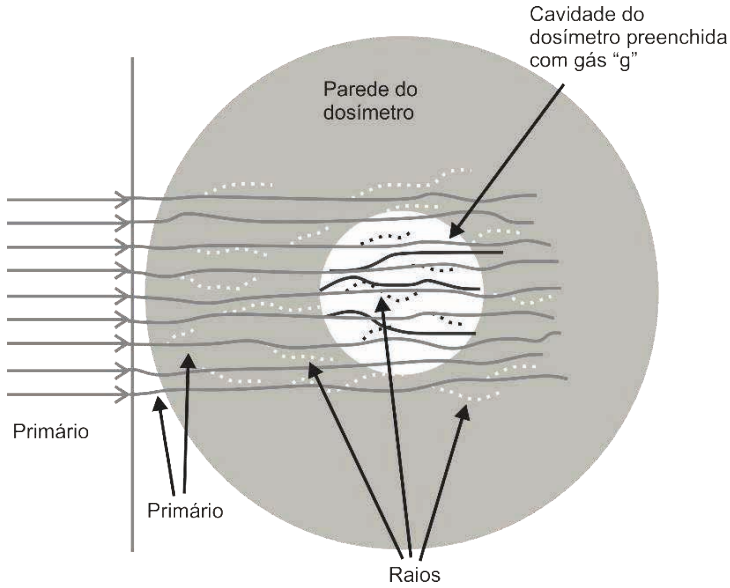


Figura 4 – Os raios delta que são gerados em cada meio estão indicados nos traços finos. Os traços grossos dentro da cavidade *g* são equivalente em alcance aos de traço fino na parede *w*. Spencer -Attix considera os elétrons de traços grossos como primários. Em seguida, o CPE é assumido em qualquer ponto para os raios delta remanescentes.

Fonte: Fonte Muir and McEwen (2017)

Na teoria de Spencer-Attix, a influência do alcance finito elétrons secundários foi dividida em duas componentes a partir da introdução da energia decorte  $\Delta$  dos elétrons, que está relacionada ao tamanho da cavidade. Assim, os elétrons secundários com energia cinética  $T$ , menor do que  $\Delta$ , são considerados elétrons lentos que depositam a sua energia localmente usando o poder de frenagem de colisão restrito para perdas menores que  $\Delta$ . Elétrons com energias iguais ou maiores que  $\Delta$  são considerados elétrons rápidos que depositam sua energia fora da cavidade. Como resultado, o espectro de elétrons tem um limite inferior de energia igual a  $\Delta$  e um limite superior  $T_0$ , igual a energia inicial dos elétrons. A energia depositada pode então ser calculada por uma relação que considera o produto dos poderes de frenagem mássico de colisão e a fluência de elétrons com energias entre  $\Delta$  e  $T_0$ .

$$\frac{D_m}{D_c} = \frac{\int_{\Delta}^{T_{Max}} \Phi^{\delta}(T) \left[ \frac{L_{\Delta}(T)}{\rho} \right]_m dT + \Phi^{\delta}(\Delta) [S(\Delta)/\rho]_{col}^m \Delta}{\int_{\Delta}^{T_{Max}} \Phi^{\delta}(T) \left[ \frac{L_{\Delta}(T)}{\rho} \right]_c dT + \Phi^{\delta}(\Delta) [S(\Delta)/\rho]_{col}^c \Delta} = \left( \frac{\overline{L_{\Delta}}}{\rho} \right)_c^m \quad (9)$$

Onde:

$\Phi$  = fluência dos elétrons no meio incluindo os raios  $\Delta$ ;

$L\Delta$  = poder de frenado restrito (definido no Capítulo 2) a perdas menores que

$\Delta$ ; e

$S(\Delta)/\rho$  = energia depositada por elétrons com energia abaixo de  $\Delta$ .

Não podemos deixar de mencionar que uma fração da ionização dentro da cavidade pode ser provocada pela interação de fótons diretamente e dependendo da energia dos fótons, esta produção será maior ou menor conforme a Tabela 1.

| Feixe Incidente  | HVL (mmAl) | Vácuo  | d (5cm de água) |
|------------------|------------|--------|-----------------|
| 50 kV            | 1,62       | 0,26   | 0,18            |
| 150 kV           | 5,01       | 0,27   | 0,29            |
| 240 kV           | 7,30       | 0,27   | 0,27            |
| <sup>60</sup> Co | ---        | 0,0037 | 0,0060          |
| 4 MV             | ---        | 0,0014 | 0,0098          |

Tabela 11 – Fração de ionização produzida dentro da cavidade pela interação direta dos fótons.

Fonte: Nahum (2009).

#### 4. TEORIA PARA GRANDES CAVIDADES

Assumindo que a condição de CPE esteja satisfeita na cavidade e que a maioria das cargas são provenientes da cavidade, a dose  $D_g$  será dada pela relação

$$D_g = (K_c)_g = \Phi_g (\mu_{en}/\rho)_g \quad (10)$$

Se a fluência de energia não é perturbada pela cavidade, ou seja, sem atenuação ou espalhamento, a relação que satisfaz

$$\frac{D_g}{D_w} = (\mu_{en}/\rho)_{g_w} \quad (11)$$

que representa a razão entre a absorção por energia-massa diferente da teoria de BG, que usava a razão dos poderes de frenado.

#### 5. TEORIA DA CAVIDADE DE BURLIN

Para cavidades maiores que o alcance dos elétrons secundários ou raios delta, as teorias de Bragg-Gray e Spencer-Attix apresentam limitações. Para cavidades classificadas como intermediárias ou grandes, a contribuição na dose devida aos elétrons gerados na cavidade é maior que a dos elétrons gerados fora dela. Burlin (1966) tentou ampliar as teorias cavitárias existentes para cavidades de tamanho intermediário de forma que a interação dos fótons incidentes na cavidade também seja computada na dose.

A equação abaixo estabelece a relação para a estimativa da dose no meio segundo a teoria de Burlin (2004).

$$D_m = \left[ d \cdot S_{M,Cav} + (1 - d) \frac{(\mu_{en}/\rho)_{Cav}}{(\mu_{en}/\rho)_M} \right]^{-1} D_{cav} \quad (12)$$

Onde:

$S_{M,Cav}$  = razão entre os poderes de frenagem mássicos médios do meio e da cavidade;

$(\mu_{en}/\rho)_{Cav}$  e  $(\mu_{en}/\rho)_M$  = coeficientes de absorção de energia mássicos da cavidade e do meio, respectivamente; e

$d$  = parâmetro relacionado ao tamanho da cavidade onde  $d$  é igual a 1,00 para cavidades pequenas e  $d$  é igual a zero para cavidades grandes.

Uma pequena equação a seguir foi sugerida por Burlin (1966) para determinar o valor de  $d$ , embora considerada por Attix (1986) como uma teoria problemática.

$$d = 1 - e^{-\beta L / \beta L} \quad (13)$$

Onde:

$L$  = o valor médio do comprimento da corda da cavidade ( $L=4V/S$ ); e

$Q$  = coeficiente de atenuação efetivo

A teoria de Burlin tem como difíceis premissas:

- Que o meio e a cavidade sejam homogêneos;
- A fluência de fótons esteja presente em qualquer ponto do meio e da cavidade;
- CPE exista em todos os pontos do meio e da cavidade que estejam além do alcance dos elétrons nos limites da cavidade; e
- A fluência de elétrons secundários no meio e na cavidade sejam idênticas. Na prática, a teoria de Burlin não é mais utilizada no cálculo da dose absorvida devido a discrepâncias no fator de ponderação  $d$  exigindo a introdução de termos adicionais para o cálculo da dose em cavidades de tamanho intermediário.

No momento estes valores são calculados por Monte Carlo de forma mais acurada.

6. SUMÁRIO DAS TEORIAS E SUAS INDICAÇÕES

|            | BRAGG-GRAY  | SPENCER-ATTIX   | GRANDES CAVIDADES   | BURLIN   |
|------------|---|---|---|--|
| Hipóteses  | <ul style="list-style-type: none"><li>• Fluência dos elétrons não é perturbada</li><li>• Todos os elétrons originários da</li></ul> <ul style="list-style-type: none"><li>• parede são considerados primários.</li><li>• Cpe através da parede</li><li>• Insensível ao espectro de elétrons</li></ul> | <ul style="list-style-type: none"><li>• Fluência primaria dos elétrons não perturbada.</li></ul> <ul style="list-style-type: none"><li>• Cpe em toda a parede.</li><li>• Sensível ao desequilíbrio do espectro dos raios delta.</li><li>• <math>T_{\delta} &lt; \Delta</math> fora do espectro.</li><li>• <math>T_{\delta} &gt; \Delta</math> atua como um primário</li></ul> | <ul style="list-style-type: none"><li>• Todos os elétrons originam na cavidade.</li><li>• A fluência de energia dos fótons não é perturbada</li></ul> | <ul style="list-style-type: none"><li>• As fluências de elétrons e fótons não são perturbadas.</li></ul>     |
| Indicações | <ul style="list-style-type: none"><li>• Pequenas cavidades</li><li>• Parede e meio com z similar.</li></ul>   | <ul style="list-style-type: none"><li>• Pequenas cavidades susceptíveis aos raios delta.</li></ul>  | —   | <ul style="list-style-type: none"><li>• Ideal para cavidade intermediarias e para feixe de fótons.</li></ul> |

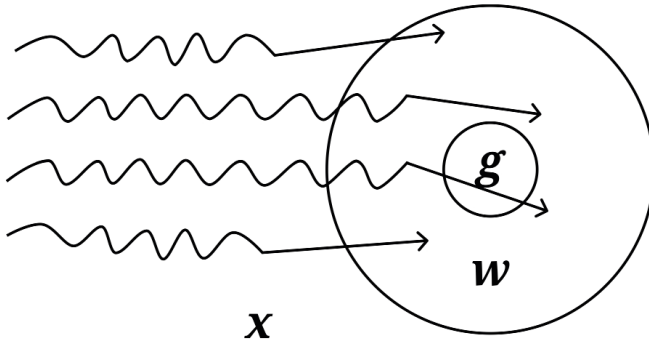
7. RESUMO DOS PRINCIPAIS PONTOS RELACIONADOS A TEORIA DA CAVIDADENAHUM (2009)

1. Um dos objetivos da teoria da cavidade é de determinar o fator  $f(Q) = [D_{meio}/D_{det}]$  para uma dada qualidade de feixe (Q).
  2. Detectores a gás são os únicos exemplos de detectores Bragg-Gray em feixe de alta energia, porém de forma limitada em feixes abaixo de 300 kVp devido ao alcance dos elétrons e a interação direta de fótons de baixa energia com o ar da cavidade.
  3. Em feixes de elétrons de alta energia quase todos os detectores se comportam como uma cavidade BG devido ao alcance dos elétrons primários, uma vez que a energia de corte é suficientemente grande.
  4. A avaliação dos poderes de frenagem, meio/gás, é complexa pois requer a computação da fluência de elétrons desde o feixe primário até a energia de corte.
  5. A relação de poderes de frenagem água/ar varia rapidamente com a energia dos elétrons devido a influência dos efeitos de densidade e polarização (ver Andreo 2017) com maior significância em meio sólidos comparados ao gás.
- Este fato requer que sejam feitas simulações via Monte Carlo em especial quando se deseje variar a profundidade.
6. Câmaras de ionização em feixe de alta energia são exemplos práticos da teoria de Bragg-Gray, embora para feixes de kilovoltagem possa ter limitações devido ao alcance dos elétrons e a ionização causada na cavidade pelos fótons.
  7. A razão água/ar para feixe de elétrons mono energéticos exhibe uma forte dependência com a energia incidente e a profundidade, devido a variação da fluência de elétrons com a profundidade.

8. A importância da contribuição de Spencer-Attix (1955) foi de explicitamente levar em conta o transporte de raios delta **dentro e fora** da cavidade.
9. Embora com limitações, a teoria de Bragg-Gray continua sendo o conceito básico, o coração do processo de determinação da dose num ponto, na ausência do detector.
10. Nenhum outro detector que não seja a gás (ex: câmara de ionização) i.e TLD, diodos, filme, diamante, alanina, cintiladores, se comportam como uma cavidade Bragg-Gray em feixes de alta energia. Os valores médios de  $\mu_{\text{uen}} / \rho$  (meio, detector) também não se aplicam, pois, suas dimensões são insuficientes para CPE uma vez que parte da energia é depositada pelos fótons diretamente no material do detector. Neste caso seria mais indicado usar com muito cuidado a Teoria de Burlin ou melhor usar valores calculados por Monte Carlo.
11. Entretanto, todos os detectores podem ser calibrados contra uma câmara de ionização ou um dosímetro Fricke, ambos em condições de referência, para medir dose na água desde que a fluência de energia do feixe de fótons e dos elétrons secundários não mude de forma considerável, condição necessária para atender as premissas da teoria de Burlin. Para medições relativas a perturbação causada pelos detectores não tem muita relevância.
12. Simulação por Monte-Carlo tem sido importante para calcular:
- Valores mais exatos de poderes de frenagem **água-ar**.
  - Realizar simulações realistas sobre a resposta de detectores ex: câmaras de ionização, diodos, diamantes e TLD.
  - Fatores de perturbação devido a desvios da teoria de Bragg-Gray.
  - A magnitude dos efeitos de campos pequenos resultado da quebra dos paradigmas da teoria de Bragg-Gray devido a ausência de CPE com perda de equilíbrio lateral.

## EXERCÍCIOS DE FIXAÇÃO

1. A Figura abaixo mostra um exemplo de uma câmara ideal Bragg-Gray: Onde **x** é o meio, **w** é a parede e **g** o gás.



Fonte: Adaptado Attix(1986).

Temos uma parede espessa o suficiente para estabelecer CPE, e nenhum dos elétrons que chegam na cavidade **g** vieram do meio **x**, a cavidade **g** é bem pequena de forma que nenhum elétron é gerado nele e a fluência de fótons no meio **x** não está sendo perturbada pelo dosímetro.

A dose no meio pode ser calculada pela relação:

$$D_x = D_w \frac{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_x}{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_w} \quad (14)$$

e segundo a teoria de Bragg-Gray pode ser escrita como:

$$D_x = D_g \left( \frac{D_w}{D_g} \right) \underset{\text{Cavitária}}{\text{Teoria}} \frac{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_x}{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_w} = D_g S_g^{-w} (\bar{\mu}_{en}/\rho)_w^x \quad (15)$$

e se considerarmos a cavidade como um gás, a dose no gás será:

$$D_g = \left( \frac{Q}{M} \right) \left( \frac{\bar{W}}{e} \right)_g \quad (16)$$

Sendo possível reescrever a relação:

$$D_x = \frac{Q}{M} \left( \frac{\bar{W}}{e} \right)_g \cdot S_g^{-w} \cdot (\bar{\mu}_{en}/\rho)_w^x \quad (17)$$

2. Supondo que uma pequena cavidade envolvida por uma parede (com número atômico igual ao da água) esteja colocada num fantoma de água. Qual é a razão entre a dose no ar da cavidade e na água para um feixe mono energético de elétrons de 10 MeV? (ignorar o espalhamento).

Solução:

$$\begin{aligned} \frac{D_g}{D_w} &= \frac{D_{ar}}{D_{H_2O}} = \frac{\int_0^{Tmax} \Phi'(T)(dT/\rho dx)_{c,ar} dT}{\int_0^{Tmax} \Phi'(T)(dT/\rho dx)_{c,H_2O} dT} = \frac{(dT/\rho dx)_{c,ar}}{(dT/\rho dx)_{c,H_2O}} \Big|_{10MeV} \\ &= \frac{\int_0^{Tmax} \Phi'(T) dT}{\int_0^{Tmax} \Phi'(T) dT} = \frac{\left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,ar}}{\left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,H_2O}} \Big|_{10MeV} = \frac{1,979MeV \cdot \frac{cm^2}{g}}{1,968MeV \cdot \frac{cm^2}{g}} = 1,006 \end{aligned} \quad (18)$$

3. Supondo uma cavidade com 10 cm de raio de um dosímetro cintilador de poliestireno, dentro d'água. Ignorando a atenuação, qual é a razão entre a dose no dosímetro e na água para um feixe de 1,25 MeV?

*Considerando que para um feixe de fótons de 1,25 MeV, a energia cinética máxima dos elétrons secundária será de 1,03 MeV cujo alcance máximo  $R_{csda}$  será de 0,5cm << 10 cm de raio. Considerando que a maior parte dos elétrons serão produzidos no poliestireno portanto considera-se uma cavidade grande*

$$\frac{D_{poli}}{D_{água}} = \left( \frac{1}{\bar{\mu}_{en}/\rho} \right)_{água,poli} = \frac{1}{1,026} = 0,965 \quad (19)$$

4. Supondo que a cavidade acima de 10 cm de raio foi substituída por ar, qual é a razão entre a dose no ar e meio água para o mesmo feixe com energia nominal de 1,25 MeV. Como o alcance dos elétrons será da mesma ordem de grandeza do tamanho da cavidade deve-se usar a teoria de Burlin.

*Ao final você chegará à conclusão de que se um número mais aproximado era o desejado, o uso da teoria de BG seria suficiente.*

## REFERÊNCIAS

- ATTIX, F. H. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. New York: John Wiley& Sons Inc., 1986.
- BURLIN, T. E. A general theory of cavity ionization. Br J Radiol., v. 39, n. 466, p. 727-734, 1966.
- GRAY, L. H. An ionization method for the absolute measurement of gamma-ray energy. Proceeding of the Royal Society A, v. 156, n. 889, p. 578-596, 1936.
- HARDER, D. Fano's theorem and the multiple scattering correction. Fourth symposium on microdosimetry, Vaerbania Pallanza. (Italia), 24-28 set. 1973.
- ICRU REPORT 60. Fundamental quantities and units for ionizing radiation. United States: ICRU, 1998
- JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. The Physics of Radiology. 4 ed. Springfield: Charles C. Thomas Publisher, 1983.
- JOHANSSON, K. A.; MATTSSON, L. O.; LINDBORG, L.; SVENSSON, H. Absorbed dose determination with ionization chambers in electron and photon beams having energies between 1 and 50 MeV. IAEA Proceedings Series, v. 2, p. 243-270, 1978.
- MUIR, B. AND Mc EWEN M. On the use of cylindrical ionization chambers for electron beamreference dosimetry. Med. Phys. 44 (12), December 2017
- NAHUM, A. Cavity theory, Stopping –Power-Ratios Correction Factors.cc. AAPM Summer School(2009).
- BRAGG W.H. Studies in Radioactivity New York. Macmillan (1912).
- ROGERS, D. W. O. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. Phys. Med. Biol., v.51, p. 287-301, 2006.
- SPENCER, L. V.; ATTIX, F. H. A Theory of Cavity Ionization. Radiation Research, v. 3, n. 3, p.239-254, nov. 1955.

## FATORES DE CORREÇÃO USADOS PARA A REALIZAÇÃO DAS GRANDEZAS

Carlos Eduardo de Almeida

Erika Muñoz Arango  
Colaboradora

## 1. INTRODUÇÃO

De forma a garantir um alto grau de exatidão na medição, e considerando que uma câmara de ionização mesmo atendendo à teoria de Bragg-Gray, modificada por Attix (Andreio, 2019), é preciso que vários fatores sejam aplicados. Esses fatores corrigem as diferenças de absorção da radiação entre os materiais usados na confecção da câmara e suas equivalências ao ar ou à água; a eficiência de coleção dos íons; os efeitos da temperatura, pressão e umidade na massa de ar do volume sensível; os efeitos secundários referentes à irradiação dos cabos; dentre outros.

- Polaridade
- Recombinação
- Dependência energética
- Fator de perturbação e Ponto efetivo de medição
- Efeito haste
- Efeito do eletrodo central
- Grandezas ambientais de influência (pressão, temperatura e umidade)

## 2. EFEITO POLARIDADE ( $K_{POL}$ )

O efeito polaridade se refere à diferença observada quanto a quantidade de cargas negativas e cargas positivas coletadas. Quando o campo elétrico é paralelo à direção do feixe, as partículas secundárias de diferentes polaridades ganham energia e velocidade ligeiramente diferentes, induzindo leituras diferentes quando a polaridade é trocada.

Este efeito também pode ser resultado da interação da radiação com o eletrodo central (conhecido como corrente Compton), de efeitos extracâmara, de distorções no campo elétrico entre o anel e eletrodo central, ou mesmo de uma pequena diferença de velocidade entre os íons positivos e negativos devido a suas massas serem diferentes e do projeto do eletrodo.

Quando uma tensão típica de 300 V (em geral positiva) é aplicada entre a parede da câmara e o eletrodo central, lembrando que o anel de guarda está submetido à mesma tensão, o limite do campo elétrico define o seu volume sensível, como consequência, a magnitude do sinal negativo gerado pela ionização do ar no volume.

A maior mobilidade entre íons negativos pode ser observada quando coletados

em gases inertes, porém, no caso do ar, a diferença de mobilidade entre eles é muito pequena, mas mensurável. Por essa razão, as leituras devem ser tomadas com ambas as polaridades, permitindo avaliar o que se chama de efeito polaridade.

**Dicas:**

- Em geral este efeito é maior em câmaras de placas paralelas do que nas cilíndricas, dependendo, por exemplo, do tipo de radiação para feixe de elétrons e da profundidade do meio, sendo mais significativa na região de build-up.
- Para feixe de elétrons de baixa energia, este efeito é maior, pois o campo elétrico pode interferir mais.
- É interessante saber qual valor que o Laboratório de Calibração utilizou, pois, em geral, o coeficiente de calibração é fornecido para uma polaridade. A correção deve ser feita usando o formalismo proposto pelo protocolo.

TRS#398 (IAEA, 2000) ou AAPM TG-51 (Almond et al., 1999).

$$K_{\text{pol}} = \frac{M_+ + M_-}{2M_{\text{ref}}} \quad (1)$$

Onde:

**$M_+$  e  $M_-$**  = as leituras das cargas coletadas com as tensões negativas e positivas

**$2 M_{\text{REF}}$**  = leitura na tensão (+ ou -) usada rotineiramente em cada serviço

Valores típicos desta correção se encontram na faixa de 0,997 e 1.003.

Algumas câmaras possuem um comportamento mais discreto, e outras não.

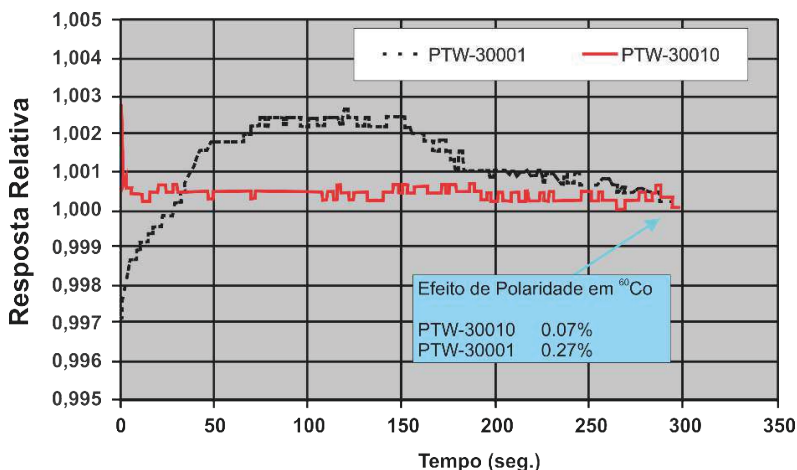


Figura 21 – Tempo de estabilização de duas câmaras tipo Farmer após a troca de polaridade de - 300 V para + 300V

Fonte: TRS#398 (2000).

#### Dicas:

- Do ponto de vista prático, de forma a evitar este efeito, deve-se utilizar a mesma tensão e o mesmo sinal usados durante a calibração da câmara e fornecidos no certificado.
- Em geral, em câmaras de ionização, este efeito independe da intensidade do feixe e da taxa de dose.
- Se tiver dúvida sobre como o circuito elétrico do eletrômetro está projetado, para tratar o sinal gerado, pois nem sempre o sinal positivo da tensão significa que o sinal medido pelo eletrômetro será negativo, uma vez que os amplificadores operacionais podem inverter o sinal, neste caso, deve-se realizar as medições e esclarecer.
- Realize as medições, dando um intervalo de tempo de 3 min após a troca da polaridade e descarte a primeira medição, pois os isolantes podem ainda não estar estabilizados.
- Nunca troque a polaridade direto, sempre desligue o eletrômetro.

### 3. RECOMBINAÇÃO IÔNICA ( $K_s$ )

A recombinação de íons acontece quando os íons de cargas opostas produzidos no volume sensível se direcionam para a parede ou eletrodo central, atraídos pelo campo elétrico.

Alguns efeitos relacionados com o campo elétrico podem causar uma coleção incompleta de cargas e são discutidos a seguir:

- Recombinação inicial: pode ocorrer entre cargas no mesmo sinal, sendo mais importante em feixes de alto LET, embora seja independente da taxa de dose.
- Difusão iônica: causada pela difusão de íons para a parede e o eletrodo.
- Recombinação volumétrica ou geral: ocorre quando íons de diferentes traços se recombinam, sendo dependente da densidade de partículas ionizantes e, portanto, da taxa de dose, e deve ser determinada para a taxa de dose de cada feixe usado clinicamente. Para radiação pulsada, a dose por pulso é alta e o efeito da recombinação volumétrica é muito pequeno.

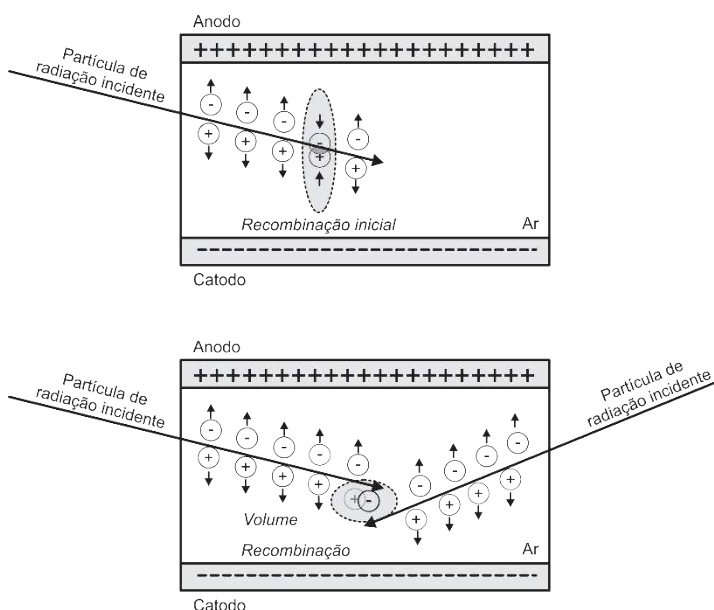


Figura 2 – Apresenta de forma Figurativa como ocorrem os dois tipos de recombinação.

Fonte: PTW (2020).

É interessante observar que como o intervalo entre pulsos nos aceleradores é da ordem 2.5 a 5 ms, este pode ser considerado grande o suficiente quando comparado ao tempo de coleta de íons das câmaras de ionização, que é da ordem de 60 a 140  $\mu$ s.

De forma similar, a câmara Farmer se comportou “quasi” idealmente, com o valor do  $K_s$  definido na interseção do eixo Y, observado também na câmara *semiflex*, que preenche os requisitos dos protocolos de dosimetria. Entretanto, a câmara *pinpoint*, por seu comportamento não linear da polaridade e recombinação, não é recomendada como instrumento para medições de referência.

Para medição em feixes FFF, estes aspectos genéricos precisam ser verificados com câmaras de outros fabricantes. O método de duas tensões pode ser usado em feixes FFF com câmaras tipo Farmer e com câmaras *semiflex* com prévia verificação, pois o comportamento mostrado na Figura 3 pode ser típico apenas das câmaras PTW.

**Dicas:**

- É importante lembrar de usar a mesma tensão e polaridade que consta no certificado de calibração fornecido pelo Laboratório de Calibração, ou seja, em geral + 300 V, de forma que trabalhe na região de saturação.
- Aumentar a tensão aplicada pode reduzir o fator de recombinação, mas cuidado ao se aproximar da região assintótica de resposta, pois pode-se estar no limite de uma possível quebra dos isolantes ou de transformar a câmara num detector proporcional.

Uma discussão mais aprofundada pode ser encontrada nos trabalhos de Boag e Curren (1980) e Andreo et al. (2017).

O método de duas tensões proposto por Boag e Curren (1980), inicialmente utilizado para determinar este efeito para feixes pulsados, foi melhorado por Weinhaus and Meli (1984) e simplificado no relatório AAPM TG-51 (Almond et al., 1999), tornando-se mais prático, pois corrige automaticamente para os efeitos de recombinação inicial e volumétrica, sendo o mais recomendado para feixe de radiações contínuas.

$$K_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)} \quad (2)$$

Onde:

$V_1$  = tensão 150 V

$V_2$  = tensão 300

$M_1$  = leitura a  $V_1$

$M_2$  = leitura a  $V_2$

**Dicas:**

- Como a maioria dos eletrômetros não permite variar a tensão continuamente, em feixes tipo FFF (flattening filter free), onde as taxas de dose são elevadas, pode-se realizar medições fixando o número de MUs, variando a taxa de dose e verificando sua linearidade de resposta, que deve ser menor do que 0,2%.
- Uma atenção deve-se ter se o laboratório de calibração aplicou a correção de recombinação. Neste caso, ela deve ser dividida pelo valor apropriado do feixe Q pelo  $Q_0$ .

#### 4. DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA (Kq)

A qualidade de um feixe é definida a partir da fluência de energia de fótons ou elétrons, cuja interação com materiais homogêneos ou heterogêneos com seções de choque diferentes pode resultar em diferentes absorções, espalhamento, produção de fótons e elétrons secundários e, por fim, a sua capacidade de penetração.

Embora uma câmara de ionização, em geral, possua materiais diferentes (por exemplo: parede de PMMA ou grafite, eletrodo de alumínio, grafite ou aço), todos são escolhidos com número atômico próximos do ar seco ou da água, para evitar grandes correções. Como resultado, a produção de elétrons secundários é diferente para cada energia, para cada material e qualidade de feixe (HVL,  $TPR_{20,10}$  para fótons ou R50 para elétrons), e o valor da grandeza medição deve ser corrigido com fatores medidos ou calculados, por exemplo, por métodos numéricos como o Monte Carlo. Outros detectores, em geral, também não são homogêneos na sua composição ou possuem número atômico mais alto, afetando a sua resposta.

***Dica:***

- Evite erros importantes que são cometidos na interpretação dos resultados medidos, caso não se leve em conta ou subestime a significância destes parâmetros.

A dependência da resposta típica com a fluência de energia, embora se aplique a elétrons, em feixes de fótons de baixa energia, região onde predomina na interação o efeito fotoelétrico, é muito sensível a relação com número atômico dos materiais (de acordo com  $Z^4$ ) e com a energia ( $1/E$ ).

Esse efeito se manifesta de forma diferente, como mencionado, e principalmente orienta a melhor faixa de energia para cada tipo de detector e a adoção dos fatores de correção apropriados. A Figura 3 indica claramente uma variação na resposta de quase 5% entre as duas câmaras usadas na mamografia e de  $\pm 5\%$  na câmara Farmer na faixa de energia efetiva abaixo de 80 keV.

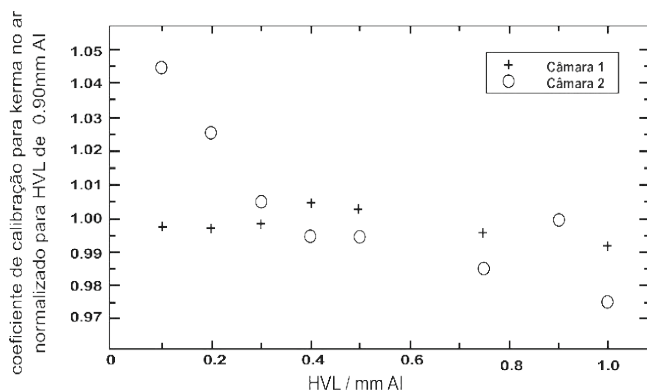


Figura 3 – Curvas típicas de resposta versus energia efetiva de raios X de duas câmaras de ionização usadas para a medição de kerma no ar: a) câmaras de mamografia normalizadas para HVL de 0,9 mm de Al; e b) câmara tipo Farmer normalizada para raios gama do  $^{60}\text{Co}$ .

Fonte: (De Werd et al., 2009).

Para feixe de fótons de alta energia, uma correção ( $K_Q$ ) deve ser feita para cada tipo de detector após a definição da qualidade do feixe. O TRS#398 (IAEA, 2000) apresenta o comportamento desse fator para algumas câmaras, conforme Figura 4.

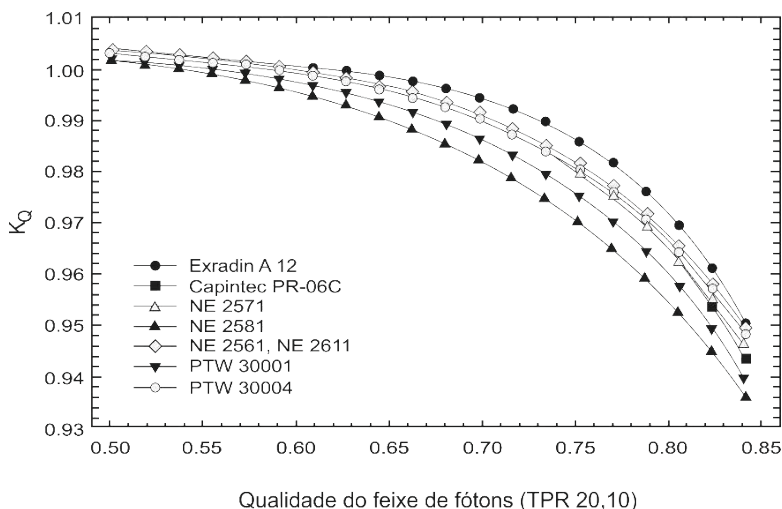


Figura 4 – Gráfico com os valores de  $K_Q$  publicados pelo TRS#398 (IAEA, 2000).

Fonte: TRS#398 (IAEA, 2000).

Entretanto, os valores atualizados de  $K_Q$  a serem considerados para sua câmara devem ser aqueles definidos consensualmente e relatados por Andreo et al. (2020).

A exatidão nos valores calculados de  $K_Q$  são muito dependentes das incertezas, que podem ser significativas devido aos valores do *stopping power*. Por esta razão, na Figura 5, os dados calculados por Monte Carlo oscilam entre os valores experimentais.

Os valores de  $K_Q$ , medidos por McEwen (2010) para 27 câmaras diferentes, com o objetivo de avaliar sua performance e melhorar sua exatidão, foram recentemente analisados por Andreo et al. (2019), oferecendo um conjunto de dados adicionais.

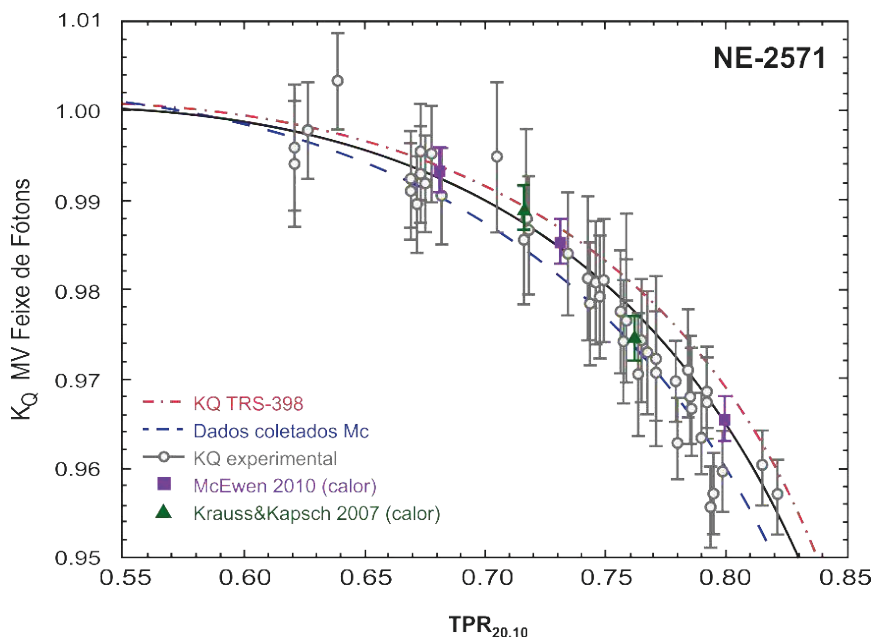


Figura 5 – Comparação entre os valores medidos com calorímetro por McEwen (2010), com os dados do TRS#398, Monte Carlo, e por Krauss e Kapsch (2007) também por calorimetria.

Fonte: Andreo et al. (2019).

Observa-se que mesmo as medições realizadas em laboratórios primários, em condições experimentais bem controladas, o desvio padrão em cada conjunto de medições não é pequeno, bem como a dispersão entre os vários métodos. Verifica-se também que os dados indicados no TRS#398 estão consistentemente um pouco mais elevados do que todos os outros, inclusive dos dados ajustados do conjunto de todas as medições, representados pela linha preta.

É importante perceber (Figura 6) que variações no valor numérico de  $K_Q$  podem ocorrer entre tipos de câmaras e os valores publicados no TRS# 398, devendo-se destacar as Câmaras Exradin A19 e as NE 2561, cujas diferenças podem chegar a 1,0% e 0,5 %, respectivamente. Observa-se ainda que a câmara Exradin A16 com eletrodo de aço possui uma boa resposta, enquanto a IBA CC01 se desloca em quase 1% (Muir; Rogers, 2010).

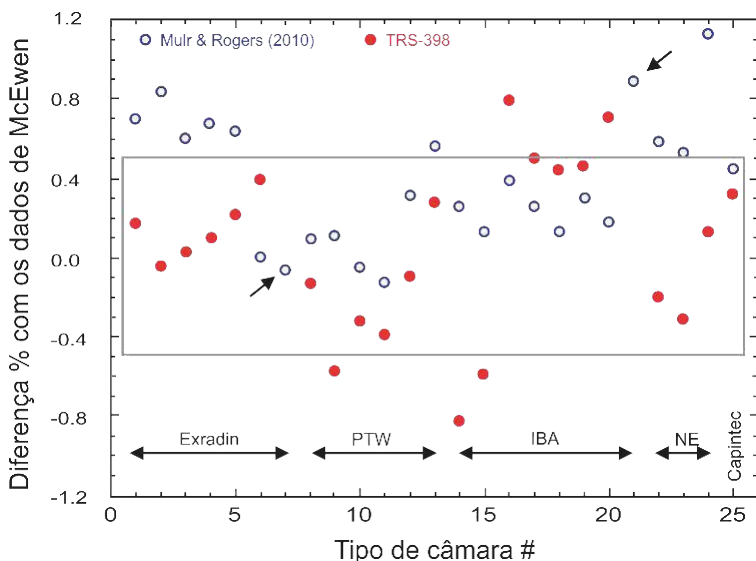


Figura 6 – Destaca a variação entre os valores calculados por Monte Carlo, relatados por Muir e Rogers (2010), e os valores medidos usando um calorímetro, relatados por McEwen (2010), para diversas câmaras com o comportamento e valores de  $K_q$  para câmaras cilíndricas tipos Exradin, PTW, IBA e NE, todas normalizadas para TPR20/10 junto aos valores do TRS#398 calculados de acordo com seu formalismo.

Fonte: Adaptado de Muir e Rogers (2010)

Nessa mesma Figura, a caixa marcada indica quais câmaras estão dentro de  $\pm 0,5\%$ . Da esquerda para a direita: câmaras Exradin (A12, A19, A12S, A18, A1SL, A14SL e A16), PTW (30010, 30012, 30013, 31010, 31016, 31014), IBA (Fc-65G, FC-65P, CC35, FC-23C, CC13, CC08, CC04, CC01), NE (2581, 2611) e Capintec (PR-06C). As setas indicam as câmaras com eletrodo de aço (Exradin A16 e IBA CC01), dados que não estão fornecidos no TRS#398.

Deve-se salientar que alguns laboratórios já calibram as câmaras na grandeza dose absorvida na água para vários feixes de fótons e elétrons, não exigindo, neste caso, a necessidade de usar o fator  $K_q$ .

| Chamber type                      | 0,50   | 0,53   | 0,56   | 0,59   | 0,62   |
|-----------------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Capintec PR-06C Farmer            | 1.0014 | 1.0009 | 1.0003 | 0,9993 | 0,9980 |
| Exradin AISL Miniature Shonka     | 1.0032 | 1.0020 | 1.0006 | 0,9987 | 0,9965 |
| Exradin A 12 Farmer               | 1.0021 | 1.0014 | 1.0004 | 0,9991 | 0,9973 |
| Exradin A12S Farmer               | 1.0022 | 1.0014 | 1.0004 | 0,9990 | 0,9972 |
| Exradin A18                       | 1.0020 | 1.0013 | 1.0004 | 0,9991 | 0,9973 |
| Exradin A 19 Classic Farmer       | 1.0026 | 1.0017 | 1.0005 | 0,9989 | 0,9968 |
| Exradin A 26                      | 1.0019 | 1.0013 | 1.0004 | 0,9991 | 0,9974 |
| Exradin A 28                      | 1.0022 | 1.0015 | 1.0005 | 0,9990 | 0,9972 |
| IBA CC13 Farmer                   | 1.0024 | 1.0016 | 1.0005 | 0,9989 | 0,9969 |
| IBA CC25                          | 1.0019 | 1.0013 | 1.0004 | 0,9991 | 0,9974 |
| IBA FC23-C Short                  | 1.0020 | 1.0013 | 1.0004 | 0,9991 | 0,9974 |
| IBA FC65-G Farmer                 | 1.0022 | 1.0014 | 1.0004 | 0,9990 | 0,9972 |
| IBA FC65-P Farmer                 | 1.0028 | 1.0018 | 1.0005 | 0,9988 | 0,9966 |
| NE2561/2611A Secondary Standard I | 1.0017 | 1.0011 | 1.0003 | 0,9992 | 0,9997 |
| NE2571 Farmer                     | 1.0019 | 1.0013 | 1.0004 | 0,9991 | 0,9974 |
| PTW 30010 Farmer                  | 1.0027 | 1.0017 | 1.0005 | 0,9989 | 0,9967 |
| PTW 30011 Farmer                  | 1.0024 | 1.0016 | 1.0005 | 0,9989 | 0,9969 |
| PTW 30012 Farmer                  | 1.0024 | 1.0016 | 1.0004 | 0,9990 | 0,9970 |
| PTW 30013 Farmer                  | 1.0040 | 1.0025 | 1.0007 | 0,9984 | 0,9956 |
| PTW 31010 Semiflex                | 1.0046 | 1.0029 | 1.0008 | 0,9982 | 0,9952 |
| PTW 31013 Semiflex                | 1.0038 | 1.0024 | 1.0007 | 0,9985 | 0,9958 |
| PTW 31016 PinPoint                | 1.0031 | 1.0020 | 1.0006 | 0,9987 | 0,9962 |
| PTW 31021 Semiflex 3D             | 1.0042 | 1.0026 | 1.0007 | 0,9984 | 0,9957 |
| Chamber type                      | 0,65   | 0,68   | 0,70   | 0,72   | 0,74   |
| Capintec PR-06C Farmer            | 0,9961 | 0,9934 | 0,9909 | 0,9878 | 0,9839 |
| Exradin AISL Miniature Shonka     | 0,9936 | 0,9901 | 0,9873 | 0,9840 | 0,9802 |
| Exradin A 12 Farmer               | 0,9948 | 0,9915 | 0,9887 | 0,9852 | 0,9809 |
| Exradin A12S Farmer               | 0,9947 | 0,9913 | 0,9985 | 0,9850 | 0,9809 |
| Exradin A18                       | 0,9949 | 0,9917 | 0,9889 | 0,9855 | 0,9814 |
| Exradin A19 Classic Farmer        | 0,9940 | 0,9904 | 0,9873 | 0,9836 | 0,9792 |
| Exradin A 26                      | 0,9951 | 0,9919 | 0,9891 | 0,9857 | 0,9816 |
| Exradin A 28                      | 0,9947 | 0,9914 | 0,9886 | 0,9853 | 0,9813 |
| IBA CC13 Farmer                   | 0,9942 | 0,9906 | 0,9876 | 0,9839 | 0,9795 |
| IBA CC25                          | 0,9950 | 0,9918 | 0,9890 | 0,9855 | 0,9812 |
| IBA FC23-C Short                  | 0,9950 | 0,9917 | 0,9888 | 0,9853 | 0,9810 |
| IBA FC65-G Farmer                 | 0,9946 | 0,9912 | 0,9882 | 0,9846 | 0,9802 |
| IBA FC65-P Farmer                 | 0,9936 | 0,9897 | 0,9865 | 0,9826 | 0,9780 |
| NE2561/2611A Secondary Standard I | 0,9955 | 0,9925 | 0,9898 | 0,9865 | 0,9823 |
| NE2571 Farmer                     | 0,9951 | 0,9919 | 0,9891 | 0,9856 | 0,9813 |

|                       |        |        |        |        |        |
|-----------------------|--------|--------|--------|--------|--------|
| PTW 30010 Farmer      | 0,9938 | 0,9901 | 0,9869 | 0,9832 | 0,9787 |
| PTW 30011 Farmer      | 0,9942 | 0,9906 | 0,9875 | 0,9838 | 0,9793 |
| PTW 30012 Farmer      | 0,9944 | 0,9910 | 0,9881 | 0,9846 | 0,9804 |
| PTW 30013 Farmer      | 0,9920 | 0,9876 | 0,9840 | 0,9800 | 0,9753 |
| PTW 31010 Semiflex    | 0,9914 | 0,9869 | 0,9835 | 0,9795 | 0,9750 |
| PTW 31013 Semiflex    | 0,9924 | 0,9882 | 0,9848 | 0,9810 | 0,9765 |
| PTW 31016 PinPoint    | 0,9930 | 0,9888 | 0,9853 | 0,9812 | 0,9762 |
| PTW 31021 Semiflex 3D | 0,9925 | 0,9886 | 0,9856 | 0,9823 | 0,9786 |

Tabela 1 – Apresenta uma parte dos valores de  $K_q$  publicados por Andreo et al. (2020) em função do TPR20/10, usando o formalismo indicado no trabalho para um bom número de câmaras, que pode ajudar a encontrar para cada uma das câmaras o valor de  $K_q$  para o feixedesejado.

Fonte: Andreo et al (2020).

Comportamento típico também se observa com as câmaras de placas paralelas em feixes de elétrons e quando comparadas a uma câmara dedal tipo Farmer, no caso uma NE2571. Diferenças significativas podem ocorrer em faixas de energias distintas, conforme mostra a Figura 7.

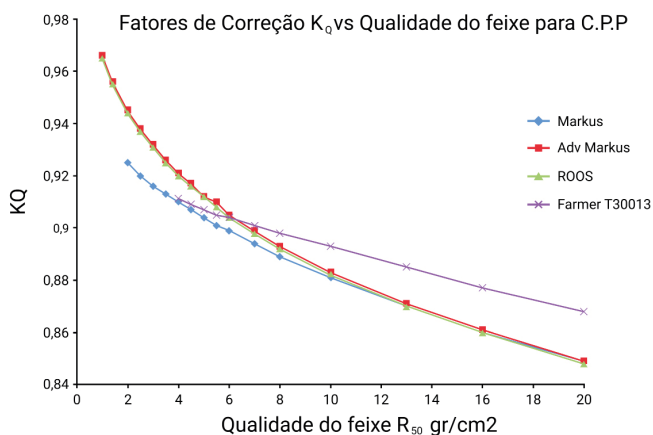


Figura 7 – Comportamento típico dos valores de  $K_q$  de câmaras de placas paralelas (Markus, Advanced Markus e Roos) e a câmara cilíndrica Farmer em relação à qualidade do feixe de elétrons expressa pela  $R_{50}$  g/cm².

Fonte: McEwen, 2010.

Embora não seja aconselhável se calcular estes fatores, devido às incertezas envolvidas, e considerando que valores consensuais já estão disponíveis para as câmaras no mercado, para fins puramente didáticos, o fator de qualidade  $K_{Q,Q_0}$  é definido pela razão entre os coeficientes de calibração, em termos de dose absorvida na água pela câmara de ionização nas qualidades de feixe Q e  $Q_0$ . A sua magnitude pode ser calculada usando a relação:

$$K_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{D_{w,Q}/M_Q}{D_{w,Q_0}/M_{Q_0}} \quad (3)$$

Onde:

$K_{Q,Q_0}$  = fator experimental de Kq para uma dada câmara e um dado feixe

$N_{D,w,Q}$  = coeficiente de calibração a ser obtido no feixe a ser medido

$N_{D,w,Q_0}$  = coeficiente de calibração obtido no feixe de referência

$D_{w,Q}$  = dose absorvida medição no feixe a ser medido

$D_{w,Q_0}$  = dose absorvida medição no feixe de referência

$M_Q$  = leitura no novo feixe

$M_{Q_0}$  = leitura no feixe de referência

#### **Dicas:**

- Quando o do feixe de referência, por exemplo, passar a ser um feixe de fótons de 6 MV, o  $K_{Q_0}$  será definido para este feixe, ou seja, para um feixe de maior energia ex: 10 MV seu valor de  $K_Q$  será definido em relação  $K_{Q_0}$ , podendo-se antecipar uma enorme quantidade de dados para todas as câmaras.
- Andreo et al. (2017, p. 648) propõem uma solução intermediária para aqueles que quiserem se aprofundar na questão.

Uma leitura e discussão mais aprofundada deve ser feita no Capítulo 15 do livro de Andreo et all. (2017).

## **5. FATORES DE PERTURBAÇÃO ( $K_p$ ) E PONTO EFETIVO DE MEDIÇÃO**

Quando uma câmara cilíndrica ou esférica é utilizada para medir a dose absorvida num dado meio, como, por exemplo, na água, devido a não equivalência da parede da câmara com o meio, a fluência de elétrons entrando na cavidade é perturbada e precisa ser corrigida por um fator denominado de  $K_p$ . Esse fator, embora incluído no  $K_{Q,Q_0}$ , tem reflexo na definição do ponto efetivo de medição, pois o meio está perturbado também pela cavidade e pode ser compensado de duas formas:

- ou se aplica um fator deslocamento  $P_{dis}$  no cálculo de  $K_{Q,Q_0}$
- ou se desloca a câmara na direção da fonte para compensar o conhecido ponto efetivo de medição.

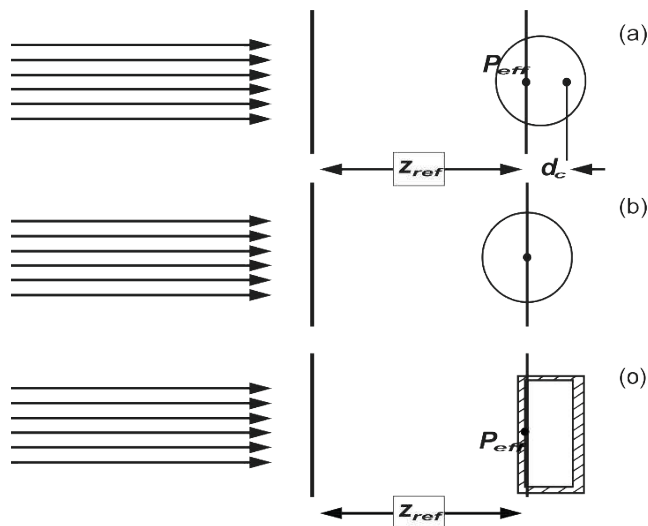


Figura 8 – Como definido no TRS#277, o ponto efetivo de medição de uma câmara cilíndrica está posicionado numa profundidade  $z_{ref}$  do ponto de medição, embora o centro da câmara esteja mais profundo, a uma distância  $d_c$  igual ao deslocamento do  $P_{eff}$  (por exemplo:  $0,6 r_{cil}$  para fótons).

Fonte: TRS#277.

**Dica:**

- Lembrar que, para câmaras de placas paralelas, o ponto de referência é definido como ponto efetivo de medição, não necessitando desta correção.

Para elétrons, a queda rápida da fluência com a profundidade inviabiliza algo análogo, sendo melhor deslocar o centro da câmara cilíndrica de  $0,5 r_{cil}$ , onde  $r$  é igual ao raio interno da câmara cilíndrica na direção a fonte. Acrescido a isso, se o material da parede possui uma densidade diferente do meio, esta perturbação será ainda maior.

A correção para esta perturbação foi definida por Boutillon (1983), pela relação:

$$K_p = (E/m)_0 / E/m \quad (4)$$

Onde:

$(E/m)_0$  = a energia específica média cedida à massa de ar da cavidade idealmente localizada no plano de referência onde a dose será determinada

$(E/m)$  = a energia específica média cedida à massa de ar da cavidade real de dimensões finitas com seu centro geométrico convencionalmente colocado no mesmo plano de referência.

| ESPESSURA DE MATERIAL<br>(gm-cm <sup>2</sup> ) | FATOR<br>(kp) |
|--|---------------|
| 4,0  | 0,97261       |
| 5,0  | 0,96961       |
| 9,9  | 0,96702       |
| 14,9   | 0,96402       |

Tabela 2 – Valores experimentais para um feixe de raios gama do <sup>60</sup>Co da correção da perturbação para uma câmara cilíndrica de 1.00 cc de grafite puro (99.99%) padrão primário, publicado por de Almeida, Perroche-Roux e Boutillon (1989).

### 6. EFEITO DO ELETRODO CENTRAL ( $P_{CEL}$ )

Esta correção leva em consideração a variação da resposta da câmara quando a composição do eletrodo é diferente da parede. Muitos fabricantes usam alumínio com número atômico maior na busca de uma compensação da resposta ao provocar uma produção maior de elétrons secundários que ao final resulta numa resposta mais plana para uma faixa de energia mais larga, tornando a câmara mais útil.

Usando a técnica de Monte Carlo, Ma and Nahum (1993) calcularam este efeito para um eletrodo de alumínio com 1 mm de diâmetro. Foi relatado um aumento na resposta da câmara num feixe de fótons de cerca de 0,4% a 0,8% com relação ao grafite (cujo efeito é desprezível, se a parede for do mesmo material). Os dados de Palm and Mattsson (1999) também mostraram uma concordância muito boa com os valores calculados, e Wulff et al. (2008) observaram que seu valor não se altera com a profundidade, mas pode ser diferente com o tamanho de campo, devido ao espalhamento lateral que resulta numa mudança da fluência de energia.

Embora o valor numérico de  $K_{CEL}$  seja, em geral, próximo da unidade, ele pode variar com a qualidade do feixe de fótons (de 0,9926 para <sup>60</sup>Co e 0,9955 para 15 MV, com TPR<sub>20,10</sub> = 0,8) e energias de elétrons (1,000 para energias inferiores a 13 MeV e 0,998 para energia iguais ou superiores a 13 MeV).

## 7. GRANDEZAS AMBIENTAIS

### Efeito da pressão, temperatura e umidade atmosférica na massa de ar da câmara

Os íons produzidos no ar no interior da câmara são coletados e, dependendo do circuito elétrico de medição, podem ser nos modos correntes ou carga, ambos relacionáveis às grandezas (Kerma no ar e dose absorvida). A produção de íons varia linearmente com a massa de ar, ou seja, com a densidade do ar no volume da câmara. Como a maioria das câmaras possuem uma conexão com o ambiente (por isso são chamadas de abertas), a temperatura e a pressão atmosférica afetam fortemente a massa de ar, segundo a lei do gás perfeito. Essa lei responde perfeitamente às necessidades do ambiente clínico, embora nos laboratórios primários uma pequena correção ainda seja feita, devido a um pequeno desvio de compressibilidade com a lei dos gases perfeitos.

A umidade relativa (UR), embora possa, do ponto de vista prático, ser considerada com valor constante e desprezível ( $\pm 0,15\%$ ), se mantida entre 30 e 70% durante a medição, não deve ser ignorada segundo Rogers e Ross (1988).

Relembrando, a grandeza Exposição (X) é definida como a razão entre a carga coletada (Q) e a massa de ar no volume sensível (m), sendo esta igual a ( $\rho V$ ), densidade e volume sensível do detector. Este conceito também se aplica ao Kerma no ar e à Dose Absorvida no que se refere à coleção dos íons no volume da câmara.

A realização das grandezas Kerma no ar e Dose Absorvida no ambiente clínico requer um coeficiente de calibração  $N_K$  ou  $N_{Dw}$ , conforme já mencionado, fornecidos por laboratórios credenciados na rede metrológica nacional rastreados à rede internacional. Esses valores são obtidos por comparação com o padrão secundário ou primário de um laboratório de calibração e normalizados para condições de referência de temperatura de 22 °C nos Estados Unidos e 20 °C na Europa e no Brasil, umidade de 50% e pressão atmosférica de 101,325 kPa (760 mm Hg).

Assim sendo, o uso do coeficiente de calibração das grandezas Kerma no ar e Dose Absorvida na água requer uma medição cuidadosa da temperatura do ar no ambiente, da água do fantoma respectivamente, e da pressão atmosférica na sala durante a medição, pelo menos no início e no fim da sequência de medições.

- As medições de Kerma no ar ou de Dose Absorvida em fantoma sólido com câmara de ionização “aberta”, ou seja, com conexão para o ambiente, a temperatura e a pressão devem ser medições com instrumentos com boa sensibilidade e resolução, com menor exigência para o medidor da umidade.
- Um erro de 1 grau centígrado representa um erro sistemático de 0,3%
- Em geral, as condições de umidade exigidas para o funcionamento do acelerador, de no máximo 60 %, são suficientes e não requer medições adicionais, em especial se sua variação estiver dentro da faixa 30 e 70% UR. Verificar no Certificado de Calibração em qual faixa de umidade foram realizadas as medições.
- Quando as medições forem realizadas na água, aguardar pelo menos 20 minutos para que a temperatura do interior da câmara entre em equilíbrio com a água. Isso pode ser facilmente observado através da estabilidade dos valores das leituras, segundo De Werd (2021) e Pychlau (2021).
- Câmaras pressurizadas com gases a alta pressão ou líquidos fechados vêm sendo utilizadas, em especial, em matrizes de detectores onde se busca uma alta resolução especial. Como não possuem conexão com o ambiente, estão isentas destas correções, entretanto variações inesperadas nas leituras podem significar perda de estanqueidade das câmaras.

## 8. CONSIDERAÇÕES GERAIS SOBRE AS GRANDEZAS DE INFLUÊNCIA

Como já mencionado, a medição das grandezas de influência (pressão ambiente, temperatura do ar e umidade) são extremamente importantes na determinação das grandezas kerma no ar e dose absorvida na água, sendo uma constante fonte de erros de interpretação, que resulta num valor final errado da medição.

Existe uma variedade enorme de instrumentos que medem essas grandezas, com princípios físicos diferentes. Por essa razão e pela importância dessas medições na nossa área, serão abordados de forma conceitual e pragmática alguns princípios básicos que regem a definição dessas grandezas. Veremos também como medi-las com os sistemas disponíveis no mercado, destacando algumas características físicas, faixa de uso confiabilidade, vantagens e desvantagens, além dos cuidados e da periodicidade recomendada para sua calibração.

## 8.1 Definição da grandeza Pressão

Pressão é uma grandeza escalar igual a força  $F$  exercida perpendicularmente a uma área  $A$  ou seja:

$$P = F/A \text{ ou } N/m^2 = Pa \quad (5)$$

De acordo com o Sistema Internacional de Unidades (SI), a unidade de pressão é **Pa** (Pascal), embora no sistema imperial seja libra/polegada<sup>2</sup> (**psi**), onde 14,696 **psi** é igual a 1 **atm**, sendo que as unidades usadas para definir o vácuo são **Torr** e mmHg. Assim, 760 mmHg é igual a 1 **atm** e 1 **Torr** é igual a 1 mmHg.

Apesar de todas essas unidades, ficaremos com **Pa**, para sermos coerentes com o SI, tendo muito cuidado para interpretar e não confundir com as outras. Por exemplo, o vácuo gerado por uma bomba de vácuo mecânica é da ordem de  $10^{-3}$  **Torr**, mas, dentro de um guia de onda, seu valor é da ordem de  $10^{-7}$  **Torr** ou mmHg alcançável apenas com uma bomba de difusão ionica.

Como curiosidade histórica, Aristóteles (384 a 322 a.C.) acreditava que o ar não tinha peso, posição esta que atrapalhou muito o entendimento sobre a grandeza pressão, até que Torricelli, muitos séculos depois, em 1642, secretamente, para não ser considerado um “Bruxo”, desafiou este postulado, construindo o barômetro de mercúrio (conceito que é usado até hoje como padrão). Torricelli pegou um tubo longo de vidro, fechado em uma das pontas, e o encheu até a borda com mercúrio. Depois tampou a ponta aberta e, invertendo o tubo, mergulhou essa ponta em uma bacia com mercúrio. Soltando a ponta aberta, notou que ao nível do mar a coluna de mercúrio descia até um determinado nível e estacionava quando alcançava uma altura de cerca de 760 mm. Torricelli logo percebeu que havia vácuo e que o peso do mercúrio dentro do tubo estava em equilíbrio estático com a força que a pressão do ar exercia sobre a superfície livre de mercúrio na bacia. Assim, a pressão atmosférica local era capaz de elevar uma coluna de mercúrio em 760 mm, ficando definido que esta seria a pressão atmosférica padrão ao nível do mar. Por esta a razão o valor da pressão atmosférica ao nível do mar é de 760 mmHg.

#### Experimento de Torricelli

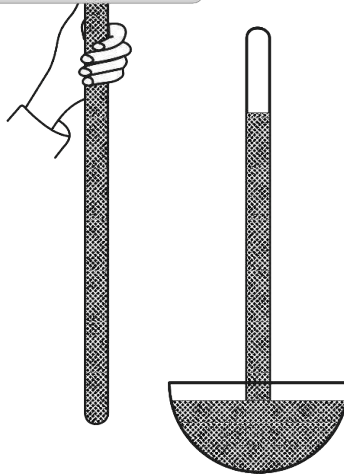


Figura 9 – Representação do experimento de Torricelli. Um tubo de vidro de 1 metro foi preenchido com mercúrio e virado sobre um recipiente que também continha mercúrio (Hg).

Fonte: Patience (2018).

Pascal (1623-1662) foi o primeiro a demonstrar empiricamente a variação da pressão com a altitude ao usar o barômetro de mercúrio desde a base do Monte Puy de Dome até a altitude 1464 m. Embora não tenha escrito a equação para descrever sua observação, Laplace (1749-1847), considerado o Newton francês na época, desenvolveu a equação hipsométrica abaixo, que é usada até hoje para relacionar elevação e pressão.

$$H = Z_2 - Z_1 = (RT/g) \times \ln(P_1/P_2) \quad (6)$$

Onde:

$Z_1$  = altitude a nível médio do mar.

$Z_2$  = altitude sendo considerada

$H$  = diferença de altitudes entre  $Z_1$ - $Z_2$

$P_1$  e  $P_2$  = as pressões medições **em**  $Z_1$  e  $Z_{2R}$

$R$  = constante universal do gás

$T$  = temperatura média em graus Kelvin entre  $Z_1$ - $Z_{2G}$

$g$  = aceleração da gravidade

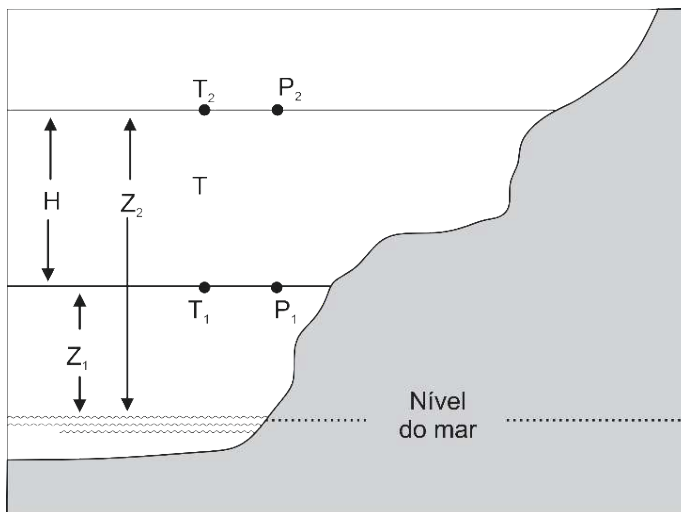


Figura 10 – Definições usadas na equação hipsométrica. Para  $Z_1 = 0$ ,  $P_1$  pressão ao nível do mar,  $T$  a temperatura média na coluna e  $T_1$  e  $T_2$  são valores estimados pela International Standard Atmosphere.

Fonte: Patience (2018).

Para definir a temperatura a uma dada altitude relativa ao nível do mar, a melhor aproximação seria assumir um efeito desprezível da umidade e uma variação de temperatura de aproximadamente  $6,5^{\circ}\text{C}$  para cada 1000 m. Mais tarde Boyle definiu que para uma pressão constante e uma massa fixa, sendo o gás ideal, o volume e a pressão são inversamente proporcionais:

$$PV = c \quad (7)$$

Em seguida, Charles descreveu a relação entre volume e temperatura de um gás ideal com pressão constante como:

$$V_1/T_1 = V_2/T_2 \quad (8)$$

Assim, chegou-se ao conceito de que poderia se definir a lei do gás perfeito relacionando a pressão e o volume com a temperatura e o número de moles:

$$Pv = n_{\text{gás}}RT \quad (9)$$

Onde:

$v$  = volume do gás

$n_{\text{gás}}$  = número de moles

$T$  = temperatura

$R$  = constante do gás perfeito =  $8,314 \text{ mol}^{-1} \text{ K}^{-1}$

O formalismo que leva em conta um pequeno desvio da lei do gás perfeito considera um fator de compressibilidade  $Z$ , da ordem de 1 parte em 10,000, usado somente em laboratórios primários (Picard et al., 2008).

$$Pv = n_{\text{gás}}ZRT \quad (10)$$

## 8.2 Composição do Ar Atmosférico

O ar atmosférico, como hoje é conhecido, é resultado de uma mistura de gases que compõem a atmosfera terrestre e que devido à força da gravidade se encontram vinculados ao planeta Terra. Portanto, essa composição diminui com a altitude, uma vez que pressão, como definido anteriormente, é a força sobre uma área e, sendo o “peso” relativo do ar menor, a pressão diminui.

Sua composição básica, sem considerar outros gases oriundos da poluição, é:

- Nitrogênio: 78 %
- Oxigênio: 21 %
- Gases Nobres (Argônio, Neônio, Hélio etc.): 0,93 %
- Dióxido de Carbono: 0,03 %
- Vapor d'água (sua quantidade varia com o clima e o local)

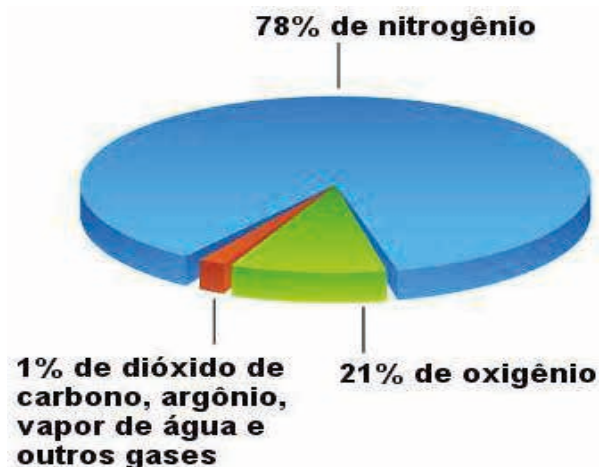


Figura 11 – Composição percentual dos gases que formam o ar atmosférico.

Fonte: Autor.

Variar a pressão atmosférica e a temperatura significa reduzir ou aumentar o número de moléculas de ar num dado volume. A redução ou aumento das moléculas de ar tem como consequência direta numa variação na ionização do ar produzida por um feixe de radiação ionizante no volume sensível do detector. Assim, para uma mesma fluência de energia, o valor numérico da ionização coletada poderá ser menor ou maior do que a ionização produzida quando da medição realizada nas condições de referência que o instrumento foi calibrado.

**Dica:**

- Lembrar que o uso de altímetros é baseado no valor da pressão medição, sem considerar a temperatura do ar, embora o seu efeito não seja significativo.
- Escolha a unidade de pressão que você vai usar e se fixe nela. Use mb ou hPa, mas não fique alternando.
- Cuidado com o manuseio dos barômetros de mercúrio, pois se quebrar, teremos um problema de contaminação complexo e de recuperação delicada. Isso será discutido mais adiante.
- Os sistemas digitais são mais fáceis de manusear e atualmente são bastante confiáveis.
- Nunca use o valor da pressão obtida nos aeroportos, pois a posição do barômetro pode estar numa altitude diferente da sua. Esse erro é bem frequente.

### 8.3 Definição da Grandeza Temperatura

De acordo com a segunda lei da termodinâmica, o calor flui de um corpo quente para um frio. Essa propriedade intensa representa o nível de energia molecular, cujo valor independe da dimensão do sistema. Se a temperatura de um gás aumenta, a energia cinética aumenta proporcionalmente e de forma equilibrada, o que o caracteriza como um gás perfeito.

Historicamente, o grego Galeno (170 d.C.) construiu a primeira escala baseada numa combinação de gelo e água em ebulição, sendo o ponto neutro igual a massas de água e gelo com 4 níveis acima e abaixo do ponto neutro. Galileu inventou o termoscópio, primeiro instrumento para detectar variações de temperatura, mesmo sem escalas, e, somente em 1641, Ferdinand II colocou álcool num tubo de vidro hermeticamente fechado, com marcas de graduação, criando o chamado termômetro Florentino. Mais tarde, em 1669, Fabri, um Jesuíta, construiu de forma empírica um instrumento tendo como zero o ponto de congelamento da água e como máximo a maior temperatura de um dia de verão e dividiu a escala em 4 partes.

Somente em 1714, Fahrenheit construiu um termômetro de mercúrio adaptando a escala romana, seguido, em 1731, por Reaumur de Facheur, que usou uma mistura de álcool diluído em 20 % de água e mostrou que ela se expandia de 1000 a 1080 volumes entre as temperaturas de congelamento e de ebulição.

Em 1742, Celsius adotou 100 como ponto de congelamento e zero como ponto de ebulição, valores que foram de pronto revertidos por Stromer.

Jacques Charles, em 1787, descobriu que o volume de uma gota de água a uma pressão constante, diminuía  $1/272$  para cada  $^{\circ}\text{C}$ , sugerindo que os gases desapareciam se

resfriados abaixo de  $-273^{\circ}\text{C}$ , sendo seguido por Kelvin, em 1848, que sugeriu que a energia de translação molecular, e não o volume, se torna zero neste valor, e definiu então que  $273,15\text{ K}$  seria o valor do ponto de ebulição.

Embora a escala Kelvin seja aceita como padrão internacional e usada em artigos científicos, a escala Celsius e Fahrenheit são, sem dúvida, as mais utilizadas e sua conversão é dada pela relação (Burch, 2009).

$$T^{\circ}\text{F} = 1,8T^{\circ}\text{C} + 32 \quad (11)$$

Ou, de forma simplificada:

$$\frac{(T^{\circ}\text{F} - 32)}{2} + 10\% = ^{\circ}\text{C} \quad (12)$$

#### **Dicas:**

- Como um grande percentual do calor emitido pelo sol é absorvido pela parte sólida da Terra, e sendo o ar um mal condutor de calor, a temperatura reduz à medição que nos afastamos do nível do mar.
- Para fins puramente didáticos, em cada variação de 100 metros na altitude, ocorrerá aproximadamente uma redução de  $0,6^{\circ}\text{C}$  na temperatura e cerca de 1% na pressão atmosférica, com relação ao nível do mar.
- Quanto maior a temperatura, menor será a pressão, pois o ar aquecido se torna menos denso, exercendo uma pressão menor sobre a superfície terrestre e, como consequência, na massa de ar do volume sensível.
- Embora uma câmara possa ser não selada, a água é melhor condutor de calor para a câmara. Por essa razão medimos a temperatura da água, e não do ambiente, depois de estarem em equilíbrio.
- A comunicação entre a câmara na água e a temperatura ambiente é desprezível. O pequeno duto de ar é suficiente para garantir o equilíbrio com a pressão ambiente, mas não é suficiente para transportar calor do ambiente de forma eficiente e rápida.
- Se a câmara não estiver em equilíbrio com a temperatura da água, é muito provável que ocorra uma flutuação nas medições iniciais. Isso pode ser facilmente observado na estabilidade dos valores das leituras iniciais.
- Não é uma boa ideia fazer medições rápidas, sem verificar o equilíbrio dos parâmetros ambientais, simplesmente para economizar tempo.
- Se possível, deixe a câmara dentro do fantoma de água na sala por pelo menos 1 hora, para mantê-la em equilíbrio com a água, ou 15 min com o ambiente, se a medição for feita no ar ou em fantoma sólido.

- Atenção para as condições de referência indicadas no certificado de calibração (20 °C ou 22 °C), pois 2 °C com relação à sua medição de temperatura podem representar 0,6 % de erro sistemático inicial.

## 8.4 A Grandeza Umidade

Inicialmente, quatro conceitos devem ser claramente distinguidos:

- **Umidade atmosférica:** quantidade de vapor de água existente no ar, como consequência do ciclo das águas e resultado da evaporação, condensação e precipitação.
- **Umidade absoluta:** quantidade absoluta de vapor de água existente no ar num dado momento e local.
- **Ponto de saturação:** limite máximo de vapor de água que o ar pode conter. O ponto de saturação é “diretamente proporcional” à temperatura atmosférica e diminui com a redução da temperatura.
- **Umidade relativa:** relação existente entre a umidade absoluta e o ponto de saturação de um dado local. Esta é a definição que nos interessa, pois será usada na nossa atividade.

De uma forma ilustrativa, a Figura 12 procura mentalizar numa distinção pictórica o processo de formação dos dois tipos de íons e, qualitativamente, mostrar que as mobilidades podem ser diferentes em função da umidade relativa. Em geral, a mobilidade dos elétrons é 1000 vezes maior do que a dos íons positivos, devido à sua menor massa.

### Visualização da operação da câmara de íons

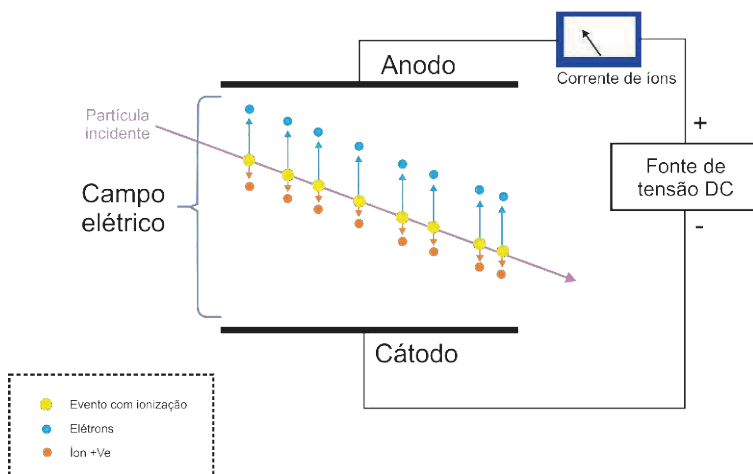


Figura 12 – Embora a criação de pares de íons e sua mobilidade seja função da tensão aplicada, a sua mobilidade diminui levemente com o aumento da umidade relativa (UR) de forma não linear, apresentando uma saturação na faixa de 30%-70% UR.

Fonte: Autor.

O efeito maior da umidade, que pode ser observado no valor do fator de correção, devido à recombinação dos íons, deve-se ao fato do ar úmido ser menos denso, pois o vapor de água contém bastante hidrogênio. A densidade do ar úmido pode ser calculada pela relação:

$$\rho_u/\rho_{cal} = 295K/273K + T(^{\circ}C) \cdot p_w(\text{torr}) - 0,3783p_w/760(\text{torr}) \quad (13)$$

Onde:

$p_u$  = o valor da densidade do ar úmido

$p_{cal}$  = o valor calculado

$p_w$  = a pressão do vapor de água (torr), que pode ser calculada pela seguinte relação:

$$p_w = [19,827\text{torr} + 1,21(T^{\circ}C - 22^{\circ}C)\text{torr}/^{\circ}C]UR\%/100 \quad (14)$$

Outro parâmetro físico que é afetado pela umidade é o valor **(W/e)<sub>u</sub> (energia necessária para produção de um par de íons)**, sendo menor para ar úmido do que para ar seco **(W/e)<sub>s</sub>** (33,97 J/C). Sem dúvida, é mais fácil ionizar o hidrogênio na água do que o oxigênio e o nitrogênio no ar. Sendo assim, a dose **D** é definida como:

$$D = Q/m(W/e) \quad (15)$$

E pode ser expressa como a razão entre a carga coletada no ar úmido **Q<sub>u</sub>** e a carga coletada no ar seco **Q<sub>s</sub>**:

$$Q_u/Q_s = D_u m_u / (W/e)_u / D_s m_s / (W/e)_s \quad (16)$$

#### **Dicas:**

- Medir a umidade num determinado dia e colocar os dados num gráfico. Se forem observadas grandes variações, isso pode ser um indicativo de mau funcionamento do instrumento de medição.
- A umidade, cujo valor de referência usado nos laboratórios de calibração, em geral, é 60%, tem uma faixa de tolerância bem maior para os detectores, sendo importante também ter o seu controle para o funcionamento adequado dos aceleradores lineares.

Assumindo que a lei de Bragg-Gray se aplica para ar seco **s**, e o ar úmido **u**:

$$D \propto \Phi \left( \frac{dT}{\rho dx} \right) \text{ e que } \rho = \frac{m}{V} \quad (17)$$

$$Q_u/Q_s = \Phi(dT/\rho dx)_u \rho_u V/W/e)_u / \Phi(dT/\rho dx)_s \rho_s (V/W/e)_s \quad (18)$$

O produto do fator de correção  $K_h$  pelo valor carga liberada na cavidade representa a carga que teria sido liberada se a cavidade tivesse gás seco.

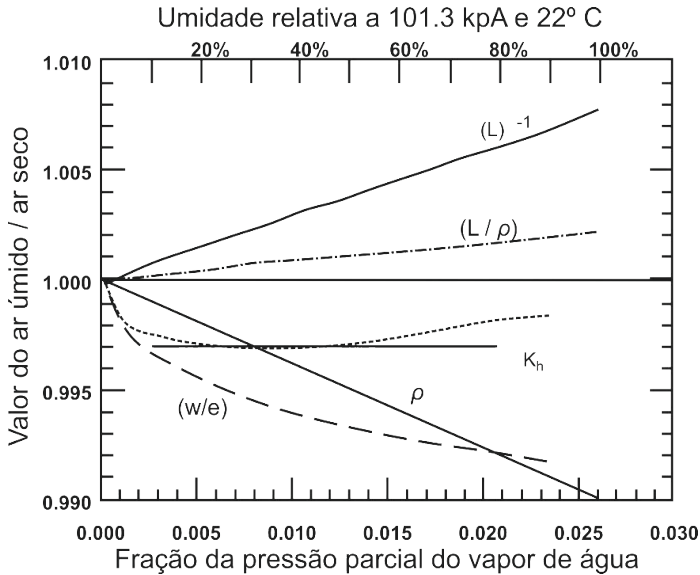


Figura 13 – Representa a variação de várias grandezas físicas (LET, densidade,  $(W/e)$ ) com a umidade e a variação do valor  $k_h$ . A pequena variação  $k_h$  entre 10 % e 70 % de umidade relatada é, sem dúvida, muito útil.

Fonte: Adaptado de Niatel (1975).

## 9. CONSIDERAÇÕES ADICIONAIS SOBRE O EFEITO DA PRESSÃO, TEMPERATURA E UMIDADE ATMOSFÉRICA NA MASSA DE AR DA CAVIDADE DO DETECTOR

Como já mencionado, a massa de ar no interior do seu detector deve ser corrigida para as condições de referência que seus instrumentos foram calibrados, ou seja, 101,3 kPa (ou 1014 mbar ou 760 mmHg), 20 °C e 50% de UR. Quando este último estiver fora da faixa de 30 a 70%, deve-se usar o coeficiente de calibração.

A obtenção das grandezas **Kerma no ar** e **Dose Absorvida** nos ambientes clínicos requerem um coeficiente de calibração  $N_K$  ou  $N_{Dw}$ , ambos fornecidos por laboratórios credenciados na rede metrológica nacional e rastreados à rede internacional.

Esses coeficientes são obtidos por comparação com o padrão secundário ou primário, fornecido por um laboratório de calibração normalizado para condições de referência de temperatura.

**Dicas:**

- Não esquecer que se câmara foi calibrada nos Estados Unidos, a temperatura de referência usada é 22 °C, enquanto na Europa e Brasil é 20 °C.
- *A umidade de 50% é aceita em ambas as regiões.*
- A pressão atmosférica de referência igual a 101,3 kPa (760 mm Hg) também aceita em todos os países.
- A redução ou o aumento do número de moléculas de ar, seja pela variação da pressão ou da temperatura, influencia diretamente a magnitude da ionização criada dentro do volume de ar contido na câmara de ionização.

O formalismo a seguir deve ser utilizado para a correção dos efeitos das grandezas de influência T e P, embora exista um pequeno desvio da lei dos gases perfeitos imperceptível no ambiente clínico (La Russa and Rogers, 2006).

$$K_{tp} = (273,22 + T) / (273,22 + T_o) \cdot P_o / P \quad (19)$$

Onde:

$T$  = valor da temperatura no ar em °C

$P$  = valor da pressão ambiente em kPa

$T_o$  e  $P_o$  = valores da pressão e temperatura de referência usados no SSDL ou PSDL (101,3 kPa e 22 °C, sendo esta a temperatura de referência no Brasil).

## 10. ANÁLISE DOS SISTEMAS DE MEDIÇÕES DISPONÍVEIS NO MERCADO

Vamos ver como estas grandezas podem ser medições com um grau de confiabilidade adequado para nossa prática.

## 11. INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO DE PRESSÃO

### Barômetro aneroide

A expressão aneroide significa ausência de líquido, ou seja, não usa mercúrio ou qualquer outro líquido. Este tipo de barômetro é constituído de uma estrutura de metal selada, com um vácuo no seu interior, que expande e contrai em função a pressão atmosférica ambiente.

Esse é um sistema tipo mecanismo de relógio, que transfere a expansão ou contração para uma escala calibrada que mostra o valor da pressão.



Figura 14 – Exemplo típico de um barômetro aneroide comercial.

Fonte: Patience (2018).

Este tipo barômetro se tornou uma opção a partir de 1860 por ser mais prático do que o de mercúrio, de dimensão pequena e portabilidade, mais durável, sem derramamento de líquidos como o mercúrio (que, a partir de 2007, foi declarado tóxico, dificultando sua venda e seu transporte), além de ter uma precisão e exatidão aceitável para muitas aplicações, em especial nos ambientes de radioterapia.

Como curiosidade, segue a Figura abaixo para os que desejarem conhecer mais um pouco uma descrição do sistema:

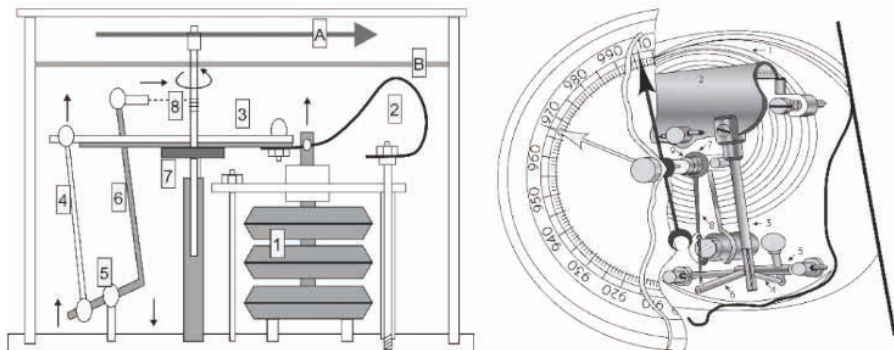


Figura 15 – Vista lateral de um barômetro aneróide, onde existem dois sistemas em balanço. A câmara com vácuo [1] tende a colapsar com a força, devido à pressão atmosférica, sendo mantida por uma mola [2]. Um pino principal que segura a agulha [A] é entortada na direção de um relógio por um fio de forma uma espiral [7] que é mantida por um movimento contrário ao do relógio por uma pequena corrente [8] a sua volta. Quando a pressão diminui, a câmara de vácuo tem menos força e a mola separa ainda mais, levantando o braço [3] conectado à roda [4]. Assim que a roda é puxada para cima, a parte lateral [6] gira em torno do pivô [5]. Isto faz com que a corrente [8] se mova em direção à mola [7] enrolando a corrente no pino, girando [A] na direção contrária ao relógio, o que mostra uma queda na pressão externa no visor [B]. Na parte posterior da sua caixa, existe um parafuso que serve para ajustar a altura da câmara de vácuo durante sua calibração para mostrar o valor da pressão correto. A rotação da agulha pode ser feita de tal forma que seja proporcional à variação da pressão atmosférica.

Fonte: Burch (2009).

Faixa recomendada de uso:

- 820 a 1060 hPa
- Resolução 1 hPa
- Exatidão: 0,2 hPa

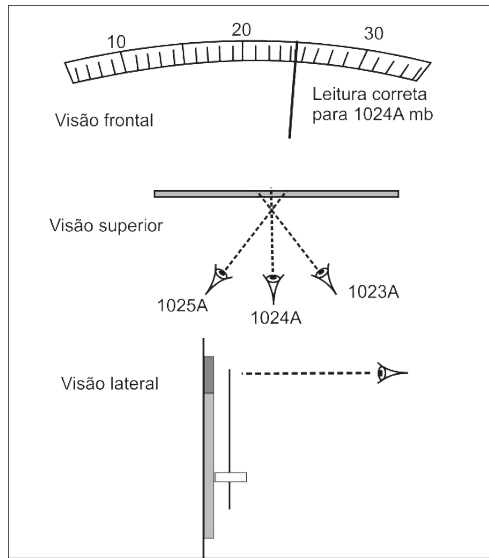


Figura 16 – Chama a atenção para possíveis erros de leitura devido à paralaxe que devem serevitados.

Fonte: Patience (2018).

#### **Dicas:**

- Sua independência em relação à gravidade e à temperatura (exigidas em barômetros de mercúrio) é a razão para torná-los mais interessantes e mais práticos.
- É recomendado para ambientes hospitalares.
- Cuidado com os erros de paralaxe: visualize o painel de forma frontal, e não angulada.
- Use a agulha móvel para fixar o valor da pressão inicial durante as medições, de forma a observar uma eventual variação durante as medições.
- Use os barômetros com uma agulha fina na ponta para melhorar a resolução na sua leitura.
- Uma lente pode ajudar a melhorar a interpolação entre dois pontos de medição.
- Uma pancadinha ou duas na frente do visor pode ajudar a liberar o “pivot” da corrente, mas, se a pancadinha for na lateral, o valor será diferente. Em geral, este procedimento não é necessário, e se exigir com muita frequência pode ser um indicativo de problema estrutural.

- Não deve ser usado em locais com temperaturas altas, pois pode afetar a dilatação dos seus mecanismos internos.
- O parafuso na parte posterior deve ser usado somente para ajustes finos de calibração, seja a nível do mar, que deve coincidir com 760 mmHg, ou outra altitude, neste caso pode ser que um instrumento de referência indique outro valor.

## Barômetro de mercúrio

O barômetro de mercúrio é um instrumento de alta qualidade cujo princípio físico é bem conhecido, mas é muito delicado, por isso precisa ser manuseado com cuidado e seus dados devem ser interpretados corretamente, levando em conta vários fatores, como a paralaxe, a temperatura (devido ao seu coeficiente de expansão ser dependente da temperatura ambiente) e a gravidade, ou seja, a latitude do local da medição.

Caso o barômetro tenha sido calibrado em local onde a latitude seja bem diferente, e dependendo do grau de exigência metrológica, uma pequena correção da ordem de 0,4% deve ser considerada. Para latitudes entre 0° e 45°, a correção deve ser subtraída, e no caso de latitudes entre 46° e 90°, as correções devem ser adicionadas.

### ***Dicas:***

- Por exemplo, se a leitura for 29,91" a uma temperatura de 23,65 °C, a correção para a temperatura de referência será de -0,125. Assim, a leitura correta será 29,785".
- Se a leitura tiver sido feita a uma latitude de 42°, a correção para gravidade será de -0,10", resultando numa leitura total corrigida de 29,775", que pode ser aproximada para 29,78" (Prisco, 2021).

Fonte:



Figura 17 – Barômetro de mercúrio de boa qualidade, possui 3 regiões que o compõe: a) o local onde se encontra o reservatório de mercúrio com parafuso de ajuste do ponto zero; b) a região de leitura onde se observam duas escalas, uma delas com vernier para aumentar a resolução; e c) um termômetro para medição imediata da temperatura.

Fonte: Burch(2009).

**Dicas:**

- O Barômetro não deve sofrer movimentos bruscos.
- Deve ser fixado numa parede de forma que não seja deslocado com frequência.
- Se a cor do mercúrio ficar fosca, é sinal de que foi contaminado, comprometendo a exatidão do valor medido. Siga cuidadosamente as instruções do fabricante ou leve a um laboratório capacitado, pois a operação não é simples.
- Antes da leitura, tenha a certeza de que o barômetro está na posição vertical.
- Faça as leituras numa posição vertical e visão frontal, de forma a evitar erros de paralaxe.
- Caso o barômetro se quebre, o problema de coletar o mercúrio não é trivial e deve ser feito com proteções tipo EPI, pois o mercúrio se transforma em pequenas esferas difíceis de coletar. A toxicidade elevada do mercúrio requer um cuidado elevado no seu manuseio.
- Quando transportar o barômetro de um lugar para outro, faça isso com ele inclinado a 15°.

- Não force demasiadamente o parafuso de ajuste.
- Comparar com um outro barômetro é importante para validar o processo.

## Transdutores capacitivos

O valor da capacitância  $C$  medido entre as placas dos transdutores é calculado pela relação:

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{d} \quad (20)$$

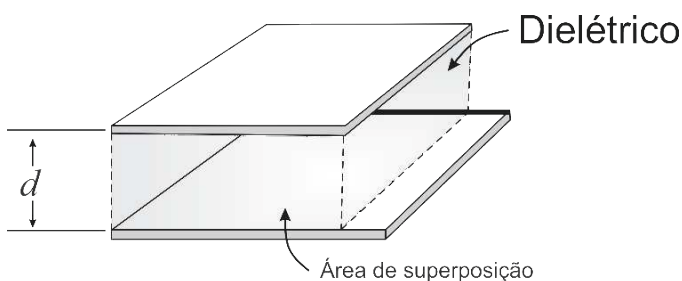
Onde:

$d$  = distância entre as placas

$A$  = área de superposição

$\epsilon_0 = 8,85 \times 10^{-12}$  F/m permissividade absoluta

$\epsilon_r$  = constante dielétrica 1 para o ar e 3 para o plástico



ESQUEMA TÍPICO DE UM TRANSDUTOR CAPACITIVO

Figura 18 – Diagrama típico de um transdutor capacitivo.

Fonte: Autor.

Como a pressão atmosférica altera o espaçamento  $d$ , entre as placas e o valor da capacitância é inversamente proporcional a  $d$ , sua sensibilidade é bem alta. Os valores das medições devem ser correlacionados com o valor que foi previamente fornecido por um laboratório de calibração. São sistemas bem sensíveis e com estabilidade a longo prazo da ordem de 1 %.

## Descrição do sistema comercial BAROCAP

Combinando duas tecnologias poderosas (material de silício monocristalino e medição capacitiva), os sensores BAROCAP apresentam baixa histerese, combinada com excelente precisão e estabilidade a longo prazo (Vaisala, 2020). É um dos melhores sistemas disponíveis no mercado e indicado para laboratórios devido ao seu custo.

O BAROCAP utiliza, para medir a pressão, um sensor micromecânico sensível às mudanças dimensionais em sua membrana de silício. Conforme a pressão circundante aumenta ou diminui, a membrana se curva, aumentando ou diminuindo a altura da câmara de vácuo dentro do sensor. Os lados opostos da câmara de vácuo agem como eletrodos, e conforme muda a distância entre os eletrodos, a capacitância do sensor muda, sendo convertida em uma leitura de pressão.

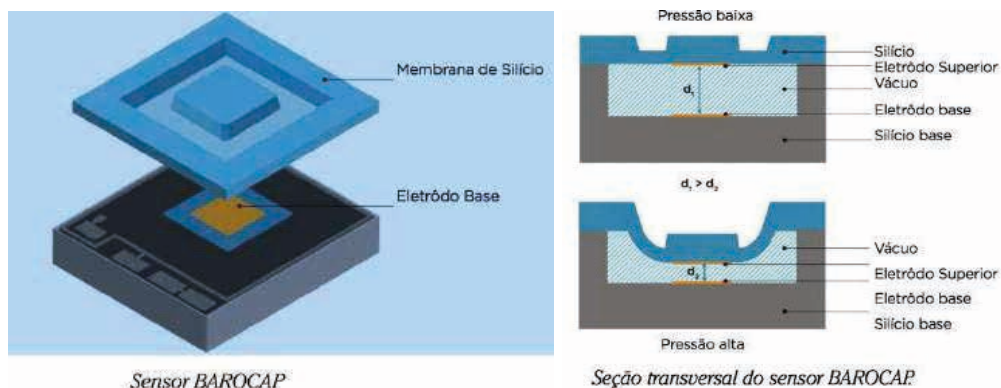


Figura19 – Diagrama conceitual e estrutural do sensor.

Fonte: Barocap (2020).

As propriedades mais importantes do sensor BAROCAP são:

- Baixa histerese da ordem de 0,03 hpa
- Boa elasticidade
- Excelente repetitividade a longo prazo, melhor que 0,02 hpa/ano
- Baixa dependência com a temperatura
- Estabilidade a longo prazo elevada, resultado do silício monocristalino usado. A estrutura capacitiva propicia ao sensor uma ampla faixa dinâmica e fornece um mecanismo embutido para bloquear sobre pressão
- Altitude corrigida
- Faixa de uso 500 ... 1100 hPa

- Linearidade 0,05 hPa
- Incerteza na calibração 0,07 hPa
- Precisão a +20 °C 0,10 hPa
- Dependência com a temperatura: na faixa de 500 ... 1100 hPa = 0,1 hPa

**Dica:**

- Sistema de alta qualidade recomendado para laboratórios de calibração e de pesquisa.

## Barômetro tipo transdutor de relutância variável

Relutância variável é uma propriedade de um circuito magnético com um elemento móvel entre duas bobinas alimentadas por uma fonte de corrente AC. A posição do elemento em relação às bobinas define a relutância magnética diferencial a partir de uma indutância mútua das bobinas. Um circuito tipo ponte, é usado para medir a mudança que corresponde ao valor da pressão atmosférica externa definida durante a calibração.

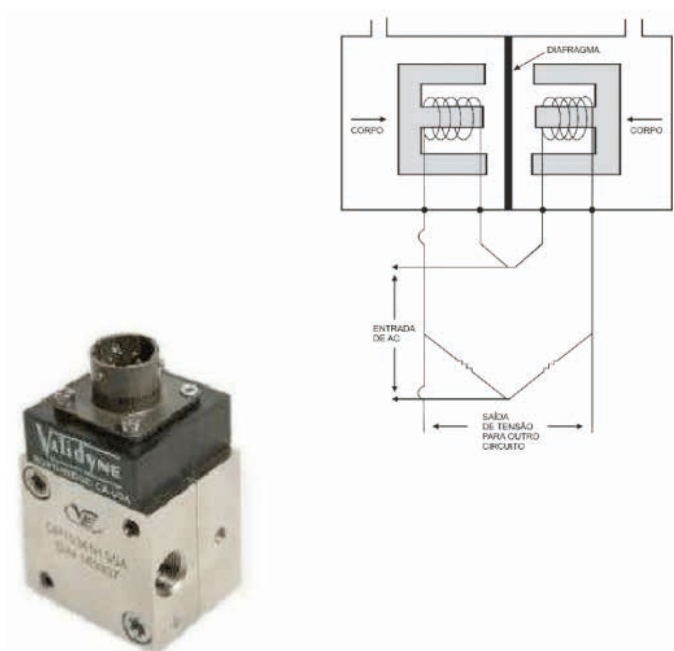


Figura 20 – Foto e diagrama do princípio físico onde a geometria de posição das duas bobinas é visualizada.

Fonte: Validyne (2020).

A pressão em um dos lados causará uma deflexão na direção do polo de pressão baixa, resultando numa modulação da indutância (L) das duas bobinas que depende do inverso do cubo da distância entre elas. Possui uma faixa bem ampla de uso com excepcional linearidade (de Almeida and Almond, 1974).

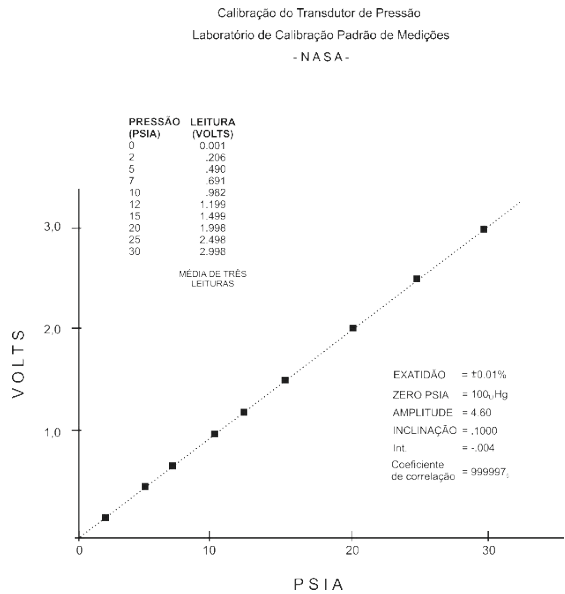


Figura 21 – Curva de linearidade resposta de um transdutor calibrado no Laboratório de Pressão da NASA – Houston.

Fonte: de Almeida and Almond (1974).

Estes instrumentos são indicados para uso em laboratórios que exigem alta precisão, exatidão e estabilidade a médio e longo prazo nas medições desta grandeza, ou seja, laboratórios primários onde as medições das grandezas dose absorvida na água ou kerma no ar são realizadas de acordo com suas definições de forma absoluta.

A única desvantagem é que são muito caros.

### 11.1 Instrumentos de medição de temperatura

#### Instrumentos elétricos

Os termistores são semicondutores formados por uma combinação de polímero e cerâmica cuja resistência muda com a temperatura e, portanto, dependem de sinais elétricos e possuem uma resolução da ordem de  $0,01^{\circ}\text{C}$ . Existem dois tipos:

- os que têm o coeficiente de variação da resistência com a temperatura negativo e
- outro que a resistência diminui com o aumento da temperatura.

São baratos e trabalham bem nos ambientes clínicos.

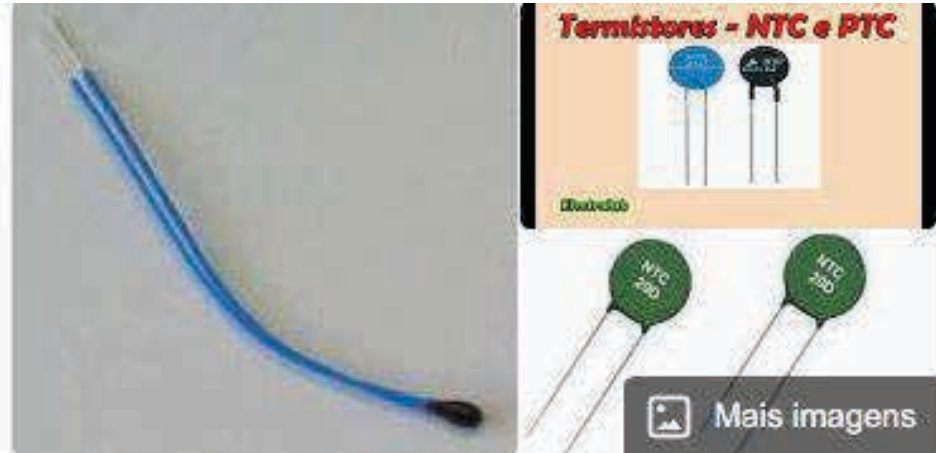


Figura 22 – Imagens típicas dos sensores disponíveis no mercado.

Fonte: Web.

## Os termômetros RTD

Os RTD (Resistance Temperature Detector) são sensores de temperatura de resistência com elementos metálicos que apresentam variação direta da resistência com a temperatura.

A resposta de um RTD é indicada pelo coeficiente de temperatura linear da resistência  $\alpha$  dado em  $^{\circ}\text{C}^{-1}$  por:

$$\alpha = \frac{R - R_0}{R_0(T - T_0)} \quad (21)$$

Onde:

$R_0$  e  $T_0$  são a resistência e a temperatura de referência

$R$  e  $T$  são a resistência e a temperatura atual no sensor

A resistência  $R$  é obtida por medição em tempo real, usando um circuito eletrônico que permite determinar a temperatura  $T$ . Os valores de referência  $R_0$  e  $T_0$  são específicos dos sensores. Por exemplo, PT100, que é um sensor de platina (Pt), tem resistência  $R_0 = 100 \, \Omega$  à temperatura ambiente.



Figura 23 – Um exemplo típico de um termistor e sua dimensão comparada com a da ponta de um lápis.

Fonte: Web

Eles são caros, porém são muito precisos e têm elevada exatidão e tempo de resposta menos de 1s.

### Termômetro com termopar

São sistemas elétricos que possuem dois condutores elétricos diferentes, formando uma junção. São baratos e facilmente intercambiados. Em contraste com outros sistemas, possuem uma precisão inadequada para uso clínico, uma vez que é difícil encontrar um com valor melhor que  $1^{\circ}\text{C}$ , lembrando que nossa exigência é de  $0,1^{\circ}\text{C}$ .



Figura 24 – Típico termopar de baixo custo tipo K.

Fonte: Web

## 11.2 Instrumentos de medição de umidade

A medição da umidade não é tão crítica quanto as medições da temperatura e da pressão, pois trabalhamos numa faixa de 30 a 70%. Nessa faixa, não há a necessidade de correção, pois esta já é incorporada no coeficiente de calibração pelo laboratório de calibração. Além disso, sua resolução e incerteza são menos críticas, ficando mais fácil e mais barato encontrar sistemas no mercado que atendam às necessidades no ambiente clínico.

Como nas salas dos aceleradores clínicos a umidade deve ficar em torno de 60% para poder operar os sistemas eletrônicos com eficiência, como foi dito anteriormente, em geral, a umidade já é monitorada pelos sistemas que indicam a umidade da sala, que se coadunam perfeitamente com o que precisamos saber para a dosimetria nos ambientes clínicos, diferente dos laboratórios de calibração.

Abaixo, apresenta-se um exemplo de um sistema digital moderno simples com características que atendem às necessidades de medir a umidade na faixa de 10% a 90%.



Figura 25 – Exemplo típico de um sistema digital de temperatura e umidade comercialmente disponíveis no mercado.

Fonte: Web.

### **Dica:**

- É válido lembrar que estes instrumentos indicam também a temperatura no ambiente, mas possuem baixa resolução (de  $\pm 1$  °C), valor considerado insuficiente para serem usados nas medições de dose no ar, em fantoma sólido ou na água.

## 12. EXERCÍCIOS DE FIXAÇÃO

1. Definição da Sensibilidade ideal de um Termômetro

Ex: para uma variação de  $1^{\circ}\text{C}$

$$273,22 + 22 / 273,22 + 21 = 1,00339$$

$1^{\circ}\text{C} = 0,3\%$  de erro sistemático

**Conclusão parcial: a resolução de um termômetro deve ser da ordem de  $0,1^{\circ}\text{C}$ .**

2. Definição da Sensibilidade ideal de um Barômetro

$$1013,25 \text{ bar} / 1012,25 =$$

$$1 \text{ bar} = 1,00098 = 0,1\%$$

$$2 \text{ bar} = 1,00197 = 0,2\%$$

ou

$$761 \text{ mm Hg} / 760 = 1,00131 = 1 \text{ mm Hg} = 0,13\%$$

$$760 \text{ mmHg} / 758 = 1,0026 = 2 \text{ mm Hg} = 0,26 \%$$

**Conclusão parcial: a resolução de um barômetro deve ser melhor do que 1 bar ou 1 mm de Hg.**

## 13. KEY POINTS

1. A medição da temperatura e da pressão no local da medição.
2. Sensibilidade e resolução desejadas de cada instrumento de medição.
3. Variação da pressão com a altitude.
4. Por que não se deve usar os valores dos aeroportos?
5. Os cuidados com barômetros de mercúrio.
6. Efeito da pressão e da temperatura na massa de ar do volume sensível do detector.

## REFERÊNCIAS

ALMOND PR et al. AAPM American Association of Physicists in Medicine AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams *Med. Phys.* 26 1847- 1870. 1999

ANDREO P., BURNS, D., NAHUM, A., SEUNTJENS, and ATTIX, F. Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry. 2017

- BOAG J W and CURRANT J. Current collection and ionic recombination in small cylindrical ionization chambers exposed to pulsed radiation *Br.J. Radiol.* 53.471-478.1980.
- BOHM J. Saturation corrections for plane parallel ionization chambers. *Phy.Med Biol.* 21. 754-759.1976.
- BUSCH D. The Barometer Handbook. A modern look at barometers and applications – 2009
- DEWERD L. MICKA R, LAIRD D et al. The effect of spectra on calibration and measurement with mammography ionization chambers. *Med Phys.* 29 2640-2654. 2002
- DEWERD L. Personal Information. 2021
- DEWERD L., DAVIS S., BARTOL L AND GRENZOW F. AAPM Summer School. 2009
- De ALMEIDA, C.E.; ALMOND, P. R. Comparison of Electron Beam Characteristics from Siemens Betatron (6.0 to 18.0 MeV) and Saggitaire Linear Accelerator (7.0 to 32.0 MeV) Radiotherapy Machines. *Radiology*. III, n.2, p. 439-445, 1974.
- de ALMEIDA C E and ALMOND P R. Energy determination of electron beam using a Cerenkov detector. *Phy.Med.Biol.* 1974
- de ALMEIDA C.E, PERROCHE A-M., and BOUTILLON M. Perturbation correction of cylindrical thimble-type chamber in a graphite phantom for  $^{60}\text{Co}$  gamma rays. *Phy. Med. Biol.* Vol. 34, 1443- 1449.1989.
- KIM Y K, PARK H, KIM S. et al. Polarity effect of the thimble type ionization chamber at low dose rate *Phys. Med Biol.* 50,4995-5003. 2005
- KISSIK M. and FAKHRAEI S. Lectures on Radiation Dosimetry Physics (2016)
- IAEA. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An International Code of Practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water IAEA Technical Reports Series no. 398 2000
- MIJNHEER B.J. Variation in response to radiation of a nylon-walled ionization chamber by humidity changes. *Med. Phys.* 12, 625. 1985
- NIATEL M.T. Rayons X. étude expérimentale de l'influence de la vapeur d'eau dans le cas d'une chambre à cavité. sur l'ionisation produite dans l'air. *C.R.Acad.Sci.SER. B* 281 361.1975 PATIENCE G. Experimental methods and instrumentation for chemical engineers- Elsevier. 2018.
- PICARD A. DAVIS RS. GLASSER M, FUJII K. Revised formula for the density of moist air. *Metrologia* 45.149-155.2008.

INCERTEZAS NA DETERMINAÇÃO DA DOSE  
ABSORVIDA NO ALVO TERAPÊUTICO**Carlos Eduardo de Almeida****1. INTRODUÇÃO**

O desenvolvimento tecnológico acelerado não só dos equipamentos de tratamento, mas dos softwares associados, resultaram num aumento do nível de complexidade das etapas que envolvem a radioterapia, dos fatores de correção e, em especial, da necessidade de uma visão global das incertezas de medição envolvidas com a dose entregue ao tumor e tecidos vizinhos.

Por outro lado, a tecnologia dos detectores, a estabilidade dos aceleradores, a confiabilidade das câmaras monitoras e dos algoritmos de cálculo da dose, permitiram reduzir boa parte das incertezas associadas.

As exigências de um elevado grau de exatidão, são crescentes e desafiadoras, devido ao uso de técnicas de hipofracionamento, poucas frações com doses altas por fração, o uso feixes FFF (Flatpenning Filter Free) com doses altas no tumor e a redução substancial das doses nos OAR (Órgãos de Risco). Tudo isto deve resultar numa melhora na taxa de controle tumoral, na redução substancial

da morbidade e melhoria da qualidade de vida do paciente.

ANDREO (1990) relatou que a etapa que envolve a calibração do feixe clínico ainda é a fonte principal de incerteza de medição na determinação da dose absorvida no volume tumoral. Os coeficientes de interação, os dados dosimétricos, em especial os poderes de frenagem, os parâmetros associados a definição da qualidade do feixe e as heterogeneidades dos tecidos quando consideradas são as causas principais dos valores finais de incerteza.

Além disso, outras causas e fatores contribuem para que o aumento da incerteza final no valor da dose entregue quando comparada a dose prescrita, possam estar adicionando incertezas que poderiam ser evitadas tais como:

**Na área metrológica:**

- O conhecimento as vezes limitado sobre as especificação e limitações dos instrumentos de medida,
- O pouco cuidado no manuseio e no controle da qualidade dos seus componentes individuais ou no conjunto, i.e., eletrômetro, cabo e câmara, que podem contribuir para que os valores das medidas obtidas não estejam corretos,

- A seleção de valores incorretos das grandezas de influência i.e temperatura, pressão e umidade em especial a pressão, que é função dentre outros parâmetros da altitude muitas vezes não são consideradas com a atenção devida.
- A seleção incorreta das condições de referência que devem ser similares as usadas pelo laboratório de calibração como, DPS, campo e profundidade do detector no fantoma com as dimensões suficientes para não haja perda de equilíbrio lateral.
- A inobservância dos limites estabelecidos das tolerâncias definidas durante o processo de medição dentre eles para a razão entre o sinal coletado e fuga elétrica incorporada ao sinal.

#### **Na área clínica:**

- O delineamento dos alvos e Órgãos de Risco é reconhecido como uma das maiores incertezas, senão a maior, na radioterapia. Tem sido relatado variações de (3.4 a 7.7) mm em casos de tumores de cabeça e pescoço usando imagens CT.
- A experiência mostra que os “guidelines” existentes ainda não se mostram suficientemente exatos embora o uso de softwares como o FALCON (Fellowship in Anatômica deLineation) em adição a sessões conjuntas de treinamento possam reduzir as incertezas finais de forma significativa.
- A delineação do GTV com MRI podem ser menores com redução da variabilidade entre observadores do que com CT, indicando que CT e MRI são complementares em especial nos casos de cabeça e pescoço.
- O movimento dos órgãos entre e durante as frações são fontes de incerteza importantes e muitas vezes muito difícil de serem avaliadas quando comparadas as opções entre tecnologias diferentes

Todos estes parâmetros, coeficientes e fatores são presença importante na cadeia de eventos que envolve o processo de medida da grandeza dose absorvida num dado ponto de interesse e todos tem uma parcela de incerteza que se incorpora ao seu valor final.

O foco inicial deve ser na avaliação e quantificação das incertezas associadas à determinação da dose absorvida durante a calibração de feixes de fótons e elétrons diretamente na água, em substituição aos algoritmos baseados em kerma no ar. Os valores finais típicos são da ordem de 1.4 % a 2.1 % para fótons, ambos com  $k=2$  sendo a maior contribuição devido ao fator  $kQ,Q_0$  relatados Mc Ewen (2001).

Do ponto de vista epidemiológico, a análise deve ser feita de forma mais global, não somente pelo valor quantitativo da grandeza dose absorvida prescrita, mas a dose realmente entregue a um dado órgão, além de outros fatores como movimento dos órgãos e outros que possam modificar a sua resposta, como tipo de feixe, taxa de dose, idade, sexo, hábitos alimentares, genética, dentre outros.

A questão que devemos refletir é: qual a incerteza seria aceitável para permitir um correlacionar de forma adequada a curva de dose resposta com a dose medida a dose

entregue ao volume alvo e nos tecidos normais. Sabemos que as incertezas contidas nas curvas e dose resposta para diferentes tecidos publicadas são substanciais de forma que um valor exato a ser atribuído é ainda muito difícil e crítico.

Na verdade, a maior fonte de erros ainda está relacionada mais a geometria e delineamento do que o cálculo da dose e menos a entrega da dose ao tumor. A escolha do software pode também influenciar por exemplo, o uso do algoritmo “pencil beam”, apesar de eficiente possui uma exatidão inferior ao cálculo por Monte Carlo que modela as interações físicas no tecido diretamente.

O uso de sistemas de imagem on line com marcadores fiduciais, tende a minimizar os erros devido ao movimento dos órgãos durante o tratamento resultando por exemplo na melhoria do controle bioquímico e redução da toxicidade urinária no tratamento da próstata ou mesmo o deslocamento do ombro durante os tratamentos de tumores da cabeça e pescoço.

Observa-se também um efeito negativo nas curvas de sobrevivência em especial dos tumores de esôfago e pulmão devido ao movimento na direção do coração reforçado pelo movimento do ciclo respiratório. Nos movimentos durante a execução de cada fração provocados pelo deslocamento cíclico da respiração afeta não somente o pulmão, mas também o fígado. Ambos os efeitos sugerem positiva a melhoria que vem sendo introduzida pelas novas tecnologias que acompanham em tempo real estes movimentos reduzindo substancialmente as doses nos OAR.

O conceito tradicional de aumentar as margens de segurança para cobrir os erros de movimento, assume equivocadamente uma distribuição espacial de dose estática no PTV, ou seja, sem considerar a variação natural na geometria interna do paciente.

Diante de todos estes pontos reforça-se a ideia do uso do chamado Planejamento Robusto que identifica as incertezas mais importantes associadas a distribuição da dose, o tradicional conceito de PTV é associado as suas incertezas, permite gerar uma visão mais integrada do processo e sumariza os conceitos mais importantes incluindo os aspectos estocásticos e de otimização.

**A exceção da indicação terapêutica, estadiamento, delineamento, prescrição da dose terapêutica etc. vários pontos serão aqui considerados que fazem parte da cadeia de eventos, buscando estimar quando possível de forma quantitativa os valores das incertezas associadas:**

- Dosimetria Absoluta
- Dosimetria de referência
- Dosimetria relativa
- Delineamento do volume alvo
- Erros de setup, geométricos e de movimentos

- Cálculo da dose com o TPS
- Posicionamento do paciente
- Sistemas de imagem
- O processo operacional de tratamento

Neste capítulo, abordaremos de uma maneira geral um estudo das incertezas relacionadas apenas à entrega da grandeza dose absorvida no volume alvo de tratamento.

## 2. O CONCEITO RELACIONADO A ANÁLISE DAS INCERTEZAS

A incerteza associada a uma medição é um parâmetro que pode ser caracterizado pela dispersão dos valores medidos sendo identificada pelo seu desvio padrão. O conceito de incerteza por definição, diferente de erro, não tem sinal e seus valores que representam uma dispersão simétrica.

Adicionalmente, a incerteza representa a falta de conhecimento exato do valor da medição uma vez os efeitos sistemáticos são eliminados após a aplicação das correções apropriadas.

O ISO Guide on the Expression of Uncertainty in Measurement INTERNATIONAL COMMITTEE FOR WEIGHTS AND MEASURES, Evaluation of Measurement Data - Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement, JCGM 100:2008, BIPM, Paris (2008) fornece as definições e como expressar os valores das incertezas.

O Guia sugere tratarmos os conceitos as incertezas como dos Tipos A e B indicando que dois caminhos diferentes de avaliação devem ser considerados.

A dispersão de uma serie de medições  $n$ , em torno de um valor médio  $\bar{x}$  (barra) pode caracterizada pelo seu desvio padrão que pode ser calculado a partir da variância, pois é a raiz quadrada desse parâmetro.

$$S(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (1)$$

A grandeza  $s^2(x_i)$  chamada de variância empírica (útil para determinar o afastamento da média que os dados de um conjunto analisado apresentam). Para isso, determina-se o valor médio das diferenças quadradas da média de um grupo de medidas  $n$ . Normalmente o interesse é no desvio padrão do valor médio escrito como  $s(\bar{x})$ , para a qual a relação geral se aplica.

$$S(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} S(x_i) \quad (2)$$

## 2.1 Incerteza padrão tipo A

A incerteza padrão do Tipo A, denominada de  $u_A$ , é descrita como o desvio padrão do valor médio de observações estatisticamente independentes, i.e., que em princípio pode ter seu valor reduzido com um número maior de leituras com uma menor dispersão por exemplo, quando a fuga elétrica interfere significativamente no sinal

$$u_A = S(\bar{x}) \quad (3)$$

Assim, a incerteza tipo A é estimada a partir da análise de um número de medidas nunca inferior a 5.

## 2.2 Incerteza padrão tipo B

Existem muitas incertezas padrão que não podem ser estimadas por medidas repetidas e por isto são chamadas de Tipo B. Por esta razão, são usados dados obtidos da literatura ex: secção de choque, poderes de frenagem, KQ para uma dada câmara, o valor dos coeficientes de calibração, por exemplo; da câmara, barômetro e termômetro fornecidos pelos laboratórios de calibração cujo valor é resultante de uma combinação quadrática das incertezas dos tipos A e B.

Embora alguns achem que se pode determinar a incerteza do Tipo B, é prudente se aceitar a ideia de que uma probabilidade de distribuição pode corresponder a uma forma não conhecida. Por exemplo para estar razoavelmente seguro deste limite, L pode ser considerado com dentro do limite de 95% de confiança, e se estar bem seguro da distribuição podemos assumir um limite de confiança de 99%. Assim a Incerteza Tipo B pode ser estimada pela relação

$$u_B = \frac{L}{k} \quad (4)$$

Onde  $k=2$  pode ser usado quando estiver razoavelmente seguro e  $k=3$  quando estiver bem seguro dos limites  $\pm L$  que seria de uma distribuição Gaussiana.

Algumas vezes esta função de densidade probabilística pode ser descrita como uma distribuição retangular que significa que a probabilidade é igual em qualquer ponto dentro dos limites  $-M$  e  $+M$ , e Zero, fora deste limite seguindo a relação.

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{3}} \quad (5)$$

Outra opção é usar a distribuição triangular com os mesmos limites seguindo a relação

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{6}} \quad (6)$$

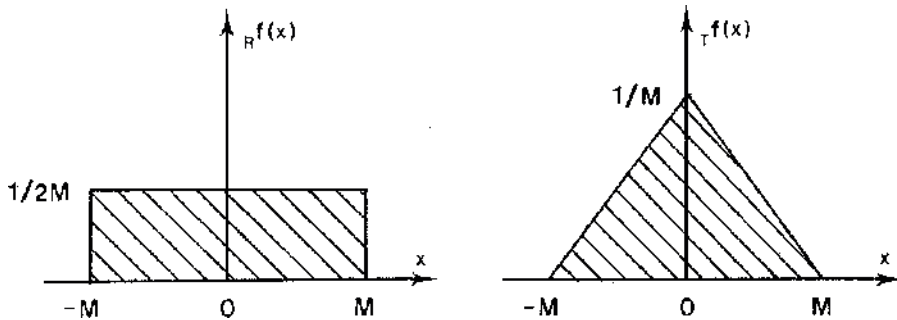


Figura 1 – Mostra representação das funções de densidades probabilísticas para as distribuições retangular  $Rf(x)$  e triangular  $Tf(x)$  esta última usada em casos onde não se conhece a distribuição.

Fonte: TRS# 398(2000).

Como não existe uma regra rígida para estimar a incerteza tipo B, por esta razão deve-se usar o nosso melhor conhecimento e experiência para estimar seus valores ou utilizar valores publicados na literatura de reconhecidas fontes.

### 2.3 Combinação das incertezas e as incertezas expandidas

Tipos A e B podem ser combinadas usando regras estatísticas de combinação de variâncias que são os quadrados dos desvios. Se  $u_A$  e  $u_B$  representam as incertezas-padrão relativas, os tipos A e B de uma dada grandeza  $u_C$ , a relação abaixo é válida somente quando as fontes de incerteza não são correlacionadas.

$$u_C = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (7)$$

Se a densidade de probabilidade for considerada como gaussiana, o limite de confiança deverá ser de 68% sendo altamente desejável se multiplicar por um fator de cobertura  $k$  para se encontrar a incerteza expandida  $U$  de acordo com a relação

$$U = k u_c \quad (8)$$

Valores de cobertura com mais de um número significativa não parece ser justificável, portanto valores típicos são  $k=2$  ou  $k=3$ , que corresponde a limites de confiança de 95% e 99% respectivamente.

## 2.4 Propagação das incertezas

Considerando como exemplo prático a determinação do coeficiente de calibração

fornecido por um laboratório que é resultado de um conjunto de medidas, de fatores e constantes físicas bem como da sua rastreabilidade aos laboratórios primários; todos estes valores numéricos contêm incertezas dos Tipos A e B que se combinam para um valor final que é fornecido como parte do coeficiente de calibração.

De modo geral, considerando que uma variável  $y$  é função de um número de variáveis  $x_1, x_2, x_3 \dots$  de acordo com a relação

$$y = f(x_1, x_2, x_3, \dots) \quad (9)$$

Quando as grandezas de influência  $x_1, x_2, x_3 \dots$  (ex: temperatura, pressão e umidade) são independentes entre si, o valor de  $u(y)$  pode ser calculada pela relação simples,

$$u(y) \cong \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x_1}\right)^2 u^2(x_1) + \left(\frac{\partial f}{\partial x_2}\right)^2 u^2(x_2) + \left(\frac{\partial f}{\partial x_3}\right)^2 u^2(x_3) + \dots} \quad (10)$$

$$y = c_1 x_1 + c_2 x_2 + c_3 x_3 + \dots \quad (11)$$

Onde  $c_i = \frac{\partial y}{\partial x_i}$  sendo  $c_i$ , o coeficiente de sensibilidade determinado para a grandeza  $x_i$ . O valor de  $u(y)$  será dado pela relação

$$u(y) = \sqrt{c_1^2 u^2(x_1) + c_2^2 u^2(x_2) + c_3^2 u^2(x_3) + \dots} \quad (12)$$

Portanto, variáveis independentes são somadas ou subtraídas e as variâncias também são somadas e a incerteza da soma é obtida pela raiz quadrada da soma dos quadrados sendo os coeficientes  $c_1, c_2, c_3, \dots$  seus pesos relativos.

Outra situação que pode ocorrer seria com o produto de variáveis independentes cuja dependência será dada pela relação

$$y = x_1^\alpha x_2^\beta x_3^\gamma \dots \quad (13)$$

Onde os expoentes  $\alpha, \beta, \gamma, \dots$  são constantes, neste caso a expressão de incerteza relativa  $y$  pode ser obtida da relação

$$r(y) = \sqrt{\alpha^2 r^2(x_1) + \beta^2 r^2(x_2) + \gamma^2 r^2(x_3) + \dots} \quad (14)$$

Onde:

$$r(x_i) = \frac{u(x_i)}{|x_i|} \quad \text{Sendo } x_i \text{ a incerteza relativa.}$$

Portanto, para o produto ou razão de variáveis independentes o peso relativo das variâncias adicionados são os quadrados dos expoentes  $\alpha, \beta, \gamma, \dots$ . É muito comum que se encontrem a razão  $y = x_1/x_2$ , onde as grandezas  $x_1$  e  $x_2$  contém medições e fatores de correção.

Nas regras das incertezas-padrão combinadas, também se aplicam a incertezas expandidas desde que ambas tenham o mesmo fator de cobertura  $k$ . As incertezas normalmente publicadas são geralmente com fator  $k = 2$  e caso não estejam indicadas pode-se assumir que seja este seu valor.

É recomendado que a Tabela final (Uncertainty Budget) seja feita separando os Tipos A e B, o que facilita a mudança de algum valor que seja modificado ao longo do tempo.

Em resumo como ambas as incertezas (A e B) são baseadas em distribuições probabilísticas, as do tipo A são obtidas a partir de uma serie de medidas e expressa pelo valor seu desvio padrão, e as do tipo B, são avaliadas por outros métodos não estatísticos ou de uma serie de observações.

Por outro lado, os limites que definem uma variação podem ser bem conhecidos, mas sua distribuição pode não ser. Neste caso o melhor é usar uma distribuição retangular mencionada anteriormente (ou uniforme) que considera um valor constante dentro de um certo intervalo e nulo fora dele.

Se a variação máxima do limite é dada para  $-a$  a  $+a$ , a incerteza do tipo B será dado por definição pela relação  $u_B = a/3^{1/2}$  sendo o fator de abrangência  $k = 1$  que corresponde a um limite de confiança de 68,3%

**Dicas:**

Na área dosimétrica;

- Numa tabela de incertezas o desvio padrão de um conjunto de medições representa a incerteza tipo A.
- O coeficiente de calibração que tem sua incerteza como resultado da combinação quadrática das incertezas dos tipos A e B, deve ser considerada como do tipo B.
- Outro exemplo a secção de choque de um processo de interação deve ser considerado como do tipo B.

Na área clínica;

- Um erro de posicionamento no momento da aquisição da imagem no CT ou MRI pode ser interpretado com um erro sistemático enquanto a variação do posicionamento no dia a dia como um comportamento randômico. Assumindo que o movimento dos órgãos possui (incertezas sistemáticas e randômicas)  $\Sigma_{\text{int}}$  e  $\sigma_{\text{int}}$  e o set up  $\Sigma_{\text{ext}}$  e  $\sigma_{\text{ext}}$  contém (incertezas sistemáticas e randômicas) não são correlacionáveis,
- Desvio padrão da sistemática

$$\Sigma_{\text{tot}} = (\Sigma_{\text{ext}}^2 + \Sigma_{\text{int}}^2)^{1/2}$$

- Desvio padrão da randômica  $\sigma_{\text{tot}} = (\sigma_{\text{int}}^2 + \sigma_{\text{ext}}^2)^{1/2}$

### 3. DOSIMETRIA ABSOLUTA

Conforme definido no Capítulo 8, por definição, dosimetria absoluta se refere à medida de uma grandeza com um instrumento da maior qualidade metrológica, que permite sua determinação de acordo com sua definição, em geral realizada nos Laboratórios Primários. Os valores obtidos são transferidos para os SSDL's mantendo as condições de referência originais.

No laboratório primário a incerteza final é da ordem de 0.7 %  $k=2$  para a grandeza kerma no ar, e 0.7 %  $k=2$  para dose absorvida na água, neste caso ambos medidos num feixe de raios gama emitidos por uma fonte de  $^{60}\text{Co}$ .

Nos laboratórios secundários no mesmo tipo de feixe seu valor é da ordem de 1.1 a 1.5%  $k=2$  fornecidos com os valores de **ND,w,Qo** para as câmaras dos usuários.

#### 4. DOSIMETRIA DE REFERÊNCIA

Refere-se à medida da grandeza dose absorvida na água, com uma câmara de ionização calibrada num laboratório de calibração nas condições de referência, e usada no feixe do usuário.

Com o valor do coeficiente de calibração  $N_{D,w,Q_0}$  fornecido pelo laboratório de calibração (SSDL), as medidas devem ser realizadas com a câmara do usuário para obtenção da dose absorvida na água com um feixe de mesma qualidade mantendo as condições de referência do SSDL, ou sejam: DFS = 100 cm, campo de radiação 10 x 10 cm<sup>2</sup> e profundidade de 5 cm na água, e as grandezas de influência (T, P, U) medidas no momento da aquisição dos dados. Caso a qualidade do feixe seja diferente, um fator  $K_Q$ , específico para cada qualidade do feixe do usuário deve ser usado discutido na Capítulo 14.

O formalismo usado proposto pelo Código de Prática publicado e universalmente adotado, o TRS#398 (IAEA, 2000), recomenda com detalhes, o procedimento para se realizar a medida da grandeza dose absorvida na água em condições de referência específicas para cada tipo de feixe de radiação  $Q$ , usando uma câmara de ionização calibrada em  $Q_0$  rastreada à rede metrológica.

O formalismo proposto para determinar a dose absorvida segue a relação de acordo com o TRS# 398(2000):

$$D_{w,Q} = M_Q \cdot \left[ k_{TP} \cdot (k_h)_Q \cdot (k_{elct})_Q \cdot (k_{pol})_Q \cdot (k_s)_Q \right] \cdot \frac{N_{D,w,Q_0}}{(k_{pol})_{Q_0} \cdot (k_s)_{Q_0}} \quad (15)$$

Onde:

$M_Q$  = leitura

$k_{TP}$  = Fator de correção condições de temperatura e pressão de referência

$(k_u)_Q$  = Fator de correção para a umidade

$(k_{elct})_Q$  = Fator de correção calibração do eletrômetro do usuário

$(k_{pol})_Q$  = Fator de correção polaridade no feixe do usuário

$(k_s)_Q$  = Fator de correção para a saturação no feixe do usuário

$N_{D,w,Q_0}$  = Coeficiente de calibração câmara para <sup>60</sup>Co

$(k_{pol})_{Q_0}$  = Fator de correção polaridade câmara para <sup>60</sup>Co

$(k_s)_{Q_0}$  = Fator de correção para a saturação câmara do SSDL

$M_Q = M_Q^* \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot (k_s)_{Q,Q_0}$

Onde:

$M_Q^*$  = Leitura no feixe do usuário

$N_{D,w,Q_0}$ : Coeficiente de calibração câmara para  $^{60}\text{Co}$

$K_{Q,Q_0}$  = Fator de Qualidade do Feixe do usuário

*Como nos laboratórios de calibração, os efeitos polaridade e saturação não são corrigidos, são aqui incluídos para corrigir a leitura  $M_Q$ .*

Assumindo nenhuma correlação entre os componentes, a incerteza relativa combinada pode ser definida pela expressão:

$$\frac{uc^2(D_{w,Q}^*)}{(D_{w,u}^*)^2} = \frac{u^2(D_{w,u})}{(D_{w,u})^2} + \left( \frac{1}{D_{w,u}^*} \right)^2 \left[ \left( \frac{\partial D_{w,u}^*}{\partial d_{SSD}} \right)^2 u^2(d_{SSD}) + \left( \frac{\partial D_{w,u}^*}{\partial d_z} \right)^2 u^2(d_z) \right] \quad (16)$$

Como a expressão contém somente produtos e quocientes, a incerteza pode ser expressa como a soma quadrática das incertezas de cada componente.

Exemplo 1.

| Fonte de incerteza                                       | Tipo A (%)  | Tipo B (%) | Referência            |
|--|-------------|------------|-----------------------|
| <b>Irradiação</b>  |             |            |                       |
| Dummy/Posição  |             | 0.1        |                       |
| Tempo de trânsito das fontes                             |             | 0.016      |                       |
| <b>Propriedades da solução</b>                           |             |            |                       |
| Coeficiente de absorvidade molar                         |             | 0.35       | Cottens et al. (1981) |
| Densidade  | 0.100       | 0.100      | Fabricante            |
| Distância solução-superfície                             | 0.01        | 0.02       | Fabricante            |
| <b>Leitura</b>   |             |            |                       |
| Determinação da dose                                     | 0.48        |            | Fabricante            |
| Caminho óptico da cubeta                                 | 0.05        | 0.06       | Fabricante            |
| Estabilidade do instrumento                              |             | 0.10       |                       |
| Repetitividade do instrumento                            |             | 0.10       |                       |
| Comprimento de onda                                      |             | 0.01       | Shalek e Smith (1969) |
| Temperatura da solução                                   | 0.010       | 0.15       | Fabricante            |
| <b>Fatores de correção</b>                               |             |            |                       |
| $G(\text{Fe}^{3+})$                                      |             | 1.12       | Franco et al(2011)    |
| $p_{wall}$   | 0.3         | 0.2        | Wulff et al. (2010)   |
| $k_{dcl}$  | 0.1         | 0.2        | Wulff et al. (2010)   |
| $f_{w,f}$  | 0.2         | 0.2        | Wulff et al. (2010)   |
| <b>Incerteza combinada (%)</b>                           | <b>1.42</b> |            |                       |
| <b>Incerteza expandida para <math>k = 2,0</math> (%)</b> | <b>2.84</b> |            |                       |

Tabela 1 – Descreve o conjunto de incertezas envolvidas na determinação da dose absorvida na água  $D_w$  com dosímetro Fricke

# 5. ANÁLISE POR ETAPAS

Os componentes do sistema de medidas devem ser analisados separadamente.

## 5.1 Eletrômetro

- **leitura da carga** subtraindo a fuga (sinal 1000 vezes maior que a fuga)
- **reprodutibilidade** definida após uma serie de medidas nas mesmas condições experimentais usando por exemplo uma fonte de referência, a incerteza estimada típica será da ordem de 0.03 %, k=1
- **resolução** definida pela menor unidade de medida indicado pelo eletrômetro em geral da ordem com valor típico de 0.01 % k=1 para câmaras cilíndrica e de placas paralelas.
- **linearidade** do eletrômetro obtida usando uma fonte de referência e após a medida com vários tempos de exposição o desvio da função linear é tipicamente 0.06% resultando numa incerteza associada de 0.03 %
- **zero** do eletrômetro  $M_{display} = M - m$  sendo m=0 sendo atribuída uma incerteza de 0.01 %.
- **estabilidade** resultado de medidas mensais com a fonte de referência ao longo prazo em 2 anos. O desvio padrão típico deverá ser da ordem de 0.29 %
- **fuga do sinal** uma avaliação deve ser feita embora esteja ligada a resolução e seu valor como incerteza é pequeno

| PARÂMETROS             | FÓTONS     |       | ELÉTRONS   |       |
|------------------------|------------|-------|------------|-------|
|                        | A (%)      | B (%) | A (%)      | B (%) |
| Reprodutibilidade      | 0.03       |       | 0.03       |       |
| Resolução              |            | 0.01  |            | 0.01  |
| Linearidade            | 0.03       | 0.03  |            | 0.03  |
| Zero                   |            | 0.01  |            | 0.01  |
| Estabilidade           |            | 0.29  |            | 0.48  |
| Fuga                   |            | 0.01  |            | 0.01  |
| <b>Combinada (k=2)</b> | <b>0.6</b> |       | <b>0.9</b> |       |

Tabela 1 – Incertezas típicas dos tipos A e B do sistema eletrômetro e dos seus componentes

## 5.2 Câmara Monitora do acelerador

Para uma resolução do display típica de ± 0.5 MUs, considerando uma distribuição retangular para um número fixo de 200 MUs, definimos como sendo 0.14 %, ou seja,  $u\% = [0.5/(200 \cdot 3^{1/2})]100$ .

### 5.3 Pressão atmosférica. Fator $P_o/P$

- Se  $P_o = 101.3$  kPa, com uma divisão de escala mínima de 0.5 mb, embora dependa da acuidade visual do observador e das marcas na escala, usamos uma distribuição retangular com o valor da incerteza de 0.096 mb.
- No certificado de calibração, a incerteza típica indicada é de 0.2 mb normalmente na faixa de uso local. A correção de 0.06 mb deveria ser aplicada, mas como a resolução do barômetro é de 0.5 mb esta correção não se aplica embora esteja associada ao valor da incerteza.
- A fuga a longo prazo, ou seja, a diferença entre duas leituras consecutivas assumindo uma distribuição retangular centrada no valor extremo, o valor de incerteza típico de 0.8 mb pode ser assumido.

| PARÂMETROS             | INCERTEZA TIPO B (%) |
|------------------------|----------------------|
| Discriminação          | <0.010               |
| Certificado calibração | 0.02                 |
| Fuga                   | 0.09                 |
| <b>Combinada (k=2)</b> | <b>0.18</b>          |

Tabela 2 – Incertezas típicas do tipo B para a medida do fator de correção do barômetro e dos seus componentes

### 5.4 Temperatura

Para a determinação de um fator, se considerarmos a relação:

**$(273.2 + T)/273.2 + T_o$** . Onde:  **$T_o = 20^\circ\text{C}$**

- Se a resolução for de 0.1 °C. assumindo uma distribuição retangular, seu valor será de 0.06 °C.
- Certificado de calibração numa faixa de (15-25 °C) e assumindo uma distribuição retangular, o valor estimado da incerteza será de 0.29 °C.
- Fuga a longo prazo, ou seja, a diferença entre duas leituras consecutivas - assumindo uma distribuição retangular centrada no valor extremo, um valor típico de 0.06 °C. pode ser assumido.

No trabalho de Das e Zhu (2004), foi relatado que a resposta da câmara pode ser afetada pela temperatura da água do fantoma, expandindo ou contraindo suas paredes e causando uma mudança no seu volume, podendo gerar uma correção de 0.19 %, se a temperatura variar de 15 a 25 °C. Este efeito chama-se efeito térmico.

| PARÂMETROS             | INCERTEZA TIPO B (%) |
|------------------------|----------------------|
| Resolução              | 0.02                 |
| Certificado calibração | 0.01                 |
| Fuga                   | 0.02                 |
| Efeito térmico         | 0.11                 |
| <b>Combinada (k=2)</b> | <b>0.35</b>          |

Tabela 3. Incertezas típicas do tipo B do fator de correção para temperatura e dos seus componentes

## 5.5 Umidade

Como mencionado, não existe necessidade de correção deste parâmetro, uma vez que, se a umidade estiver entre 20 % e 80 %, condição definida nos certificados de calibração, ou mesmo 40 % e 60 %, condição de trabalho dos laboratórios de calibração, e segundo os dados da Niatel (1973), o efeito é desprezível. Das e Zhu (2004) relataram que se nenhuma correção for feita, o erro máximo será de 0.3 % numa faixa total de 0 % a 100 % de umidade relativa.

Assim, deve-se adotar o valor de 1.000, considerado para este fator aceitável.

Se assumirmos uma distribuição retangular, e sendo 0.3 % o limite da variação, a incerteza associada neste componente deve ser  $\pm 0.17$  %. [ $u\% = 0.3\% / \sqrt{3}$ ]

## 5.6 Calibração do eletrômetro ( $k_{elec}$ )<sub>Q</sub>

O coeficiente de calibração do eletrômetro (normalmente fornecido como para o conjunto câmara eletrômetro) só deve ser usado quando calibrado separadamente da câmara, podendo ser utilizado com diferentes câmaras, cada uma com seu coeficiente próprio. Se no certificado de calibração tiver sido atribuído o coeficiente de calibração ao conjunto (câmara + eletrômetro), o valor a ser considerado é  $(k_{elec})_Q = 1.0000.25$  %. No momento, poucos laboratórios da nossa rede oferecem esta opção.

A incerteza estimada será de 0.14 %, assumindo uma distribuição retangular com uma variação limite de 0.25 %.

## 5.7 Efeitos polaridade ( $k_{pol,Q} / (k_{pol,Q_0})$ )

Para o ambiente do usuário,  $(k_{pol,Q})$ , com relação as condições do laboratório de calibração  $(k_{pol,Q_0})$ , embora tenha sido relatado que o efeito polaridade não varia muito entre feixes de fótons e elétrons, este deve ser determinado para cada câmara e cada feixe a nível do usuário. Variações máximas de 0.2 % e 0.3 % podem ser facilmente observadas entre feixes de fótons e elétrons, respectivamente.

Seuntgens et al. (2000) relata que, para câmaras cilíndricas em feixe de fótons, a energia não altera significativamente este efeito, podendo se assumir  $<0.1$  %. Entretanto,

para câmaras de placas paralelas tipo Markus, este valor pode ficar próximo a 0.2 %, como relatado por Arib et al. (2001). Assim, para ambos os tipos de câmaras, o valor unitário 1.000, a ser confirmado, pode ser usado para  $(k_{pol})_{Q_0}$  com uma incerteza atribuída de 0.1 % para a câmara cilíndrica e 0.2 % para a câmara de placas paralelas.

A incerteza tipo A deve obtida com uma série de, pelo menos, 5 medidas, e, quando avaliada, deve levar em conta a reprodutibilidade do acelerador com um desvio padrão de 0.1 % e 0.15 % para fótons e elétrons, respectivamente. A combinação quadrática com o valor da reprodutibilidade, por exemplo, do  $^{60}\text{Co}$  resulta numa incerteza de 0.14 % e 0.25 % para as câmaras cilíndrica e a Markus, respectivamente.

| PARÂMETROS             | FÓTONS      |       | ELÉTRONS   |       |
|------------------------|-------------|-------|------------|-------|
|                        | A (%)       | B (%) | A (%)      | B (%) |
| Usuário                |             |       |            |       |
| Reprodutibilidade      | 0.1         | -     | 0.15       | -     |
| SSDL                   | -           | 0.1   | -          | 0.2   |
| <b>Combinada (k=2)</b> | <b>0.28</b> |       | <b>0.5</b> |       |

Tabela 4 – Incertezas típicas dos tipos A e B para câmaras cilíndricas e de placas paralelas

### 5.8 Recombinação $(k_s)_Q / (k_s)_{Q_0}$

No ambiente do usuário,  $(k_s)_Q$  neste caso, num serviço de radioterapia onde feixes pulsados são usados, a correção, devido à recombinação, é calculada usando o método das duas tensões, recomendado pelo TRS#398 (IAEA, 2000), uma vez que a dependência linear de  $1/M$  e  $1/V$  definida pela teoria de Boag pode ser satisfeita, como confirmado por DeBlois et al. (2000).

No ambiente do SSDL,  $(k_s)_{Q_0}$  onde os feixes usados são raios gama emitidos  $^{60}\text{Co}$ , com taxas de dose da ordem de 0.5 Gy/min, o efeito de recombinação é bem pequeno, quase negligenciável, portanto, o fator 1.000 pode ser atribuído para câmaras cilíndricas.

No ambiente do usuário, o método de duas tensões requer uma definição da incerteza baseada na diferença entre o valor esperado pela teoria de Boag e o valor medido pelo método das duas tensões, cujos valores típicos são 0.03 % e 0.11 % para fótons e elétrons, respectivamente.

Pelo método do polinômio ajustado, o desvio máximo relatado por Weinhaus e Meli (1984) é da ordem de 0.1 %, para uma incerteza estimada de 0.06 %.

No ambiente do SSDL, o método das duas tensões também é usado no feixe contínuo, sendo os valores da ordem de 0.16 % para câmaras cilíndricas e 0.21 % para câmaras de placas paralelas. A incerteza devido às influências de  $V1/V2$  e  $M1/M2$  é estimada em 0.03 %. Zankowsky and Podgorsak (1998)

| PARÂMETROS             | FÓTONS - Cilíndrica | ELÉTRONS - Markus |
|------------------------|---------------------|-------------------|
| Método duas tensões    | 0.03                | 0.11              |
| Polinômio ajustado     | 0.06                | 0.06              |
| SSDL                   | 0.09                | 0.16              |
| <b>Combinada (k=2)</b> | <b>0.30</b>         | <b>0.40</b>       |

Tabela 5 – Incertezas típicas A e B somada quadraticamente para câmaras cilíndricas e de placas paralelas,

Em resumo, as incertezas combinadas típicas da leitura corrigidas são da ordem de 0.49 % para fótons com uma câmara cilíndrica e 0.70 % para elétrons medidos com uma câmara de placas paralelas, como discriminado na Tabela abaixo.

| PARÂMETROS             | FÓTONS     | ELÉTRONS   |
|------------------------|------------|------------|
| Leitura                | 0.29       | 0.48       |
| Monitor                | 0.14       | 0.14       |
| Pressão                | 0.09       | 0.09       |
| Temperatura            | 0.18       | 0.18       |
| Umidade                | 0.17       | 0.17       |
| Fator de Eletroímetro  | 0.14       | 0.14       |
| Polaridade             | 0.14       | 0.25       |
| Recombinação           | 0.16       | 0.21       |
| <b>Combinada (k=2)</b> | <b>0.9</b> | <b>1.4</b> |

Tabela 6 – Incertezas típicas A e B combinadas com o resultado das leituras e dos vários componentes

## 5.9 Coeficiente de calibração $N_{D,w,Q_0}$

As incertezas nos coeficientes de calibração podem variar ligeiramente de SSDL entre países, pois depende de qual laboratório primário esteja rastreado.

Por exemplo, no PTB, cujo padrão de dose absorvida é o dosímetro Fricke, a incerteza é de 0.7 %, tendo como componente mais forte o valor da absorção total no feixe de 5.6 MeV e, em seguida, transferido para o feixe de  $^{60}\text{Co}$ . Além disso, uma pequena contribuição de 0.2 % deve ser adicionada, pelo fato de se ter ignorado uma possível dependência do valor de G com a energia.

Outros SSDL, como o do Brasil, cuja referência é um padrão ionométrico rastreado ao BIPM, a incerteza associada a medida no deixo de raios gama do  $^{60}\text{Co}$  é da ordem de 0.4 %, para  $k=1$  ou 0.8 para  $k=2$  de Almeida et al (2021).

## 5.10 Valor da Correção do Fator de Qualidade do Feixe de $k_{Q,Q_0}$

Este fator é, sem dúvida, o que possui maior incerteza, pois são muitas as variáveis que interferem no seu valor, como a diferença entre a qualidade do feixe usado no laboratório de calibração, (somente alguns laboratórios primários tem condições experimentais de avaliar) e a qualidade do feixe do usuário (cálculos teóricos usando Monte Carlo) são normalmente utilizados) e os diferentes materiais usados na construção da câmara. Como resultado, seus valores são específicos para cada câmara, conforme e recomendado pelo TRS#398 (IAEA, 2000) e relatado por Malcolm et al (2001).

As incertezas são da ordem de 0.9 % para uma câmara cilíndrica num feixe de fótons e de 1.7 % para uma câmara de placas paralelas num feixe de elétrons. Quando valores experimentais de  $K_{Q,Q_0}$  são usados uma pequena redução para 0.7% e 0.8% pode se observar. O fator  $P_{wal}$  é um dos que mais contribui devido a variações entre câmaras do mesmo tipo tornando o processo de interação afetando os valores de poderes de frenagem em cada caso.

As qualidades dos feixes são estimadas em valores empíricos, no caso de fótons, pela relação  $TPR_{20,10}$  e, no caso de elétrons, com o  $R_{50}$ , conforme definições já feitas anteriormente.

Neste caso, deve-se avaliar as incertezas associadas à determinação do  $TPR_{20,10}$  e da interpolação nas tabelas do TRS#398 (IAEA, 2000).

## 5.11 Medidas realizadas nas condições de referência

A possibilidade de erros quando da realização de medidas nas condições de referência são muitas, dentre elas, na distância correta da fonte à superfície (DFS), a o posicionamento da câmara na profundidade de medida  $d$  e a colocação do tamanho de campo.

Assim, vamos avaliar e quantificar as incertezas associadas a partir da relação:

$$D_{w,u}^* = D_{w,u} f(d_{SSD}, d_L, d_z)$$

Onde:

$f = 1$  nas condições ideais de medida

$$\frac{u^2(D_{w,u}^*)}{(D_{w,u}^*)^2} = \frac{u^2(D_{w,u})}{(D_{w,u})^2} + \left( \frac{1}{D_{w,u}} \right)^2 \left[ \left( \frac{\partial D_{w,u}^*}{\partial d_{SSD}} \right)^2 u^2(d_{SSD}) + \left( \frac{\partial D_{w,u}^*}{\partial d_L} \right)^2 u^2(d_L) + \left( \frac{\partial D_{w,u}^*}{\partial d_z} \right)^2 u^2(d_z) \right],$$

A primeira parte está associada à variância relativa correspondente à dose absorvida na água nas condições de referência e as seguintes às outras três variáveis mencionadas:

- **DFS:** o desvio máximo é de 1 mm do indicador de distância e na largura da linha do indicador de distância. Considerando estes dois fatores, e sendo o erro máximo possível de 1 mm na SSD, numa distribuição uniforme, o valor de  $u(d_{ssd}) = 0.06$  cm pode ser aceitável.
- **Tamanho de campo:** de acordo com os controles geométricos, o desvio máximo do campo luminoso deve ser de 1 mm e o desvio entre o campo luminoso e o de radiação deve ser o mesmo valor de 1 mm. Assumindo um erro máximo ( $d_L$ ) de 2 mm, a incerteza de  $u(d_L)$  será de 0.12 cm.
- **Profundidade:** considerando a diferença na densidade da água, por exemplo, a 20°C, cuja densidade real é de 0.9982 g/cm³, a posição do detector estará a décimos de mm mais profunda, ou seja, 0.2 mm para fótons e 0.1 mm para elétrons devido a profundidade de referência estar relacionada com  $R_{50}$ .

| TEMPERATURA (°C) | DENSIDADE (g/mL) |
|------------------|------------------|
| 15               | 0,9988           |
| 16               | 0,9986           |
| 17               | 0,9984           |
| 18               | 0,9982           |
| 19               | 0,9980           |
| 20               | 0,9978           |
| 21               | 0,9975           |
| 22               | 0,9973           |
| 23               | 0,9970           |

Observação: Para valores com representação de quatro dígitos na leitura da pressão de 1 atm, ver Weast (1984).

Tabela 7 – Variação da densidade da água com a temperatura

Considerando todos estes componentes, a incerteza  $u(d_z)$  será de 0.07 cm para fótons e de 0.06 cm para elétrons.

| ENERGIA NOMINAL  | 6 MV       | 6 MeV      |
|--|------------|------------|
| $(\Delta D_{w,u}/D_{w,u})/\Delta d_{SSD} \text{ (cm}^{-1}\text{)}$ | 0.019      | 0.022      |
| $(\Delta D_{w,u}/D_{w,u})/\Delta d_L \text{ (cm}^{-1}\text{)}$     | 0.025      | 0.035      |
| $(\Delta D_{w,u}/D_{w,u})/\Delta d_z \text{ (cm}^{-1}\text{)}$     | 0.049      | 0.101      |
| <b>Incerteza Combinada k=2</b>                                     | <b>0.8</b> | <b>1,4</b> |

Tabela 8. Variação relativa típica de acordo com possíveis erros experimentais nos vários parâmetros: DFS, tamanho de campo e profundidade para feixes de fótons de 6 MV e elétrons de 6 MeV

A Tabela 8 mostra que o parâmetro mais crítico é a posição da câmara na profundidade, especialmente no feixe de elétrons, uma vez que o ponto de referência está abaixo da região de máximo, onde o gradiente de dose é mais significativo.

**6. AS INCERTEZAS NOS VALORES DE DOSE RELATIVA E DE REFERÊNCIA NUM DADO PONTO, NO QA DOS PACIENTES DE EBRT**

As incertezas associadas e inerentes a um programa de Garantia da Qualidade devem ser estimadas individualmente, de forma que se possa reduzir a incerteza global da dose planejada a ser entregue num determinado volume alvo. Esta redução deve ter um impacto positivo no resultado da probabilidade de controle local e na redução das complicações nos tecidos normais genericamente dependentes do tipo de tumor, conforme Thwaites (1993).

Embora a câmara de ionização de volume pequeno de 0.2 cc calibrada num SDDL na grandeza dose absorvida na água com o coeficiente de calibração  $N_{DwQo}$  pode ser considerada uma opção interessante para dosimetria de referência em IMRT, a incerteza fornecida pelo SSDL devido à calibração cruzada deva ser maior, da ordem de 2.2 % ( $k=1$ ), segundo Mahmood et al. (2017).

Devido à complexidade da dose distribuída com a técnica de IMRT, deve-se considerar a dose acumulada, em vez do somatório dos seus segmentos, pois a transmissão nas lâminas e o efeito entre lâminas do MLC deve contribuir com o sinal na câmara dependendo do tipo de MLC. Uma medida pontual para verificar a dose calculada pelo TPS deve ser realizada antes do início do tratamento, de preferência com uma câmara tecido equivalente, conforme Ezzel et al. (2003), Low et al. (2011) e de Almeida (2012).

Em termos gerais as incertezas globais associadas a radioterapia externa podem ser resumidas de forma simplificada de acordo com a tabela abaixo. Van de Merwe et al (2017).

| Grandeza                         | Incerteza na Dose $k=1$ | Incerteza na Dose $k=2$ |
|----------------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <sup>60</sup> Co (SSDL)          | 0,75 %                  | 1,5 %                   |
| <sup>60</sup> Co (Usuário)       | 0,9%                    | 1,8 %                   |
| Fótons de alta Energia (Usuário) | 1,5 %                   | 3.0%                    |
| Elétrons (Usuário)               | 1.4 - 2.1 %             | 5,6 %                   |
| Incerteza combinada              | 1,6 - 2,6               |                         |

Na consolidação de todas as incertezas dos vários componentes mencionados e combinados de forma quadrática, a incerteza final inferida é da ordem de:

- 1.5 % para fótons com câmara cilíndrica
- 1,6-2,6 % para elétrons com câmara de placas paralelas

Deve-se considerar que a incerteza maior associada à medida num dado ponto resultado de uma calibração cruzada deve ser, em geral, da ordem de 1.7 % ( $k=1$ ), sendo o fator de correção da qualidade do feixe relativo ao feixe de referência ( $K_{Q,Q_0}$ ) que contribui de forma mais significativa.

## 7. CURVAS DE RESPOSTA

A sensibilidade das curvas de TCP (*Tumor Control Probabilities*) e NTCP (*Normal Tissue Complication Probabilities*) estão relacionadas ao desvio entre a dose prescrita e a dose dada ao volume alvo. As incertezas na dose entregue ao tumor têm efeito direto em ambas as probabilidades (TCP e NTCP), que se reflete no ângulo do *slope* das curvas, sendo mais crítico em alguns tumores. Tecidos normais de resposta tardia possuem um  $g_{50}$ , região de 50% mais inclinado em cerca de 2-6 vezes maior que os tumores que são da ordem de 1.5 a 2.5. Pacientes com heterogeneidades resulta em curvas de resposta menos inclinadas com valores baixos de  $g$ . Van de Merve et al (2017). No caso de radioterapia adjuvante os valores de  $g$  são bem menores do que os derivados da radioterapia única. Buscar colocar o valor mais exato possível da dose entregue para que a resposta tumoral se encontre na região superior próximo ao máximo da curva e os tecidos normais na parte mais baixa da curva são parte crucial dos objetivos a serem alcançados. Como resultado, deve ocorrer uma melhora na taxa de cura e uma redução significativa na morbidade, ou seja, uma melhor qualidade de vida.

Trabalhos como o de Boyer e Schultheiss (1988) chegam mesmo a associar 1 % de melhoria na incerteza final, com 2% de aumento no controle de tumores iniciais. Nos trabalhos de Mijnheer et al. (1987, 1989) se reconhece que os valores do ICRU#24 (1976) de 5 % ainda são mais realísticos, embora possa esta exigência variar dependendo do tipo de tumor, e talvez um valor de 3.4 % seja o mais adequado, embora em alguns casos possam ser ainda menor.

## 8. O POSSÍVEL IMPACTO DA DOSIMETRIA NAS ANÁLISES DAS CURVAS DE DOSE RESPOSTA COM DOSES MUITO BAIXAS

Vários são os efeitos mais importantes que as incertezas dosimétricas nos estudos epidemiológicos buscam uma correlacionar entre dose e efeito, em especial, as baixas doses, conforme relatado por Gilbert (2009).

Dentre elas, podemos destacar:

- a possibilidade de se estimar com tendência para baixo os riscos, embora uma confusão de fatores, inclusive políticos, possam ser mais tendenciosos do que as incertezas nas doses.

- as incertezas na dosimetria limitam ainda mais a capacidade dos modelos estatísticos de detectar de forma convincente uma relação consistente entre a dose e a resposta de um dado tecido.

Estes dois fatores combinados, ou seja, a baixa significância estatística e as incertezas na dosimetria, ajudam muito pouco na identificação de limiares de efeitos com as doses baixas.

## REFERÊNCIAS

ALLISY, A. Contribution à la mesure de l'exposition produite par les photons émis par le Co-60. *Metrologia*, v. 3, n. 2, p. 41-51, 1967.

ANDREO, P. Uncertainties in dosimetric data and beam calibration. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, v. 19, n. 5, p. 1233-1247, 1990.

ANDREO, P.; BURNS, D. T.; NAHUM, A. E.; SEUNTJENS, J. *Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry*. New York: John Wiley & Sons Inc., 2017.

ARIB, M.; CHEKERKER, H.; BENMOKHTAR, S.; MEGHZIFENE, A. Calibration of plane parallel ionization chambers: a new service for secondary standard dosimetry laboratories? *Med. Dosim.*, v. 26, n. 4, p. 301-304, 2001.

BOGGULA, R.; BIRKNER, M.; LOHR, F.; STEIL, V.; WENZ, F.; WERTZ, H. Evaluation of a 2D detector array for patient-specific VMAT QA with different setups. *Physics in Medicine & Biology*, v. 56, n. 22, 2011.

BOUTILLON, M.; NIATEL M. T. A study of a graphite cavity chamber for absolute measurements of  $^{60}\text{Co}$  gamma rays. *Metrologia*, v. 9, n. 4, p. 139-146, 1973.

BOYER, A. L.; SCHULTHEISS, T. Effects of dosimetric and clinical uncertainty on complication-free local tumor control. *Radiother Oncol*, v. 11, n. 1, p. 65-71, 1988.

DE ALMEIDA, C. E. *A evolução da metrologia das radiações ionizantes no Brasil*. In: Congresso Brasileiro de Metrologia, Rio de Janeiro, 2018.

DE ALMEIDA, C. E. *Bases físicas de um programa de garantia da qualidade em IMRT*. Rio de

DE ALMEIDA C. E. SIBATA C.H. et all. Análise da frequência de erros de cálculo nas fichas de tratamento detectadas no Double check. Boletim ABFM. 1979.

DE ALMEIDA C.E. RODRIGUES L. N., e PADRÃO K. Implantação do Padrão Primário para as Grandezas Exposição e Kerma no ar no LNMRI (Relatório- 2021)

EZZEL, G.; GALVIN, J. M.; LOW, D.; PALTA, J. R.; ROSEN, I.; SHARPE, M. B.; XIA, P.; XIAO, Y.; XING, L.; YU, C. X. Guidance document on delivery, treatment planning and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. *Med. Phys.*, v. 30, n. 8, p. 2089-2115, 2003.

GILBERT, E. S. The impact of dosimetry uncertainties on dose-response analyses. *Health Phys.*, v. 97, n. 5, p. 487-492, 2009.

HUSSEIN, M.; ADAMS E. J.; THOMAS, J. J.; CLARK, C. H.; NISBET, A. A critical evaluation

IAEA. Technological Reports Series nº 398. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. Vienna: IAEA, 2000.

MAHMOOD, T.; IBRAHIM, M.; AQUEEL, M. Uncertainty assessment: relative versus absolute point dose measurement for patient specific Quality Assurance in EBRT. *Progress in Medical Physics*, v. 28, n. 3, p. 111-121, 2017

McEWEN. M. Primary standards of air kerma for 60C and x-rays and absorbed dose in photon and electron beams. *AAPM Summer School*, 2009.

MIJNHEER, B. J.; BATTERMANN, J. J.; WAMBERSIE, A. Reply to: Precision and accuracy in radiotherapy. *Radiother Oncol*, v. 14, n. 2, p. 163-167, 1989.

MIJNHEER, B. J.; BATTERMANN, J. J.; WAMBERSIE, A. What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy? *Radiother Oncol*, v. 8, n. 3, p. 237-252, 1987.

SEUNTJENS, J.P; ROSS, C. K.; SHORTT, K. R.; ROGERS, D. W. Absorbed-dose beam quality conversion factors for cylindrical chambers in high energy photon beams. *Med Phys.*, v. 27, n. 12, p. 2763-2778, 2000.

THWAITES. D.I. Uncertainties at the end point of the basic dosimetry chain. *IAEA. Measurement Assurance in Dosimetry 239-255, 2011*

WEAST, R. C. Handbook of Chemistry and Physics. 64. ed. Florida: CRC Press, 1984.

### Exercício 1:

#### **CÁLCULO DAS INCERTEZAS DE MEDIÇÃO ASSOCIADAS À DETERMINAÇÃO DA TAXA DE KERMA NO AR DE REFERÊNCIA, COM CÂMARA DE IONIZAÇÃO TIPO DEDAL**

$u_{k1}$ ) Medição da duração de cada irradiação. *Incerteza tipo B.*

É utilizado o relógio interno do eletrômetro para a contagem do tempo de irradiação, cuja precisão fornecida pelo fabricante é de 1ms. Como o tempo médio de irradiação é de, no mínimo, 120 s pode-se aplicar uma distribuição retangular para se determinar a incerteza (caso o tempo de irradiação seja menor do que 120 s deve-se refazer o cálculo abaixo):

$$u_{k1} = \frac{\text{Precisão} * 100\% / \text{Tempo total}}{\sqrt{3}} = \frac{0,001 * 100\% / 120}{\sqrt{3}} = 0,00048\% \approx 0,0005\%$$

$u_{k2}$ ) Corrente de fuga. *Incerteza tipo A.*

Determinar a corrente de fuga do instrumento e dividir pela menor corrente obtida durante as medições.

$$u_{K2} = \frac{I_{\text{fuga}} * 100\%}{\text{Menor Corrente}}$$

$u_{K3}$ ) Resolução do eletrômetro. *Incerteza tipo B.*

Como o instrumento é do tipo digital com resolução de 4 dígitos a resolução é de 0,001. Então aplicando uma distribuição padrão retangular, obtém-se:

$$u_{K3} = \frac{RES(\%)}{\sqrt{3}} = \frac{0,001 * 100\%}{\sqrt{3}} \approx 0,05\%$$

$u_{K4}$ ) Tensão aplicada pelo eletrômetro à câmara de ionização. *Incerteza tipo B.*

A variação da tensão de polarização da câmara de ionização varia entre  $\pm 0,5$  V, segundo o manual do fabricante do eletrômetro. Como a tensão utilizada é de  $\pm 300$  V, aplicando-se uma distribuição padrão retangular, obtém-se:

$$u_{K4} = \frac{\Delta V * 100\% / V}{\sqrt{3}} = \frac{0,5 * 100 / 300}{\sqrt{3}} \approx 0,1\%$$

$u_{K5}$ ) Densidade do ar. *Incerteza tipo B.*

O termômetro utilizado possui uma precisão de 0,1°C e o barômetro utilizado possui precisão de 1 hPa. Aplicar uma distribuição padrão retangular à precisão do termômetro e do barômetro utilizados.

$$u_T = \frac{\Delta T * 100\% / T}{\sqrt{3}} = \frac{0,1 * 100 / 293}{\sqrt{3}} \approx 0,0197\%$$

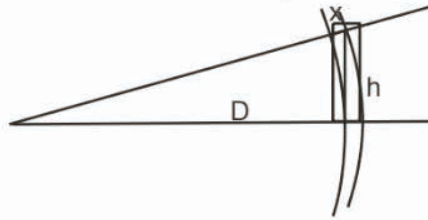
$$u_P = \frac{\Delta P * 100\% / P}{\sqrt{3}} = \frac{1 * 100 / 1000}{\sqrt{3}} \approx 0,058\%$$

$$u_{K5} = \sqrt{(u_T^2 + u_P^2)} = 0,06\%$$

$u_{K6}$ ) Divergência do feixe de radiação da fonte. *Incerteza tipo B.*

A menor distância entre a fonte e a câmara (D) é de 100 mm. O eletrodo central de coleta de carga da câmara de ionização possui 23,5 mm de comprimento (2h), sendo que metade dessa distância fica abaixo da linha que passa pelo centro da fonte e pelo centro da câmara. Considerando a fonte puntual (isotrópica), a extremidade do eletrodo ficará mais distante da fonte do que o centro em (veja figura abaixo):

$$(D+x)^2 = D^2 + h^2 \Rightarrow x = \sqrt{D^2 + h^2} - D \Rightarrow x = \sqrt{100^2 + 11,2^2} - 100 = 0,625mm$$



Esse valor é estimado para a câmara em uso e depende da medição da distância (D) e do comprimento do eletrodo (2h). Então se pode aplicar uma distribuição padrão retangular à divergência do feixe:

$$u_{K6} = \frac{(x/D) * 100\%}{\sqrt{3}} = \frac{0,625 * 100\% / 100}{\sqrt{3}} \approx 0,4\%$$

$u_{K7}$ ) Repetitividade da medição da carga. *Incerteza tipo A.*

Desvio padrão de uma série de medições de carga, dividido pelo valor médio das medições e multiplicado por 100%.

$$u_{K8} = \frac{(\text{Desvio Padrão das leituras}) * 100\%}{\text{Valor médio das leituras}}$$

$u_{K9}$ ) Coeficiente de calibração para  $^{192}\text{Ir}$ . *Incerteza tipo B.*

Obtido pela propagação de erros na equação de interpolação entre os coeficientes de calibração da câmara de ionização tipo dedal para  $^{60}\text{Co}$  e raios-X de 250 kV (CSR = 2,5 mmCu).

$$u_{K8} = \sqrt{\sum_i \left( \frac{\partial N_k(Ir)}{\partial x_i} u_i \right)^2}$$

$u_{K9}$ ) Incerteza no cálculo do fator  $f$  utilizado para determinar a taxa de kerma no ar de referência. *Incerteza do tipo A.*

Valor obtido a partir da solução de 35 conjuntos de equações de terceiro grau, onde são introduzidas as medições das distâncias e das cargas para as irradiações com a fonte de  $^{192}\text{Ir}$ . O valor de  $f$  é obtido pela média e desvio padrão das soluções dos 35 conjuntos de equações do terceiro grau.

$$u_{K9} = \frac{(\text{Desvio Padrão de } f) * 100\%}{\text{Valor Médio de } f}$$

|          | Incerteza Relativa (%) |        |
|----------|------------------------|--------|
|          | Tipo A                 | Tipo B |
| $u_{K1}$ |                        | 0,0005 |
| $u_{K2}$ | DETERMINAR             |        |
| $u_{K3}$ |                        | 0,03   |
| $u_{K4}$ |                        | 0,10   |
| $u_{K5}$ |                        | 0,06   |
| $u_{K6}$ |                        | 0,40   |
| $u_{K7}$ | DETERMINAR             |        |
| $u_{K8}$ |                        | 0,42   |
| $u_{K9}$ | DETERMINAR             |        |

Tabela 1 – Incertezas relativas associadas aos parâmetros utilizados para a determinação da taxa de kerma no ar de referência utilizando o método de 7 distâncias do LCR e uma câmara de ionização tipo dedal. Os valores a DETERMINAR na tabela devem ser obtidos em cada medição.

## A) INCERTEZA PADRÃO COMBINADA ASSOCIADA À TAXA DE KERMA NO AR DE REFERÊNCIA

A incerteza padrão combinada ( $u_c$ ) associada à taxa de kerma no ar de referência é obtida pela raiz quadrada da soma quadrática de todas as contribuições do **tipo A** ( $\sum u_A$ ) e do **tipo B** ( $\sum u_B$ ) determinadas no item (A) de acordo com recomendações do Bureau International de Poids et Mèsure (BIPM):

$$u_c^2 = \sum u_A^2 + \sum u_B^2$$

## Exercício 2. CÁLCULO DAS INCERTEZAS DE MEDIÇÃO ASSOCIADAS À CÂMARA DE IONIZAÇÃO TIPO POÇO

$u_1$ ) Incerteza padrão combinada associada à taxa de kerma no ar de referência determinada com uma câmara de ionização tipo dedal. *Incerteza tipo B.*

É a soma das incertezas determinadas no item (B), acima.

$$u_1 = u_c$$

$u_2$ ) Medição da duração de cada irradiação. *Incerteza tipo B.*

É utilizado o relógio interno do eletrômetro para a contagem do tempo de irradiação, cuja precisão fornecida pelo fabricante é de 1ms. Como o tempo médio de irradiação é de, no mínimo, 20 s pode-se aplicar uma distribuição retangular para se determinar a incerteza (caso o tempo de irradiação seja menor do que 20 s deve-se refazer o cálculo abaixo):

$$u_2 = \frac{\text{Precisão} * 100\% / \text{Tempo total}}{\sqrt{3}} = \frac{0,001 * 100\% / 30}{\sqrt{3}} = 0,00193\% \approx 0,002\%$$

u<sub>3</sub>) Corrente de fuga. *Incerteza tipo A.*

Determinar a corrente de fuga do instrumento e dividir pela menor corrente obtida durante as medições.

$$u_3 = \frac{I_{\text{fuga}} * 100\%}{\text{Menor Corrente}}$$

u<sub>4</sub>) Resolução do eletrômetro. *Incerteza tipo B.*

Como o instrumento é do tipo digital com resolução de 4 dígitos a resolução é de 0,001. Então aplicando uma distribuição padrão retangular, obtém-se:

$$u_4 = \frac{RES(\%)}{\sqrt{3}} = \frac{0,001 * 100\%}{\sqrt{3}} \approx 0,05\%$$

u<sub>5</sub>) Tensão aplicada pelo eletrômetro à câmara de ionização. *Incerteza tipo B.*

A variação da tensão de polarização da câmara de ionização varia entre  $\pm 0,5$  V, segundo o manual do fabricante do eletrômetro. Como a tensão utilizada é de  $\pm 300$  V, aplicando-se uma distribuição padrão retangular, obtém-se:

$$u_5 = \frac{\Delta V * 100\% / V}{\sqrt{3}} = \frac{0,5 * 100 / 300}{\sqrt{3}} \approx 0,1\%$$

u<sub>6</sub>) Densidade do ar. *Incerteza tipo B.*

O termômetro utilizado possui uma precisão de 0,1°C e o barômetro utilizado possui precisão de 1 hPa. Aplicar uma distribuição padrão retangular à precisão do termômetro e do barômetro utilizados.

$$u_T = \frac{\Delta T * 100\% / T}{\sqrt{3}} = \frac{0,1 * 100 / 293}{\sqrt{3}} \approx 0,0197\%$$

$$u_P = \frac{\Delta P * 100\% / P}{\sqrt{3}} = \frac{1 * 100 / 1000}{\sqrt{3}} \approx 0,058\%$$

$$u_6 = \sqrt{(u_T^2 + u_P^2)} = 0,06\%$$

u<sub>7</sub>) Anisotropia da fonte. *Incerteza tipo B.*

Esse valor é fornecido pelo fabricante da câmara poço.

$$u_7 = 0,1\%$$

u<sub>8</sub>) Posicionamento da fonte. *Incerteza tipo B.*

Esse valor é obtido pela medição da posição da fonte no interior da câmara poço, para se obter a maior carga coletada no eletrômetro. Esse valor é estimado e pode ser adotado como:

$u_8=0,1\%$

$u_9$ ) Repetitividade da leitura da carga. *Incerteza tipo A*.

Desvio padrão de uma série de medições de corrente, dividido pelo valor médio das medições e multiplicado por 100%.

$$u_9 = \frac{(\text{Desvio Padrão das medições de corrente}) * 100\%}{\text{Valor médio das medições de corrente}}$$

|       | Incerteza Relativa (%) |            |
|-------|------------------------|------------|
|       | Tipo A                 | Tipo B     |
| $u_1$ |                        | DETERMINAR |
| $u_2$ |                        | 0,002      |
| $u_3$ | A DETERMINAR           |            |
| $u_4$ |                        | 0,05       |
| $u_5$ |                        | 0,1        |
| $u_6$ |                        | 0,06       |
| $u_7$ |                        | 0,1        |
| $u_8$ |                        | 0,1        |
| $u_9$ | A DETERMINAR           |            |

Tabela 2 – Incertezas relativas associadas aos parâmetros utilizados para a determinação do coeficiente de calibração de uma câmara poço calibrada em fonte de <sup>192</sup>Ir. Os valores a DETERMINAR na tabela devem ser obtidos em cada medição.

**INCERTEZA PADRÃO COMBINADA ASSOCIADA AO COEFICIENTE DE CALIBRAÇÃO DE UMA CÂMARA POÇO CALIBRADA EM FONTE DE <sup>192</sup>Ir DE ALTA TAXA DE DOSE NA GRANDEZA TAXA DE KERMA NO AR DE REFERÊNCIA**

A incerteza padrão combinada ( $u_c$ ) associada ao coeficiente de calibração da câmara tipo poço calibrada em fonte de <sup>192</sup>Ir na grandeza taxa de kerma no ar de referência é obtida pela raiz quadrada da soma quadrática de todas as contribuições do **tipo A** ( $\sum u_A$ ) e do **tipo B** ( $\sum u_B$ ) de acordo com recomendações do Bureau International de Poids et Mesures (BIPM):

$$u_c^2 = \sum u_A^2 + \sum u_B^2$$

## INCERTEZA EXPANDIDA ASSOCIADA AO COEFICIENTE DE CALIBRAÇÃO DE UMA CÂMARA POÇO CALIBRADA EM FONTE DE <sup>192</sup>Ir DE ALTA TAXA DE DOSE NA GRANDEZA TAXA DE KERMA NO AR DE REFERÊNCIA

A incerteza expandida (U) associada ao coeficiente de calibração da câmara tipo poço calibrada em fonte de <sup>192</sup>Ir na grandeza taxa de kerma no ar de referência é obtida pela multiplicação do fator de abrangência (k) pela incerteza padrão combinada ( $u_c$ ) determinada no item (D) acima.

A incerteza expandida deve ser expressa para um intervalo de confiança de 95,45% e o valor do fator de abrangência (**k**) deve estar compreendido entre 2 e 3.

A incerteza expandida deve ser apresentada com um intervalo ( $\pm$ ) e com 2 algarismos significativos, podendo ser expressa na mesma unidade do resultado de calibração ou em valores percentuais:

$(154,3 \pm 2,4) \text{ nC}$  ou  $154,3 \text{ nC} \pm 16\%$ .

O valor numérico final da incerteza expandida deve ser arredondado conforme as regras usuais de arredondamento, entretanto, se o arredondamento diminui o valor numérico da incerteza de medição em mais de 5%, recomenda-se que o arredondamento seja feito para cima.

**Carlos Eduardo de Almeida**

**Camila Salata**  
Colaboradora

## 1. INTRODUÇÃO

Uma solução aquosa acrescida de vários produtos químicos, sendo o principal o ácido sulfúrico, chamada de dosímetro Fricke tem sido usada como dosímetro desde 1929, como relatado por Fricke and Sterne (1929). Por muitos anos esse era o único sistema cuja exatidão e precisão se aproximava dos métodos ionométricos.

As espécies reativas resultantes da interação da radiação com o meio (como elétrons livres, íons, átomos e moléculas em estados excitados) produzem reações químicas que podem resultar numa série de produtos. Se esses produtos forem estáveis e mensuráveis, potencialmente podem se tornar um dosímetro químico. Neste capítulo trataremos apenas do dosímetro Fricke por ser utilizado como padrão primário, embora várias tentativas tenham sido feitas com outras soluções. Os trabalhos de Klassen et al. (1999) e Fricke e Hart (1966) podem ser usados como excelente complemento a esta discussão.

Com uma composição de 96% de água e subprodutos que não alteram

significativamente sua composição atômica, pode-se assumir que sua equivalência e atenuação seja igual à da água.

Um dos problemas que limita o seu amplo uso nos vários domínios de aplicação da radiação é o fato de sua sensibilidade não ser ideal para doses baixas, sendo por isso limitado à radioterapia ou às aplicações industriais em laboratórios de metrologia com precisão e exatidão elevadas.

## 2. CARACTERÍSTICAS GERAIS DO DOSÍMETRO FRICKE

Quando se trata de detectores, três características importantes devem ser observadas:

- A linearidade de resposta com a dose. Esta característica pode ser observada em especial no intervalo de doses entre 8 e 40 Gy, em que as medições apresentam um ajuste de 0,99856 e uma desvio padrão de 0,01843 (de Almeida et al., 2014).
- Estabilidade da resposta da solução com o tempo, que no caso do dosímetro Fricke é o resultado de um cuidado grande na preparação e armazenagem da solução.
- Especialmente no caso de dosímetros químicos, deve-se avaliar uma possível interação

da solução com a parede de plástico, que contém a solução que pode não ser desprezível. Este efeito é mostrado na Figura 1A, variando o contato da solução Fricke com o frasco mostrado na Figura 1B, ao longo de 12 semanas.

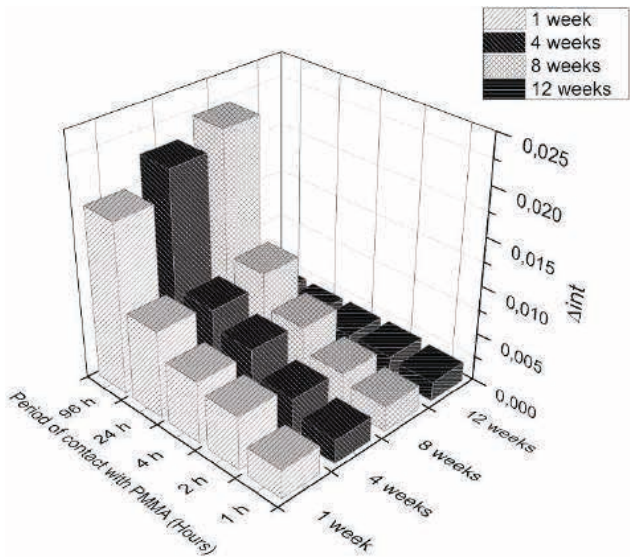


Figura 1A – Variação do efeito do contato do plástico com a solução ao longo de 12 semanas, quando o efeito se torna desprezível.

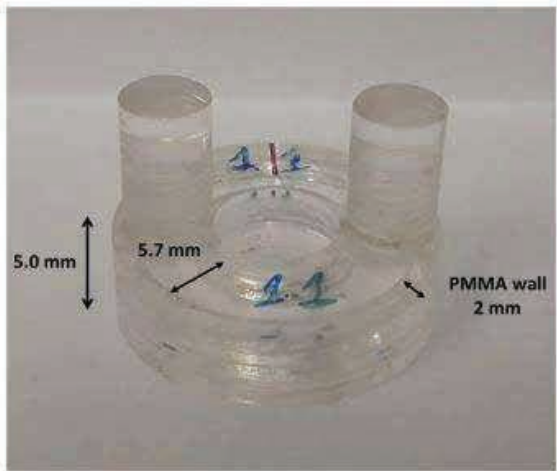


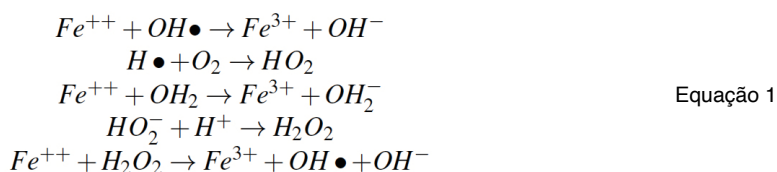
Figura 2B – Frasco usado para as medições do estudo da interação da solução com o PMMA.

Fonte: Adaptado de Pickler et al. (2021).

### 3. TEORIA BÁSICA

Com uma composição basicamente composta de água, a interação da radiação com a solução Fricke produzirá radicais livres, incluindo átomos de hidrogênio ( $H\bullet$ ), radicais hidroxílicos ( $OH\bullet$ ) e elétrons hidratados ( $e^-$ ), além de  $H^+$  e  $OH^-$ , enquanto os produtos moleculares serão hidrogênio ( $H_2$ ) e peróxido de hidrogênio ( $H_2O_2$ ).

Embora esses produtos inicialmente sejam distribuídos de maneira não uniforme, em pouco tempo, da ordem de 1 ms, eles reagem por um processo de difusão de maneira uniforme. Desse modo, mais de 50 reações químicas permitirão a conversão de íons ferrosos ( $Fe^{2+}$ ) em íons férricos ( $Fe^{3+}$ ), dentre elas pode-se destacar como mais importantes as seguintes reações:



O limite inferior de detecção da solução Fricke depende do processo e de sua precisão, enquanto o limite superior depende principalmente do nível de oxigênio presente na solução, sendo em geral da ordem de 400 Gy. Na faixa de 5 a 25 Gy, a precisão necessária deve ser da ordem de 0,1 %, o que torna o dosímetro Fricke muito útil para uso na faixa de terapia, mas limitado para níveis de dose encontrados no ambiente de proteção radiológica.

### 4. DETERMINAÇÃO DO RENDIMENTO QUÍMICO $G(Fe^{3+})$ .

O **yield**, ou rendimento químico para conversão de íons ferrosos ( $Fe^{2+}$ ) em íons férricos ( $Fe^{3+}$ ), apresenta uma dependência energética importante, tendo o seu valor diminuído com a redução da energia ou com o aumento da transferência linear de energia (LET), tendendo a um valor assintótico para energias até a do  $^{60}Co$ , conforme a Figura 2 abaixo. Para energias a partir da do  $^{60}Co$ , os valores de  $G(Fe^{3+})$  tendem a estabilizar, e a curva deixa de ser assintótica e se aproxima de um *plateau*.

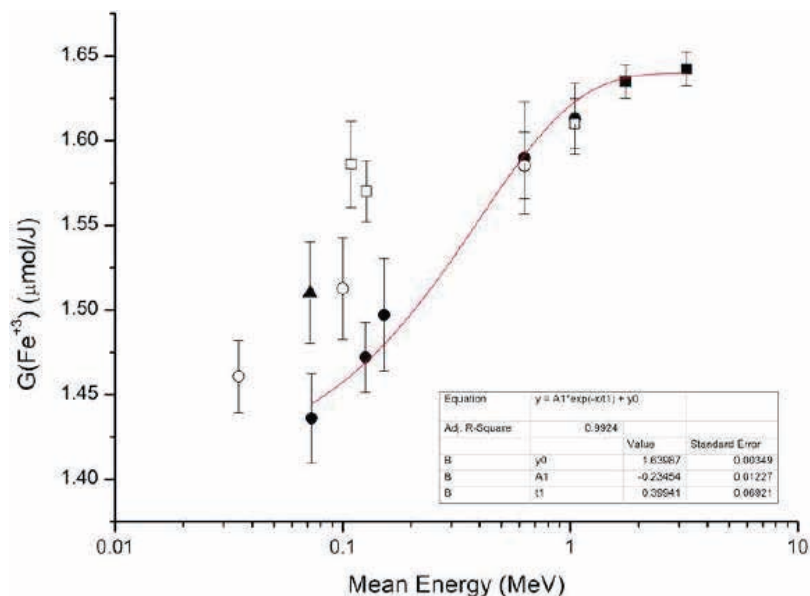


Figura 2 – Curva ajustada dos valores  $G(\text{Fe}^{3+})$  obtidos por Salata et al. (2018) (círculos preenchidos) para as qualidades de raios X de 150 kVp, 250 kVp, 300 kVp e fontes de  $^{137}\text{Cs}$  e  $^{60}\text{Co}$ , e dos pontos obtidos de Klassen et al. (1999) (quadrados preenchidos) para 6 MV e 10 MV, plotados em relação à energia média (MeV). Os círculos vazios são os valores relatados por Fregene et al. (1967), os quadrados vazios são os valores relatados por McEwen et al. (2014) e o triângulo completo é o valor relatado por Shalek et al. (1969). As barras representam a incerteza combinada ( $k=2$ ).

Fonte: Salata et al. (2018).

Os valores de  $G(\text{Fe}^{3+})$  também têm sensibilidade à taxa de dose, em especial quando a concentração dos produtos iniciais é elevada, de forma que ao interagirem entre si pode haver uma recombinação inicial leve, semelhante em princípio ao que acontece com uma câmara de ionização.

A dependência com a energia está mais ligada à LET do que ao espectro de energia do feixe. Embora não seja crítico, ainda é discutido se deve-se considerar a energia média dos fótons ou dos elétrons.

O valor de  $G(\text{Fe}^{3+})$  pode ser medido diretamente por métodos ionométricos ou calorimétricos, com um grau de exatidão maior do que se calculado a partir de equações. Deve-se observar que, como o oxigênio é necessário para a reação e sua preparação é sempre feita na presença de ar, à medição que o oxigênio é reduzido o yield dos íons férricos diminui, limitando a dose máxima a 400 Gy.

Três métodos podem ser usados para a obtenção do valor de  $G(\text{Fe}^{3+})$ :

## Método 1. Interpolação a partir de dados publicados

Alguns autores como Fregene et al. (1967) e Klassen et al. (1999) publicaram dados de  $G(\text{Fe}^{3+})$ , porém são dados dispersos e sem muitos detalhes experimentais e estatísticos, e de Almeida et al (2014) utilizaram os valores publicados na literatura para obter o valor de  $G(\text{Fe}^{3+})$ .

## Método 2. Medições ionométricas

O rendimento químico pode também ser obtido através de medições ionométricas, como relatado por McEwen et al. (2014), Franco, et al.(2011) e Rosado et al. (2020). Franco, de Almeida e Gavazzi (2011) obtiveram os valores de  $G(\text{Fe}^{3+})$  para energias de fótons de 6 MV e para fontes de  $^{192}\text{Ir}$  e  $^{60}\text{Co}$ , usando uma câmara de ionização, de acordo com o algoritmo proposto pelo TRS#398 (IAEA, 2000), e uma metodologia de medição direta na qualidade do feixe escolhido.

Em seu trabalho, Franco et al (2011)utilizaram um suporte com três furos em posição equidistante de 2,5 cm, mostrados na Figura 3, colocados em um fantoma de água para as medições em feixes de radiação gama do  $^{60}\text{Co}$  e fótons de 6 MV. Nesse suporte, uma câmara de ionização do tipo cilíndrica, com volume nominal de  $0,6\text{ cm}^3$  é colocada na luva central, e as outras duas luvas similares são preenchidas com a solução Fricke, garantindo que o volume de solução colocado dentro das luvas seja o mesmo volume da câmara de ionização, de modo que, do ponto de vista geométrico, sejam idênticos. Nesse experimento, as posições da câmara e das luvas com solução Fricke foram trocadas várias vezes para minimizar as incertezas posicionais e quaisquer diferenças associadas à planura do feixe.

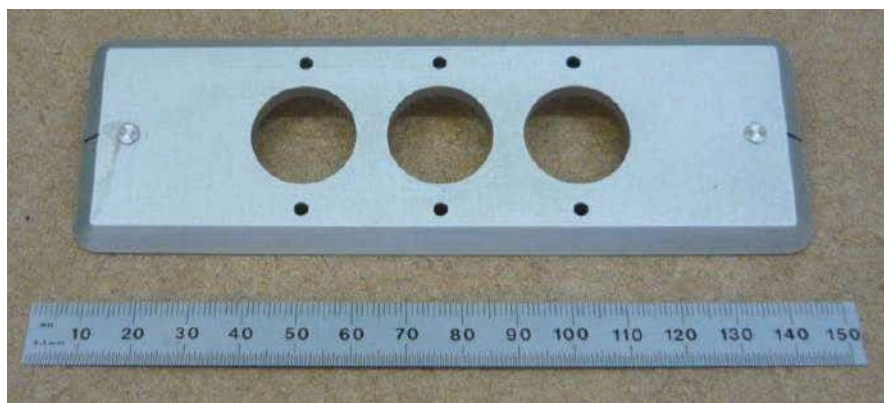


Figura 3 – Suporte para posicionamento das luvas de PMMA com os dosímetros Fricke e a câmara de ionização para irradiação no feixe de radiação gama de  $^{60}\text{Co}$  e fótons de 6 MV.

Fonte: Ranco, de Almeida e Gavazzi (2011).

Para o caso das medições de  $G(\text{Fe}^{3+})$  para a fonte de  $^{192}\text{Ir}$ , utilizaram o suporte mostrado na Figura 4. Na luva central, a fonte de  $^{192}\text{Ir}$  é posicionada através de um cateter, e, nas posições simetricamente laterais, as soluções Fricke e/ou a câmara de ionização são posicionadas de forma alternada.



Figura 4 – Foto do fantoma utilizado nas medições com  $^{192}\text{Ir}$ , com as 5 luvas de PMMA.

Fonte: Franco, de Almeida e Gavazzi (2011).

Esta metodologia desenvolvida por Franco et al (2011) permitiu o cálculo de  $G(\text{Fe}^{3+})$  diretamente na qualidade do feixe desejado. Os valores de  $G(\text{Fe}^{3+})$  relatados para  $^{60}\text{Co}$ , 6 MV e  $^{192}\text{Ir}$  através do método ionométrico são valores compatíveis com os dados da literatura, com uma incerteza expandida de 1,8 % ( $k=2$ ).

**Dicas:**

- O tempo de estabilização das câmaras e de limpeza dos suportes é fundamental para se obter uma boa repetibilidade das medições.

### **Método 3. Estimar os valores de $G(\text{Fe}^{3+})$ a partir dos produtos primários em termos dos *yields* devido à radiólise da solução**

Esta é uma proposta viável, porém os resultados não são muito confiáveis. Por exemplo, Meesungnoen et al. (2001) estimou os valores de  $G(\text{Fe}^{3+})$  para uma fonte de  $^{192}\text{Ir}$  usando o ajuste estatístico para a faixa de energia entre 80 keV e  $^{60}\text{Co}$  e seus dados publicados para  $^{137}\text{Cs}$ .

Esses valores podem ser usados no formalismo empírico por meio da equação para calcular o valor de  $G(\text{Fe}^{3+})$  para cada 100 eV de energia absorvida:

$$G_x = \sum_{i=0}^4 \alpha_i \cdot (\ln LET)^i \quad \text{Equação 2}$$

Onde os coeficientes  $i$  ( $i = 0 - 4$ ) são usados para expressar as variações de LET para radicais e para a radiólise da solução aquosa de 0,4 M  $\text{H}_2\text{SO}_4$  a uma temperatura ambiente. A Figura 5 mostra valores interpolados de LET para energia média do  $^{192}\text{Ir}$ , usando dados publicados e dois tipos de ajustes.

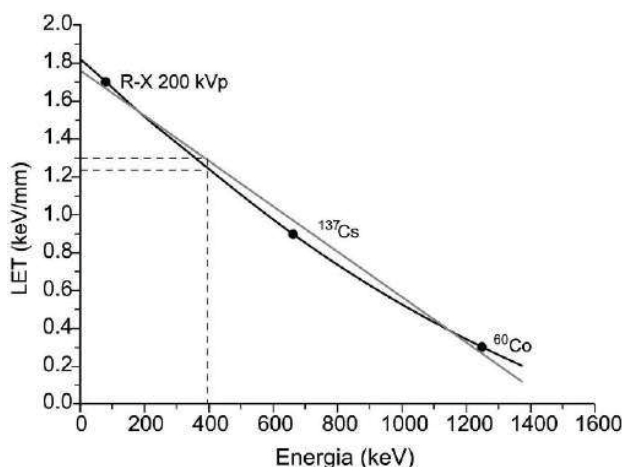


Figura 5 – Valores interpolados de LET para energia média do  $^{192}\text{Ir}$  usando dados publicados e dois tipos de ajustes.

Fonte: de Almeida et al. (2014).

Algumas dessas reações, embora mais lentas, com meia-vida da ordem de 14s, não chegam a influenciar a medição da concentração de  $\text{Fe}^{3+}$ .

O *yield* da reação química identificada com X é expressa como o número de átomos ou moléculas produzidas para cada 100 eV de energia absorvida do feixe de radiação, sendo denominado de  $G(X)$ .

Das reações acima descritas, na Equação 1 pode-se inferir que:

$$G(\text{Fe}^{3+}) = 3G_{\text{H}\bullet} + G_{\text{OH}\bullet} + 2G_{\text{H}_2\text{O}_2} \quad \text{Equação 3}$$

ou seja, o *yield* do íon férrico pode ser calculado desde que os *yields* de  $\text{H}_2\text{O}_2$ , H e OH sejam conhecidos.

## Implementação da Dosimetria Fricke

No dosímetro Fricke, o número de íons  $\text{Fe}^{3+}$  é proporcional à dose depositada na solução, e sua concentração normalmente é medida com um espectrofotômetro de absorção que possua dois picos bem distintos com comprimentos de 224 e 303 nm e uma resolução da ordem de 0,00001.

O espectrofotômetro de duplo feixe de alta precisão com compartimentos para quatro cubetas de 1 cm ou 5 cm de comprimento óptico deve ser o indicado a exemplo do descrito na Figura 6. Os compartimentos devem conter as cubetas com solução irradiada, solução controle para definir e subtrair o sinal de background e um filtro para monitorar a sensibilidade do espectrofotômetro.

### **Dicas:**

- É recomendado que a repetitividade do comprimento de onda seja verificada periodicamente por um conjunto de filtros de absorbância padrão rastreáveis.

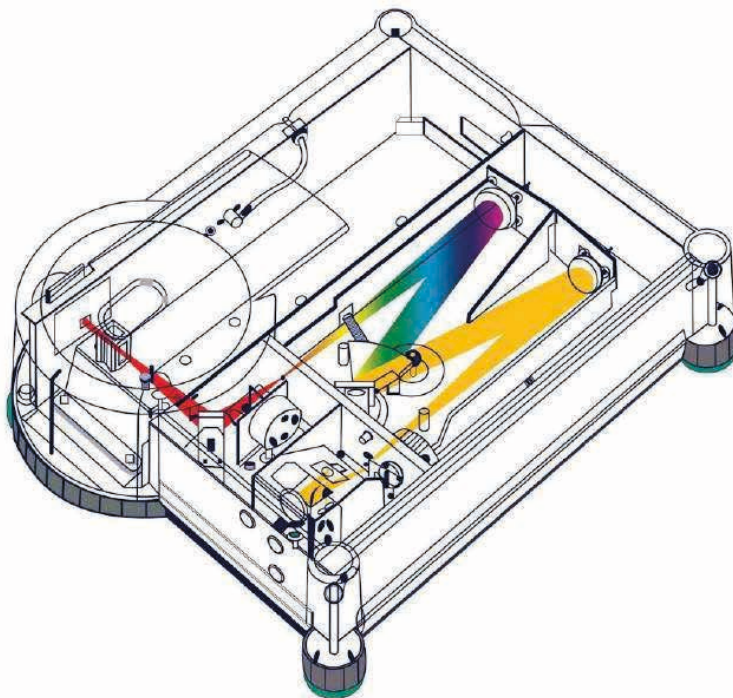


Figura 6 – Diagrama típico de espectrofotômetro modelo Varian Cary 50 com duplo feixe.

Fonte: Catálogo Varian (2021).

A concentração de  $\text{Fe}^{3+}$  ou, mais precisamente, de complexos de sulfato de  $\text{Fe}^{3+}$ , Jayson, Parsons and Swallow(1973), é medição no espectrofotômetro em seu máximo de absorção. O primeiro pico de absorção do  $\text{Fe}^{3+}$  está em 224 nm, e o segundo na faixa de 302 a 305 nm, dependendo do espectrofotômetro usado Brandan et al., (2014), conforme ilustrado na Figura 7.

Embora o primeiro pico seja de 224 nm, a recomendação é que a medição da solução Fricke seja realizada no segundo pico, uma vez que muitas impurezas que podem estar na solução também são lidas em 224 nm Fricke and Hart (1966).

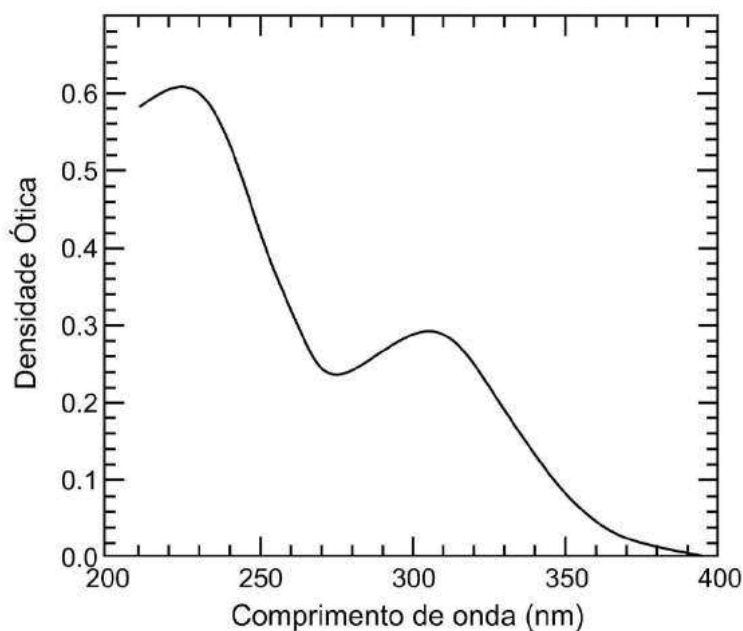


Figura 7 – Espectro típico de absorção dos íons de  $\text{Fe}^{3+}$ , sendo possível em um dos picos de absorção(224 nm ou 302-305 nm).

Fonte: Adaptado de Scharf e Lee (1962).

As soluções controle e irradiadas são colocadas em cubetas de quartzo com caminho óptico, em geral, de 10 mm ou 50 mm, quando necessário aumentar a sensibilidade, e assumindo que a luz é absorvida uniformemente na solução, de acordo com a lei de Lambert-Beer, conforme equação 4:

$$I = I_0 \times e^{-c \times \epsilon \times L} \quad \text{Equação 4}$$

Onde:

$I_0$  e  $I$  = as intensidades de luz medições nas soluções controle e irradiadas respectivamente,

$c$  = a concentração da espécie absorvente ( $\text{mol.L}^{-1}$ ).

$L$  = o caminho óptico (cm).

$\epsilon$  = o coeficiente de absortividade molar ( $\text{cm}^{-1}.\text{mol}^{-1}.\text{L}$ ).

Como a densidade óptica (OD) ou a absorbância da solução são grandezas adimensionais, a relação pode ser definida como:

$$OD = \log_{10} \left( \frac{I_0}{I} \right) = CX \quad \text{Equação 5}$$

## 5. PREPARO DA SOLUÇÃO

A preparação cuidadosa da solução Fricke é uma das etapas mais importantes do processo. A vidraria de laboratório deve ser extremamente limpa, e sugere-se o seguinte procedimento para essa limpeza:

- Primeiramente, toda a vidraria deve ser limpa com solução de Extran® diluído em água a 5 %, enxaguada no mínimo 10 vezes.
- Em seguida, preenchida com ácido sulfúrico 96%, que permanece na vidraria por pelo menos 24 horas.
- Após esse período, a vidraria deve ser enxaguada novamente por no mínimo 10 vezes e a seguir seca em uma estufa.
- A solução Fricke deve ser preparada com produtos químicos de alta pureza, em um balão volumétrico. Para o preparo de 1 litro de solução, primeiramente, 22 ml de ácido sulfúrico com 98% de pureza são diluídos em 250 ml de água ultrapura (sistema Millipore Milli-Q). A mistura água- ácido deve ser pré-irradiada com 10 - 20 Gy. Essa etapa de pré- irradiação está incluída na preparação da solução de Fricke para reduzir a influência de traços de impurezas presentes no ácido sulfúrico, conforme descrito por Palm e Mattsson (2000). Decorrida 1 hora após a irradiação, 0,06 g de cloreto de sódio  $[\text{NaCl}]$  (99,5%) e 0,392 g de amônio ferro (Olszanski et al, 2002) sulfato hexa-hidratado  $[(\text{NH}_4)_2\text{Fe}(\text{SO}_4)_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}]$  (99%) devem ser adicionados à mistura irradiada de água com o ácido. A água Milli-Q deve ser adicionada ao frasco volumétrico para atingir um volume final desejado, neste caso, de 1 L. O frasco contendo a solução de Fricke deve então ser tampado e armazenado longe da luz por no mínimo 24 horas antes do uso.

**Dicas:**

- A qualidade da água é fundamental para a preparação de uma boa solução, por ser uma água ultrapura obtida por um equipamento de purificação de água chamado mili-Q.

A água que alimenta o mili-Q é produzida por destilação ou deionização convencional, produzindo água do tipo I, e, segundo as normas da ASTM (*American Society for Testing Materials*), requer o uso de uma membrana filtrante em sua purificação (de Almeida et al., 2014).

As especificações, segundo a ASTM, da água mili-Q são: condutividade máxima (S/cm a 25°C) = 0,056, resistividade mínima (M.cm a 25°C) = 18,0, TOC (carbono orgânico total) máximo (g/l) = 100, sódio máximo (g/l) = 1, sílica máxima (g/l) = 3, cloreto máximo (g/l) = 1

**Dicas:**

- Os produtos químicos devem ser pesados em balança analítica com uma resolução de 0,0005 g, e a densidade deve ser, em geral, da ordem 1,0227 g.cm<sup>-3</sup> a 25 °C e medição com densímetro calibrado a 22 °C e resolução de 0,0001 g.cm<sup>-3</sup>.
- Medições de OD diárias devem ser feitas durante pelo menos 10 dias até que a solução se mostre quimicamente estável, de forma a se evitar uma correção pelo desvanecimento do sinal e identificação de impurezas que possam causar uma variação nos níveis de oxigênio.

Contaminantes afetam os resultados, portanto devem ser evitados usando- se, além de produtos químicos de alta pureza, vidraria e cubetas de quartzo muito limpas, conforme descrição cuidadosa feita por Olszanski et al. (2002).

Uma das formas de verificar a limpeza da cubeta é controlar a medição da absorbância da água Mili-Q. Antes de cada leitura de solução Fricke, a cubeta deve ser preenchida com água Milli-Q, e a absorbância lida. Se a leitura da absorbância em 304 nm estiver dentro da faixa considerada aceitável, ou seja, de acordo com os valores de referência feitos pelo laboratório, a cubeta pode ser considerada limpa, caso contrário, deve ser limpa novamente. Após a irradiação, a solução é colocada em cubetas de quartzo, como a ilustrada na Figura 8, e inserida no compartimento do espectrofotômetro.



Figura 8 – Cubeta de quartzo de 1 cm de caminho óptico.

Fonte: Catalogo Varian (2021).

**Dicas:**

- Limpe as cubetas sempre com solução não irradiada após seu uso.

Como o *yield* da reação que produz o íon de  $\text{Fe}^{3+}$  varia com a temperatura da solução no meio irradiado (0,12 % por grau Kelvin) e o coeficiente de absortividade molar varia com a temperatura durante a leitura (0,13 % e 0,69 % por grau Kelvin a 304 nm, respectivamente), conforme equação 6, recomenda-se medir a temperatura durante a irradiação com um termistor, sendo altamente recomendável usar um banho térmico durante a leitura para reduzir as incertezas devido a variações térmicas ambientais. A variação da densidade óptica pode ser registrada automaticamente pelo espectrofotômetro, entretanto, a correção pela temperatura não. O formalismo proposto para a correção pela temperatura durante a irradiação e durante a leitura foi proposto por Olszanski et al. (2002) para 304 nm no espectrofotômetro, conforme ilustra a equação 6.

$$\Delta OD = (OD_i - OD_c) \cdot [1 + 0,0012 (25 - T_i)] \cdot [1 + 0,0069 (25 - T_L)] \quad \text{Equação 6}$$

Onde:

$OD_i$  = densidade óptica da solução irradiada

$OD_c$  = densidade óptica da solução controle

$T_i$  = temperatura em °C da solução durante a irradiação

$T_L$  = temperatura em °C da solução durante a leitura no espectrofotômetro

Além da estabilidade da solução, a repetibilidade dos resultados após a irradiação também é de grande importância. Pickler et al. (2021) estudaram a repetitividade da solução Fricke após atingir a estabilidade dentro de um suporte de PMMA. Esta solução foi exposta a 39,4 Gy, e foram feitas nove medições, sempre uma nova solução, usando o mesmo suporte. A dose média obtida nestas medições foi de  $38,99 \pm 0,26$  Gy, com incerteza do tipo A de 0,5 %, conforme Figura 9.

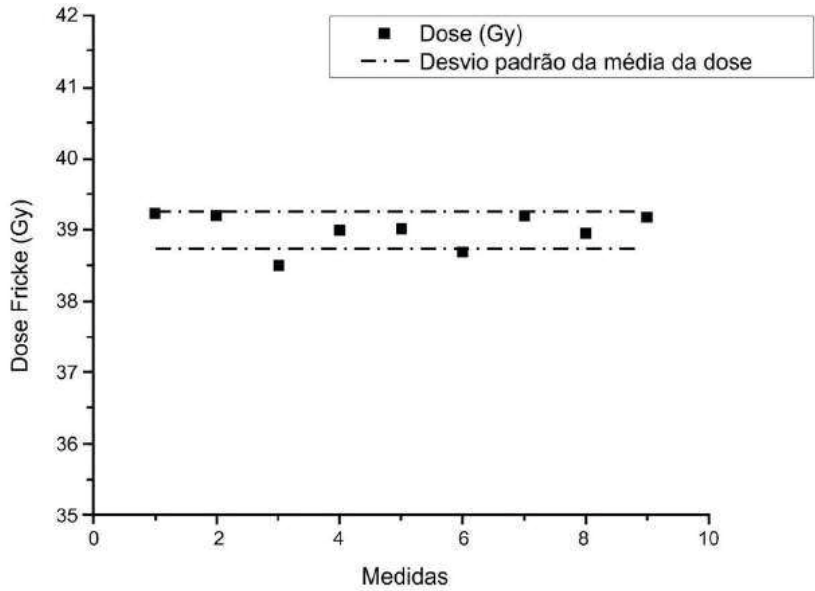


Figura 9 – Repetitividade das medições de Fricke após irradiação dentro do suporte PMMA da Figura 1B. O tempo de irradiação foi calculado para entregar uma dose de 39,4 Gy ao centro do compartimento de Fricke. A linha pontilhada indica o desvio padrão das nove medições.

Fonte: Pickler et al. (2021).

## 6. A DETERMINAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA

A dose absorvida  $D_F$  (Gy) na solução Fricke é dada pela relação:

$$D_F = \frac{\Delta OD}{G(Fe^{3+}) \cdot L \cdot \rho \cdot \varepsilon} \quad \text{Equação 7}$$

Onde:

$\Delta OD$  = a variação de densidade óptica, e representa a diferença entre as densidades ópticas medições com a solução irradiada e a solução controle, levando-se em conta o efeito temperatura descrito na equação 6

$G(Fe^{3+})$  = o rendimento químico da reação (em  $\text{mol} \cdot \text{J}^{-1}$ ).

$L$  = o caminho óptico da cubeta em cm

$\rho$  = a densidade da solução ( $1,023 \text{ g.cm}^{-3}$  a  $25^\circ \text{C}$ ).

$\epsilon$  = o coeficiente de absortividade molar ( $2174 \text{ M}^{-1} \text{ cm}^{-1}$  a  $304 \text{ nm}$ , de acordo com Cottens et al. (1981)).

A dose absorvida na água ( $D_w$ ) é obtida a partir da dose absorvida na solução de Fricke, conforme proposto por Klassen et al. (1999), sendo definida na equação 8:

Onde:

$$D_w = D_F \cdot f_{w,F} \cdot P_{wall} \cdot K_{dd} \quad \text{Equação 8}$$

$f_{w,F}$  = o fator de conversão da dose na solução para dose na água, considerando a diferença de absorção entre a solução e a água. Seu típico valor é 1,003, independentemente da energia

$P_{wall}$  = o fator de correção para a parede do recipiente onde a solução Fricke está sendo irradiada, variando de 1,00 para Co-60 a 0,98 para 24 MV

$D_F$  = a dose absorvida na solução Fricke, de acordo com a equação 7, em Gy

$k_{dd}$  = o fator que corrige a não homogeneidade da dose depositada na água ao longo dos eixos radial e vertical

## 7. APLICAÇÕES DO DOSÍMETRO FRICKE

- **O Laboratório Nacional Francês Henri Becquerel (LNHB)** utiliza o método Fricke como segundo método para transferir os valores de dose absorvida obtidos com  $^{60}\text{Co}$  para energias mais altas que exigem o uso do fator de correção da qualidade do feixe ( $K_q$ ). Embora a incerteza no valor de  $K_q$  seja de 1,5 % (Andreo, 1992), o valor estimado pelo LNHB é de 1 %, uma vez que se considera o valor médio combinado das medições ionométricas e com Fricke de 0,2 % e 0,4 %, respectivamente, para 12,0 MV e 20,0 MV. O uso do dosímetro Fricke pelo LNHB tem como base uma grande parte do trabalho do Laboratório Nacional Canadense (NRC) descrito por Shortt et al. (1993). O LNHB também tem usado Fricke para confirmar os resultados obtidos por Monte Carlo relatados por Blazy et al. (2006).
- **O Laboratório Nacional da Suíça (METAS)** usa o dosímetro Fricke como padrão primário de dose absorvida na água para feixes de elétrons Stucki, Münch and Quintel, (2002), usando a técnica de absorção total desenvolvida por Feist (1982). Neste experimento, uma *Faraday cup*, como ilustrado na Figura 10, é usada para calibrar a corrente do feixe e transformar em termos de corrente absoluta para as irradiações das soluções Fricke.

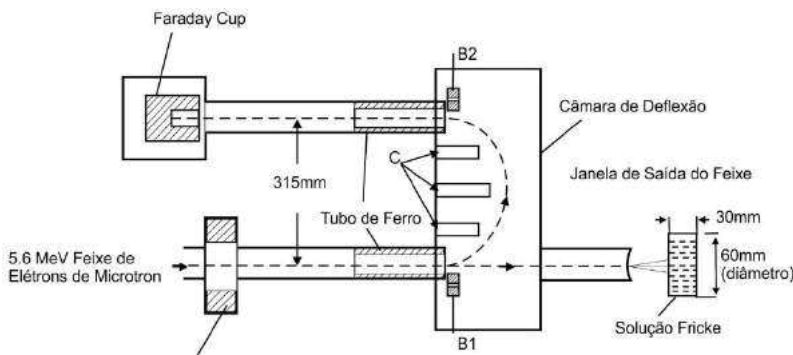


Figura 10 – Diagrama esquemático do arranjo experimental descrito por Feist (1982). A energia é determinada a partir do conhecimento do campo magnético na câmara de deflexão.

Fonte: Feist (1982).

Com o campo magnético desligado, o feixe de elétrons sai direto para ser absorvido pela solução Fricke. A dose absorvida na solução Fricke (DF) é dada pela relação:

$$D_F = \frac{E_{el} \cdot N \cdot f_p}{m} \quad \text{Equação 9}$$

Onde:

**$E_{el}$**  = a energia dos elétrons, em J

**$N$**  = o número total de elétrons absorvidos na solução Fricke

**$m$**  = a massa da solução, em Kg

**$f_p$**  = o produto de vários fatores de correção que levam em consideração as perdas por *bremsstrahlung*, reabsorção, retroespalhamento e perdas de energia nos colimadores do acelerador e na parede do frasco com a solução Fricke

## Laboratório Nacional do Canadá (NRC).

Klassen et al. (1999) utilizaram um calorímetro de água para medir o valor de  $G(\text{Fe}^{3+})$  nos feixes de radiação gama do  $^{60}\text{Co}$  e raios X entre 20 e 30 MV. Uma diferença de 0,7 % foi encontrada entre eles.

O valor de  $G(\text{Fe}^{3+})$  foi relatado por Stucki et al. (2002) para sete energias nominais de elétrons entre 5,5 e 15 MeV, ou seja, para  $R_{50,w} = 1,75 \text{ g cm}^{-2}$  a  $5,67 \text{ g cm}^{-2}$ , em um feixe produzido por um acelerador de elétrons do tipo Microtron, conforme mostra a Figura 11. Como a fluência de energia do Microtron tem uma largura máxima a meia altura (FWHM) de aproximadamente 35 keV (de Almeida, 1979), podem ser considerados monoenergéticos,

uma vez que apenas uma pequena variação de 0,5 % foi relatada. Também, como as incertezas podem ser consideradas não correlacionáveis, a variação nos valores de  $G(Fe^{3+})$  são muito pequenas.

Como relatado por Vörös e Stucki (2007), a energia absorvida ( $E_{abs}$ ) provoca uma mudança na variação densidade óptica ( $\Delta OD$ ) da solução, e quando lida a 304nm a dose absorvida pode ser obtida através da equação 7. E, usando as equações 7 e 9, é possível determinar o valor de  $G(Fe^{3+})$  através da equação 10:

$$\varepsilon G(Fe^{3+}) = \frac{\Delta OD_T \cdot m}{\rho \cdot L_T \cdot E_{abs}} \quad \text{Equação 10}$$

Onde:

$\Delta OD$  = a variação de densidade óptica

$m$  = a massa da solução, em Kg

$L$  = o caminho óptico da cubeta, em cm

$\rho$  = a densidade da solução, em  $kg.m^{-3}$

$\varepsilon$  = o coeficiente de absorvidade molar, em  $m^2.mol^{-1}$

$E_{abs}$  = a energia total, em J, absorvida na solução Fricke ( $E_e/Nfp$ ), e não a energia dos elétrons que saíram do acelerador

O índice  $T$  indica as quantidades determinadas como parte do experimento de absorção total.

Os fatores de correção ( $fp$ ) foram calculados por Vörös e Stucki (2007) usando a técnica de Monte Carlo EGSnrc.

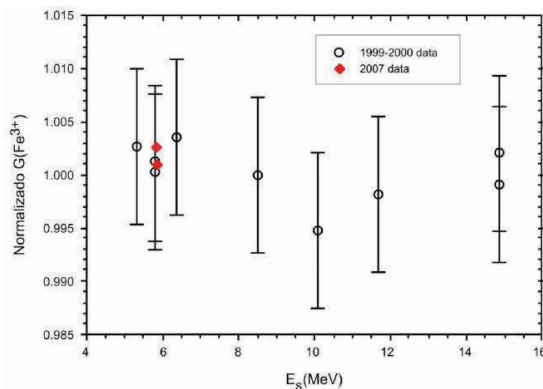


Figura 11 – Os dois grupos de dados foram normalizados para os valores medidos obtidos entre 1999 e 2000. A energia  $E_s$  é a energia nominal definida na entrada da solução considerando a perda de energia na parede do vaso.

Fonte: Stucki e Vörös (2007).

Com cuidado a dosimetria Fricke pode alcançar uma precisão de 0,1 % para feixes de raios gama do cobalto e raios X de alta energia, como relatado por Chauvenet, Baltès e Delaunay (1997). Com o uso de pequenos sacos de polietileno com 30 mm x 40 mm x 2 mm, os valores de correção por absorção na parede são fortemente reduzidos. Esta técnica agora é adotada pelo NRC (McEwen et al., 2014; El Gamal et al., 2015) e pelo LCR Salata et al., (2018). Esta técnica, implantada para a faixa de energia de 5 a 22 MeV, utilizou o método de Monte Carlo para calcular os fatores de correção devido, principalmente, ao retroespalhamento e às perdas por bremsstrahlung Vörös; Stucki, (2007).

A utilização do dosímetro Fricke para medir a dose absorvida na água com fontes de  $^{192}\text{Ir}$  de alta taxa de dose foi proposta primeiramente por Austerlitz et al. (2007). Neste trabalho, foram usados um frasco esférico e um tubo de vidro no seu interior com diâmetro suficiente para conter a fonte de  $^{192}\text{Ir}$ . A resposta do Fricke foi proporcional à dose, mas as incertezas foram elevadas, 3,4 % ( $k = 1$ ). Em seguida, a dose absorvida foi determinada a uma distância de referência, usando o mesmo sistema de contenção da solução com correções determinadas por Monte Carlo para a geometria do sistema de medição (Austerlitz et al., 2008).

Posteriormente, Sarfehnia e Seuntjens (2010) relataram medições com calorímetro de água, embora com incertezas de 2,5 % ( $k = 1$ ) e 1,9% ( $k = 1$ ), consideradas elevadas, devido ao aquecimento da água gerado pelo decaimento da fonte durante a medição.

Em 2014, de Almeida et al (2014) apresentaram uma nova versão do frasco usado (Figura 12), conseguindo uma redução importante nas incertezas. O controle de temperatura mais sofisticado durante a irradiação e leitura contribuiu muito para a redução das incertezas para 1,4 % ( $k = 1$ ).

***Dicas:***

- Como serão feitas várias medições, não é necessário especificar a atividade da fonte.

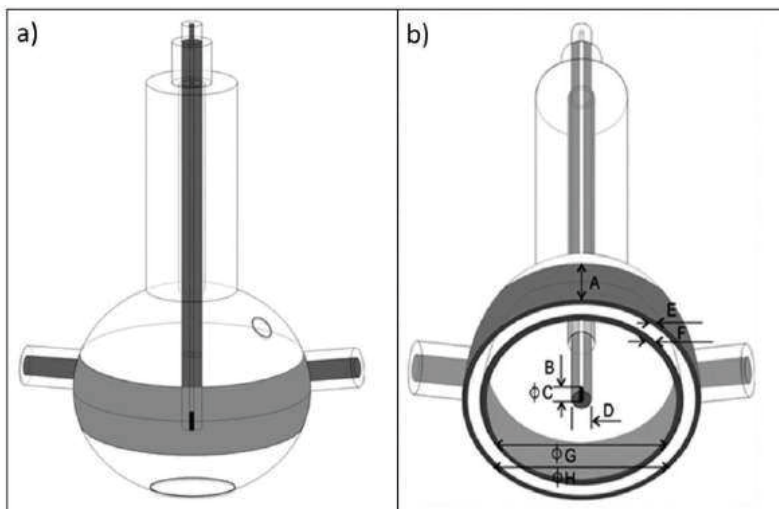


Figura 12 – Desenho ilustrativo do projeto do frasco esférico usado, onde pode-se ver (em cinza) o compartimento em anel na parte escura a região onde é colocada e retirada a solução; e no centro, onde se localiza a fonte através de um tubo de PMMA por onde passa o cateter.

Fonte: de Almeida et al. (2014).

O Laboratório Nacional do Canadá, além de uma longa história de trabalho com dosimetria Fricke (Olszanski et al., 2002), vem recentemente desenvolvendo a dosimetria Fricke também como padrão para fontes de  $^{192}\text{Ir}$  de alta taxa de dose. Em 2014, McEwen et al. (2014) revisaram os valores de  $G(\text{Fe}^{3+})$  para fótons e elétrons para diferentes qualidades de feixes.

Para estas medições foi utilizada uma metodologia baseada na técnica para calibração de câmara de ionização realizada no Federal Institute of Metrology (METAS, Suíça). Essa técnica usa bolsas de polietileno com a solução Fricke, em vez dos tradicionais frascos de PMMA ou vidro. Um suporte de PMMA fino é usado para posicionar a bolsa com a precisão necessária durante a irradiação.

Com base nos resultados para os feixes de  $^{60}\text{Co}$  e raios x de 250 kV, o valor encontrado de  $G(\text{Fe}^{3+})$  para a energia média de  $^{192}\text{Ir}$  foi de  $1,589 \pm 0,009 \mu\text{mol J}^{-1}$  (a uma temperatura de referência de 25 °C), e esse valor foi usado no desenvolvimento de um padrão primário de dose absorvida na água para essas fontes, usando a dosimetria Fricke.

Foram publicados por El Gamal et al. (2015) os resultados obtidos pelo NRC para a determinação padrão da dose absorvida na água primária para as fontes de  $^{192}\text{Ir}$ . A dose obtida com a dosimetria Fricke foi comparada com o método atualmente recomendado no relatório AAPM TG-43 (Nath et al., 1995), e sua atualização (Di Prinzio; de Almeida, 2009) foi baseada na medição da intensidade de kerma no ar ( $S_k$ ) da fonte de  $^{192}\text{Ir}$ .

A incerteza padrão combinada obtida pelo NRC na determinação da dose absorvida na água na posição de referência definida pelo TG-43 (1 cm da fonte no eixo transversal, em um fantoma de água) foi estimada em 0,8 % com a incerteza dominante no valor de  $G(\text{Fe}^{3+})$ .

## 8. VALIDAÇÃO DE UMA METODOLOGIA ATRAVÉS DE UMA COMPARAÇÃO ENTRE LCR E NRC

Em 2014, foi realizada uma comparação dos resultados para a dose absorvida na água para fontes de  $^{192}\text{Ir}$ , usando o sistema de dosimetria Fricke do NRC e do LCR, sendo os resultados publicados por Salata et al. (2018). As duas instituições desenvolveram separadamente padrões de dose absorvida na água através da dosimetria Fricke.

Tanto o NRC quanto o LCR desenvolveram metodologias diferentes para determinar o  $G(\text{Fe}^{3+})$  e a dose absorvida na solução de Fricke. Essas diferenças incluem maneiras de limpar a vidraria e preparar a solução e diferentes projetos de frascos usados para a irradiação com a fonte de  $^{192}\text{Ir}$ . A principal vantagem do frasco do NRC é que a medição da dose absorvida já é realizada na distância recomendada pelo TG-43, de 1 cm (Nath et al., 1995), enquanto para o frasco do LCR essa distância é de 2,7 cm, o que requer um fator de correção calculado através de simulação computacional com Monte Carlo para converter esta medição para 1 cm.

Essa comparação foi feita no laboratório do NRC usando uma fonte de  $^{192}\text{Ir}$  microselectron V2. Primeiramente, foi realizada a comparação dos valores do  $G(\text{Fe}^{3+})$  para  $^{192}\text{Ir}$  baseados em uma interpolação entre os valores  $G$  obtidos em raios X de  $^{60}\text{Co}$  e 250 kVp. Essas medições foram feitas usando a metodologia do LCR para limpeza e preparo da solução, e comparadas com as medições usando a metodologia do NRC para investigar possíveis incertezas sistemáticas. Os resultados obtidos mostraram uma concordância de 0,5 % e 1 % para os feixes de raios gama do  $^{60}\text{Co}$  e de raios X de 250 kVp, respectivamente, entre as duas metodologias.

A incerteza padrão na determinação de  $G(\text{Fe}^{3+})$  para a fonte de  $^{192}\text{Ir}$ , usando a metodologia do LCR, foi estimada em 0,6 %. Para a comparação das medições de dose absorvida na água ( $D_w$ ) à distância de 1 cm, perpendicular ao eixo da fonte de  $^{192}\text{Ir}$ , a razão entre os métodos  $D_w(\text{NRC})/D_w(\text{LCR})$  encontrada foi de 1,011.

Os resultados da comparação entre LCR e NRC demonstram que os resultados obtidos para a dose absorvida na água usando ambas as metodologias são muito semelhantes, mesmo considerando as diferenças relatadas em suas metodologias.

Esses resultados foram extremamente importantes para reafirmar o uso da solução de Fricke como padrão primário para a dosimetria de fontes de  $^{192}\text{Ir}$  para HDR e a

rastreabilidade ao Laboratório Canadense. O uso de um padrão de dose absorvida na água para a dosimetria dessas fontes reduzirá a incerteza associada a esta medição e evitará o uso da constante de taxa de dose, hoje utilizada para converter a intensidade de kerma no ar da fonte em dose absorvida na água, a grandeza de interesse clínico na braquiterapia.

## **9. O PAPEL DA DOSIMETRIA QUÍMICA NA VALIDAÇÃO DOS MÉTODOS DE DETERMINAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA NA ÁGUA PARA FONTES DE ALTA TAXA DE DOSE DE $^{192}\text{Ir}$**

A braquiterapia de alta taxa de dose (HDR) com fonte  $^{192}\text{Ir}$  é uma opção amplamente utilizada para o tratamento do câncer e requer um padrão de alta qualidade metrológica. Entretanto, não existia um padrão primário de dosimetria para a medição direta da dose absorvida na água para este tipo de fonte no AAPM TG-43 (Nath et al., 1995) e na sua atualização. Rivard et al. (2004) constituíram um protocolo aceito para a determinação da dose absorvida na água, baseando-se na medição da intensidade de kerma no ar (Sk).

A conversão desta medição para a dose absorvida na água é feita por meio da constante de taxa de dose  $\Lambda$  associada a diferentes fatores de correção para contabilizar a dispersão, atenuação e anisotropia da distribuição de dose. Esforços estão sendo feitos para estabelecer um método confiável e com incertezas reduzidas para a medição direta da dose absorvida na água.

## **10. MEDIÇÕES IONOMÉTRICAS PARA DETERMINAÇÃO DE SK E SUA CONVERSÃO PARA DW**

A AAPM, por meio do seu TG-41, recomendou que o método proposto por Goetsch et al. (1991) fosse adotado para a determinação do Sk, a partir da medição dos coeficientes de calibração (Nk) de raios X de 250 kVp, com HVL de 3,2 mm de Cu e Nk de um irradiador clínico de  $^{137}\text{Cs}$ .

Do ponto de vista conceitual, a proposta está correta, com uma única dificuldade: a disponibilidade de irradiadores clínicos de  $^{137}\text{Cs}$  está limitada a poucos laboratórios. Em 1994, de Almeida et al. (1994) propuseram um método alternativo ao proposto pela AAPM para determinar a intensidade de Kerma no ar (Sk) a partir de uma ponderação da energia entre os valores de Nk do  $^{60}\text{Co}$  e de raios X de 250 com HVL de 2,5 mm de Cu.

Alguns fatores de correção foram estudados por Ferreira et al. (1999) e implementados por Maréchal et al. (2002). O valor do Nk do  $^{192}\text{Ir}$  foi determinado a partir das energias médias definidas pelos espectros do  $^{192}\text{Ir}$  calculados por Borg e Rogers (1999), do  $^{60}\text{Co}$  calculado por Rogers et al. (1988) e de raios X de 250 KVp calculado por Seelentag et al. (1979).

### Dicas:

- Este espectro pode variar ligeiramente com o fabricante da fonte e deve ser verificado antes de implantar o formalismo. A Figura 13 mostra o exemplo da complexidade de um espectro de  $^{192}\text{Ir}$ .

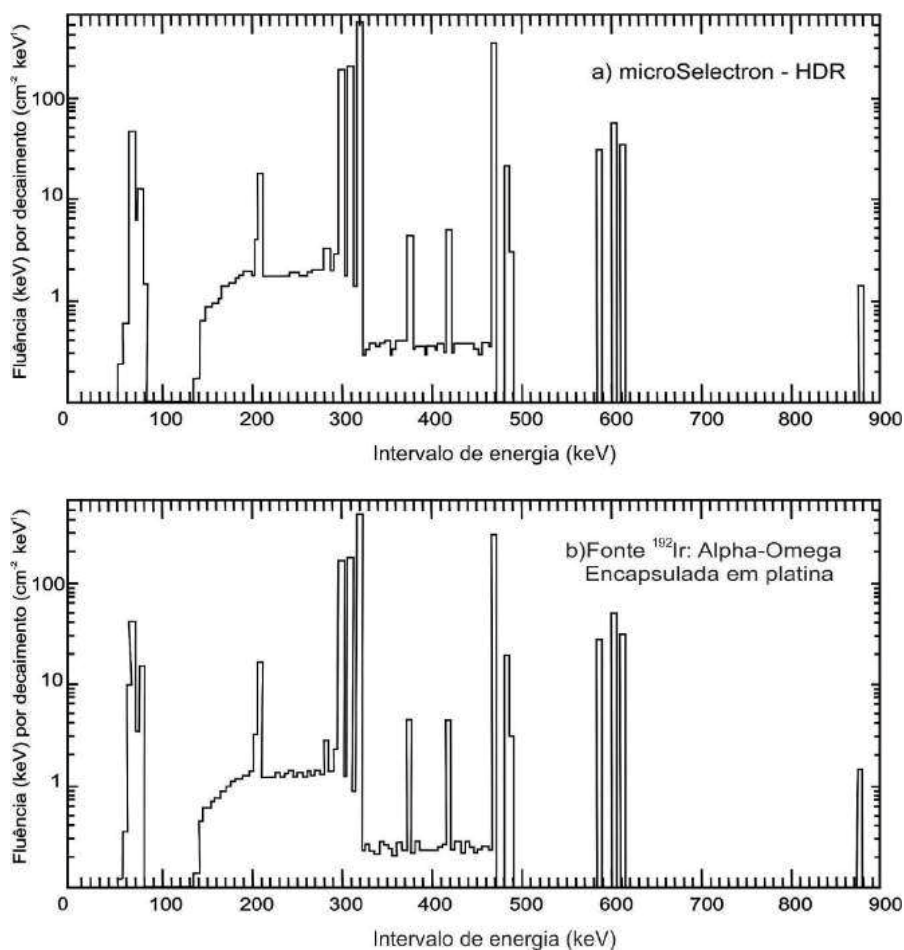


Figura 13 – Espectro típico de uma fonte de  $^{192}\text{Ir}$ .

Fonte: Borg e Rogers (1999).

Assim, o valor de **Nk** para a fonte de  $^{192}\text{Ir}$  foi definido para uma câmara tipo Farmer, com capa de *build-up*, campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  a 100 cm de SSD de um feixe de raios gama do  $^{60}\text{Co}$  com um peso de 80 % e o **Nk** de raios X de 250 kVp HVL 2,5 mm Cu com peso de 20% medido também com capa de *build-up* num campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  a 100 cm de SSD, conforme definido nas equações 11 e 12.

$$N_k(^{192}\text{Ir}) = \frac{k_w(E_1) \cdot A(E_1) \cdot N_k(E_1) + k_w(E_2) \cdot A(E_2) \cdot N_k(E_2)}{A_w(^{192}\text{Ir})} \quad \text{Equação 10}$$

$$k(E_1) = \left| \frac{E(^{192}\text{Ir}) - E_2}{E_1 - E_2} \right| = 0,8$$

$$k(E_2) = \left| \frac{E(^{192}\text{Ir}) - E_1}{E_1 - E_2} \right| = 0,2 \quad \text{Equação 11}$$

Onde:

$N_k(^{192}\text{Ir})$  = o coeficiente de calibração da fonte de  $^{192}\text{Ir}$

$k_w(E_1)$  = a componente de kerma no ar devido aos fótons de energia  $E_1$

$k_w(E_2)$  = a componente de kerma no ar devido aos fótons de energia  $E_2$

$A(E_1)$  = o coeficiente de atenuação e espalhamento para a energia  $E_1$

$A(E_2)$  = o coeficiente de atenuação e espalhamento para a energia  $E_2$

$N_k(E_1)$  = o coeficiente de calibração para os fótons de energia  $E_1$

$N_k(E_2)$  = o coeficiente de calibração para os fótons de energia  $E_2$

$A_w(^{192}\text{Ir})$  = o coeficiente de atenuação e espalhamento para a fonte de  $^{192}\text{Ir}$

$E(^{192}\text{Ir})$  = a energia média do feixe de  $^{192}\text{Ir}$

$E_1$  = a energia média do raio-X de 250 kV

$E_2$  = a energia média do feixe de  $^{60}\text{Co}$

A ponderação destes valores foi posteriormente ajustada por Di Prinzio e deAlmeida (2009), conforme a equação 13:

$$k(E_1) = \left| \frac{E(^{192}\text{Ir}) - E(^{60}\text{Co})}{E_{(\text{raios-X})} - E_{(^{60}\text{Co})}} \right| = 0,762 \quad \text{Equação 12}$$

$$k(E_2) = \left| \frac{E(^{192}\text{Ir}) - E_{(\text{raios-X})}}{E_{(\text{raios-X})} - E_{(^{60}\text{Co})}} \right| = 0,238 \quad \text{Equação 13}$$

Onde:

$E(^{192}\text{Ir})$  = a energia média do feixe de  $^{192}\text{Ir}$

$E(^{60}\text{Co})$  = a energia média do feixe de  $^{60}\text{Co}$

$E_{(\text{raios-X})}$  = a energia média dos raios X de 250 kV

Este método foi aceito e recomendado pela IAEA, no TECDOC-1079 Aguirre, Andreo,

de Almeida et al., (1999), e universalmente adotado, uma vez que fontes de  $^{137}\text{Cs}$  para teleterapia são incomuns mesmo nos laboratórios de calibração da rede da IAEA, à exceção dos USA.

**Dicas:**

- Na medição do  $N_k$  para  $^{192}\text{Ir}$ , a capa de build-up para  $^{60}\text{Co}$  deve ser usada em ambos os feixes, de  $^{60}\text{Co}$  e raios X de 250 kVp, e as correções devem ser calculadas por Monte Carlo.

A conversão do  $N_k$  para  $^{192}\text{Ir}$  para dose absorvida é feita aplicando a grandeza proposta pela AAPM  $S_k$  (intensidade de kerma no ar, em  $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2\cdot\text{h}^{-1} = \text{U}$ ) e convertendo para dose na água a 1 cm pela relação:

$$D_w = \Lambda \cdot S_K \cdot \Delta t \quad (1)$$

Onde:

$\Lambda$  = o valor mais exato disponível para a constante de taxa de dose,  $1,108 (\pm 0,13 \%) \text{ cGy}\cdot\text{h}^{-1}/\text{U}$ , específica para este tipo de fonte descrito por Daskalov et al. (1998).

$\Delta t$  = o tempo necessário para se obter a dose no ponto de referência

A dose absorvida na água calculada desta forma tem sido comparada e validada com a dose calculada usando Fricke ou calorímetro dentro de incertezas plenamente aceitáveis.

## 11. A EVOLUÇÃO DO LCR COM O USO DO FRICKE NA DETERMINAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA NA ÁGUA PARA AS FONTES DE $^{192}\text{Ir}$ DE ALTA TAXA DE DOSE

Diversos suportes para irradiação da solução foram testados ao longo dos anos pelo LCR/UERJ para serem usados na determinação da dose absorvida na água para fontes  $^{192}\text{Ir}$  de HDR.

Em princípio, o suporte usado para a solução de Fricke deve ter as seguintes propriedades:

- o material não deve reagir com a solução, ou pelo menos essa reação deve se estabilizar em um curto período;
- deve ser possível selar o suporte;
- deve ser fácil transferir a solução do suporte para a cubeta; e
- o volume de solução contido no recipiente deve ser suficiente para
- “rinsar” e preencher no mínimo uma cubeta.

O primeiro suporte desenvolvido pelo LCR foi um balão de vidro duplo, conforme mostrado na Figura 14A. A solução de Fricke era mantida entre os dois balões e a fonte de  $^{192}\text{Ir}$  era colocada no centro do suporte por meio de um tubo de vidro fino posicionado no centro do balão. Como principais desvantagens desse vaso estão: a densidade do vidro, que não é equivalente à da água, por isso era impossível selá-lo; e a solução, que não era irradiada de maneira homogênea.

O segundo suporte projetado pelo LCR foi um suporte esférico de PMMA relatado por Austerlitz et al. (2007). Um tubo de PMMA foi fixado no topo do frasco para permitir que o centro da fonte dentro do cateter coincidisse com o centro geométrico do suporte, conforme mostrado na Figura 14B. O volume da solução irradiada de  $8,0\text{ cm}^3$  era suficiente apenas para rinsar, preencher uma cubeta e obter uma leitura para cada irradiação, conforme os detalhes descritos por de Almeida et al. (2014).

Por outro lado, as principais vantagens desse segundo suporte em relação ao primeiro são: a densidade do PMMA muito próxima à da água e o fato da solução poder ser irradiada de forma homogênea, uma vez que apenas um anel no centro desta esfera era preenchido com solução Fricke e a fonte era posicionada no centro geométrico deste anel. Este segundo suporte tinha também a vantagem da geometria esférica, embora se observasse uma dificuldade de inserir a solução em seu compartimento em forma de anel sem criar bolhas, sendo muito difícil verter a solução do vaso para a cubeta.

Um suporte cilíndrico de PMMA aprimorado foi projetado para reduzir essas desvantagens, permitindo que o centro da fonte de  $^{192}\text{Ir}$  dentro do cateter coincidisse com o centro geométrico do anel, preenchido com a solução de Fricke, conforme mostrado na Figura 14C.

O volume da solução irradiada neste suporte é de  $18,4\text{ cm}^3$ , suficiente para rinsar, preencher no mínimo duas cubetas, e obter duas leituras para cada irradiação melhorando muito a análise estatística. As dimensões completas deste suporte estão descritas por Salata et al. (2018).

A principal desvantagem desse frasco é a distância entre a fonte e o centro do compartimento onde a solução de Fricke está localizada durante a irradiação, que é de 2,7 cm.

Para solucionar essa questão, um novo vaso está sendo testado pelo LCR, uma versão menor do frasco cilíndrico, com uma distância da fonte ao compartimento de solução de Fricke de 1 cm (Figura 1B). Pickler et al. (2021) estudaram esse novo frasco e analisaram os efeitos da interação da solução de Fricke PMMA, conforme Figura 1A.

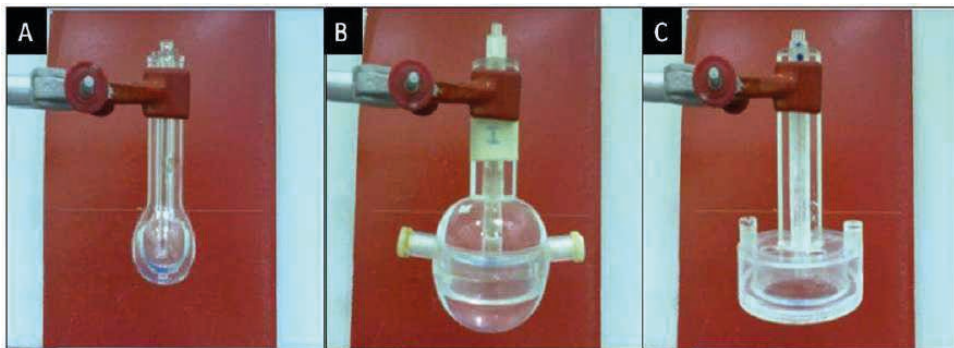


Figura 14 – Suportes para a irradiação da solução Fricke desenvolvidos no LCR. A) Duplo balão de vidro; B) Esfera de PMMA com anel cilíndrico central para manter a solução Fricke; C) Cilindro de PMMA.

Fonte: de Almeida e Salata (2020).

## Irradiação da solução

As primeiras irradiações com a fonte  $^{192}\text{Ir}$  no LCR foram realizadas com o suporte esférico da Figura 1B. O tempo de irradiação foi calculado para fornecer doses nominais de 14 a 40 Gy na solução. Devido aos gradientes de temperatura durante a irradiação, a temperatura no fantoma de água deve ser monitorada. A temperatura medição durante a irradiação foi usada para corrigir a mudança induzida pela dose na densidade óptica, usando a temperatura estabilizada de 25 °C como referência, devido ao uso do banho térmico. As equações 6 e 7 devem ser usadas para corrigir a influência da temperatura e determinar a dose absorvida na solução Fricke.

A grandeza dose absorvida na água  $D_w$  deve ser determinada de acordo com a equação 8, usando os fatores de correção obtidos através de simulação computacional. No caso do LCR, esses fatores foram obtidos usando o código Monte Carlo de simulação de transporte de partículas PENELOPE, desenvolvido por Salvat et al. (2009). Para a validação da simulação foi necessária a comparação entre o espectro simulado e outro espectro já validado na literatura, como os publicados por Borg e Rogers (1999), Ma e Nahum (1993) e Ma et al. (1993).

## Determinação do valor de $G(\text{Fe}^{3+})$ .

Diferentes metodologias descritas foram utilizadas para determinar o valor  $G(\text{Fe}^{3+})$  em experimentos no LCR.

O primeiro método consistiu na estimativa do valor de  $G(\text{Fe}^{3+})$  ponderado pela energia média a partir dos valores publicados na literatura. Um ajuste de curva foi realizado usando

as medições ionométricas e calorimétricas relatadas por Fregene (1967) e as medições calorimétricas relatadas por Klassen et al. (1999). É importante destacar que os valores obtidos de Fregene (1967) foram relatados em seu artigo sem muitos detalhes experimentais.

O valor de  $G(\text{Fe}^{3+})$  obtido com esta metodologia foi de  $1,555 \pm 0,017 \times 10^{-6} \text{ mol.J}^{-1}$ , utilizando para o cálculo da dose absorvida na água o frasco esférico. Esse valor é comparável aos dados de medições ionométricas de  $1,578 \pm 0,016 \times 10^{-6} \text{ mol.J}^{-1}$ , usando protocolos de dosimetria relatados por Franco et al. (2011).

A seleção da energia média é uma questão crítica para os gráficos semilog usados. A fluência de energia para a água foi calculada e comparada usando os métodos de Monte Carlo relatados por Borg e Rogers (1999). A Figura 15 mostra os dados plotados da literatura usados para calcular o valor de  $G(\text{Fe}^{3+})$ .

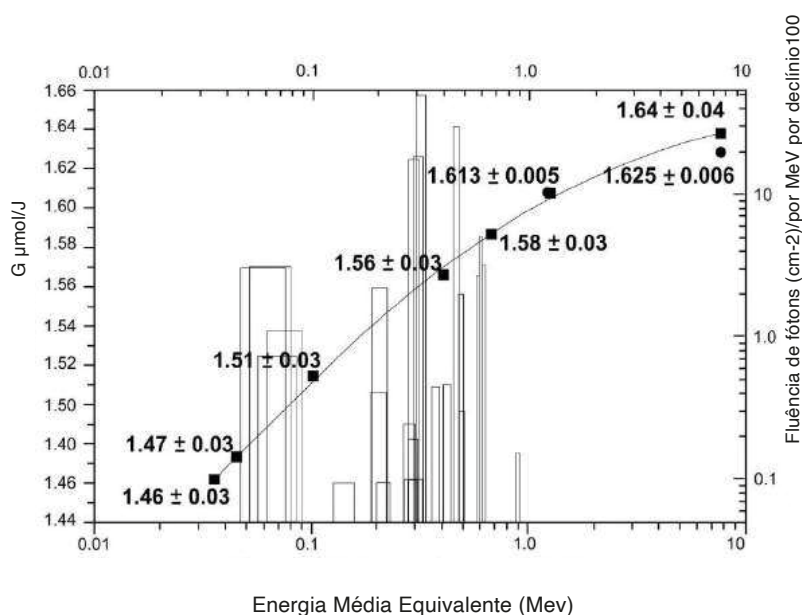


Figura 15 – Valores de rendimento químico da solução Fricke,  $G(\text{Fe}^{3+})$ , publicados na literatura. Os círculos representam os valores relatados por [19], os quadrados representam os valores obtidos por Fregene (1967) e a linha cheia são todos os dados ajustados por de Almeida et al. (2014).

Fonte: de Almeida e Salata (2020).

No segundo método, o valor de  $G(\text{Fe}^{3+})$  foi calculado com base nos produtos primários, conforme descrito anteriormente. Esse processo, embora considerado aproximado, foi amplamente discutido por Klassen et al. (1999), em que foi assumido que os valores de  $G(\text{Fe}^{3+})$  para uma solução de Fricke se comportam da mesma forma que os da água. O valor obtido a partir desse formalismo empírico foi  $1,567 \times 10^{-6} \text{ mol.J}^{-1}$  e  $1,569 \times 10^{-6} \text{ mol.J}^{-1}$ .

para os ajustes de primeiro e segundo grau, respectivamente. Esses valores estão muito próximos, dentro de 1 % do valor determinado, usando os valores publicados da literatura.

No terceiro método, foi usada a determinação do valor de  $G(\text{Fe}^{3+})$  baseada no método da NRC, utilizando bolsas de polietileno, como descrito por McEwen et al. (2014). Os valores  $G(\text{Fe}^{3+})$  para 150 kV (energia efetiva de 68 keV), 250 kV (energia efetiva de 132 keV) e 300 kV (energia efetiva de 159 keV) foram calculados usando o kerma no ar medido em uma câmara de ionização calibrada, tornando-o equivalente ao valor absorvido pela solução de Fricke, usando um fator calculado por Monte Carlo para essa conversão.

O valor de  $G(\text{Fe}^{3+})$  obtido para esta energia foi de  $1,542 \pm 0,015 \times 10^{-6} \text{ mol.J}^{-1}$ . Este valor difere em 0,8 % do valor calculado usando os valores de energia ponderados publicados e 1,5 % do calculado usando formalismo empírico.

**Comparação entre os valores de dose absorvida determinados por câmara de ionização e Fricke**

A Figura 16 apresenta o resultado da média de três irradiações de soluções de Fricke, com duas leituras por irradiação por ponto, e mostra os valores de dose absorvida variando de 14,0 a 40,0 Gy, utilizando o frasco esférico, comparado com medições de dose absorvida feitas com câmara de ionização. Nota-se uma excelente concordância entre os valores.

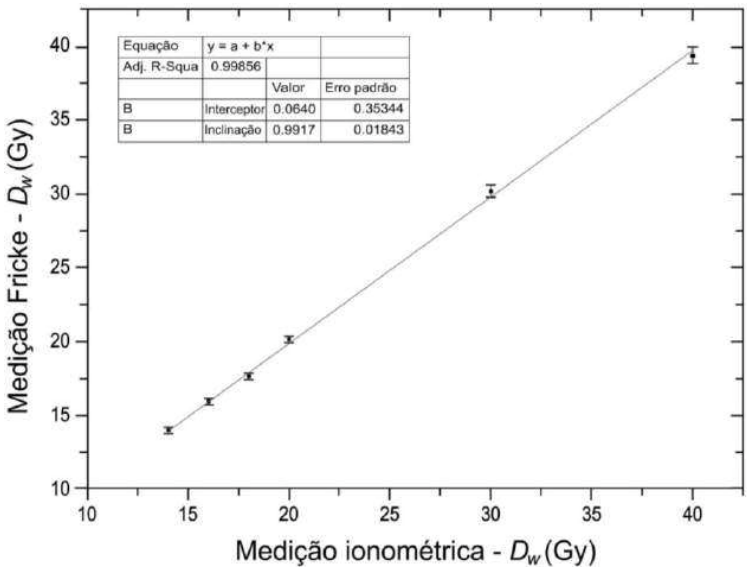


Figura 16 – Valores de dose absorvida em água medidos com dosimetria Fricke versus a dose nominal medição com uma câmara de ionização do tipo Farmer. O eixo X representa os valores dedose absorvida medidos com a câmara de ionização, e o eixo Y representa os valores de dose absorvida medidos com o sistema Fricke, com uma incerteza total de 1,4 %, ambos para k = 1.

Fonte: de Almeida e Salata (2020).

## Avaliação das incertezas

A tabela 1 lista todas as fontes de incertezas envolvidas no procedimento experimental usando o dosímetro de Fricke para medir a dose absorvida na água, neste caso, para uma dose nominal de 20 Gy. Em geral, os valores das incertezas são conservadores, correspondendo aos limites superiores. As incertezas em todas as grandezas e fatores de correção usados nas equações 6, 7 e 8 são indicadas. Como resultado, a incerteza padrão combinada foi significativamente reduzida para 1,4 % ( $k = 1$ ) em comparação com aquelas relatadas anteriormente (Austerlitz et al., 2008).

As incertezas do tipo B relativas aos cálculos com Monte Carlo são as mais difíceis de serem estimadas, pois são relatadas com pouca clareza por vários autores. Este tema foi tratado por Wulff et al. (2010) com mais profundidade, levando em consideração vários componentes das incertezas do tipo A, como *poderes de frenagem*, fluência de energia, seção de choque, além de alguns parâmetros relacionados ao transporte dos fótons no meio e na solução.

O valor relatado para as incertezas tipo B, devido aos valores calculados por Monte Carlo, foi de 0,2 %, sendo esse valor usado para o cálculo de incerteza mostrado na tabela 1.

| Fonte de incerteza                          | Tipo A (%)  | Tipo B (%) | Referência  |
|---|-------------|------------|---|
| <b>Irradiação</b>                           |             |            |   |
| Dummy/Posição                               |             | 0,1        |   |
| Tempo de trânsito das fontes                |             | 0,016      |   |
| <b>Propriedades da solução</b>              |             |            |   |
| Coeficiente de absorvidade molar            |             | 0,35       | Cottens et al. (1981);<br>Klassen et al. (1999)                 |
| Densidade                                   | 0,100       | 0,100      | Fabricante  |
| Distância solução-superfície                | 0,01        | 0,02       | Fabricante  |
| <b>Leitura</b>                              |             |            |   |
| Determinação da dose                        | 0,48        |            | Fabricante  |
| Caminho óptico da cubeta                    | 0,05        | 0,06       | Fabricante  |
| Estabilidade do instrumento                 |             | 0,10       |   |
| Repetitividade do instrumento               |             | 0,10       |   |
| Comprimento de onda                         |             | 0,01       | Shalek e Smith (1969)   |
| Temperatura da solução                      | 0,010       | 0,15       | Fabricante  |
| <b>Fatores de correção</b>                  |             |            |   |
| $G(\text{Fe}^{3+})$                         |             | 1,12       | Fregene (1967); Stump<br>et al. (2002); Franco et<br>al. (2011) |
| $p_{wall}$                                  | 0,3         | 0,2        | Wulff et al. (2010)   |
| $k_{dd}$                                    | 0,1         | 0,2        | Wulff et al. (2010)   |
| $f_{w,f}$                                   | 0,2         | 0,2        | Wulff et al. (2010)   |
| <b>Incerteza combinada (%)</b>              | <b>1,42</b> |            |   |
| <b>Incerteza expandida para k = 2,0 (%)</b> | <b>2,84</b> |            |   |

Tabela 1 – Descreve o conjunto de incertezas envolvidas na determinação da dose absorvida  $D_w$ .

## 12. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A Dosimetria química usando a solução de sulfato ferroso ( $\text{FeSO}_4$ ) em umageometria definida e com os cuidados de preparação e manipulação é uma opção confiável como padrão primário para a determinação da dose absorvida na água em feixes de radiação gama e fótons de alta energia, bem como para fontes de HDR 192Ir de alta taxa de dose.

As incertezas envolvidas, 1,4 % para  $k = 1$ , associadas à geometria do frasco usado para a irradiação da solução Fricke, à espessura da parede do vaso, ao comprimento de onda, ao valor de  $G(\text{Fe}^{3+})$  e a de outros fatores, são da mesma ordem de grandeza das obtidas com câmaras de ionização. As incertezas obtidas para a determinação da dose absorvida na água pela dosimetria de Fricke são menores do que aquelas obtidas pelos protocolos padrão, o relatório AAPM TG- 43, Nath et al., (1995) e sua atualização Rivard et al., (2004), o que pode ter um impacto positivo na prática clínica.

### 13. KEY POINTS

1. No dosímetro Fricke, o número de íons  $\text{Fe}^{3+}$  é proporcional à dose depositada na solução, e sua concentração normalmente é medição com um espectrofotômetro de absorção.
2. A luz é absorvida uniformemente na solução, de acordo com a lei de Lambert-Beer.
3. O rendimento químico da reação  $G(\text{Fe}^{3+})$  varia com a temperatura da solução no meio irradiado, e o coeficiente de absorvidade molar varia com a temperatura durante a leitura.
4. O rendimento químico para conversão de íons ferrosos ( $\text{Fe}^{2+}$ ) em íons férricos ( $\text{Fe}^{3+}$ ) apresenta uma dependência energética importante, tendo o seu valor diminuído com a redução da energia ou com o aumento da LET.
5.  $\Delta OD$  é a variação de densidade óptica e representa a diferença entre as densidades ópticas medições com a solução irradiada e a solução controle, levando-se em consideração o efeito temperatura.

### EXERCÍCIOS DE FIXAÇÃO

1. A dose absorvida de 12 Gy na solução Fricke foi obtida após a irradiação da solução em um feixe de raios gama do  $^{192}\text{Ir}$  com a OD medição a 304 nm. Sabendo que a média da temperatura da solução durante a irradiação foi de  $18,4 \pm 0,7$  °C, que o valor do rendimento químico  $G(\text{Fe}^{3+})$  foi de  $15,556 \pm 0,008 \mu\text{mol J}^{-1}$ , que a leitura da solução foi em uma célula de 1 cm, sendo lida a uma temperatura de 20 °C, responda: a) Qual seria o resultado da dose absorvida na solução se a temperatura de irradiação fosse de 20 °C?  
b) E para uma temperatura de leitura de 18 °C?
2. Um pesquisador realizou a irradiação da solução Fricke em um feixe de raios X de 250 kV. A solução controle e irradiada foram lidas no espectrofotômetro. Após a correção para a temperatura no leitor e durante a irradiação, a média da absorbância da solução irradiada foi três vezes maior que a média da solução controle. As mesmas medições foram realizadas, porém agora com a solução irradiada em um feixe de  $^{60}\text{Co}$ . E a média da absorbância da solução irradiada foi nove vezes maior que a solução controle. Considerando que o  $G(\text{Fe}^{3+})$  para a energia do  $^{60}\text{Co}$  é 1,1 vezes maior que o  $G(\text{Fe}^{3+})$  para

a energia usada na irradiação em 250 kV e que a cubeta usada na leitura foi sempre a mesma, qual é a relação entre a dose absorvida na solução Fricke para as diferentes energias usadas (DF,Co/DF,250)?

3. Você deseja obter o rendimento químico da solução Fricke para uma energia X e dispõe de uma câmara de ionização calibrada para esta energia. Descreva a equação que deverá ser utilizada para obter o rendimento  $G(\text{Fe}^{3+})$  para esta energia X.

## REFERÊNCIAS

AGUIRRE, J. F.; ANDREO, P.; DE ALMEIDA, C. E.; DEWERD, L.;...; ZSDANSKY, K. Report n° TEC-DOC-1079. Calibration of brachytherapy sources: Guidelines of standardized procedures for the calibration of brachytherapy sources at secondary standard dosimetry laboratories (SSDL) and hospital. Vienna, Austria: IAEA, 1999.

ANDREO, P. Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high-energy photon beams. *Physics in Medicine and Biology*, v. 37, n. 12, p. 2189-2211, 1992.

ANDREO, P.; BURNS, D. T.; HOHLFELD, K.; HUQ, M. S.; KANAI, T.; LAITANO, F.; SMYTHE, V. G.; VYNCKIER, S. Technical Reports Series n° 398. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water. Vienna, Austria: IAEA, 2000.

AUSTERLITZ, C.; MOTA, H.; SEMPAN, J.; BENHABIB, S. M.; CAMPOS, D.; ALLISON, R.; de ALMEIDA, C. E.; ZHU, D.; SIBATA, C. H. Determination of absorbed dose in water at the reference point  $D(r_0, \theta_0)$  for an  $^{192}\text{Ir}$  HDR brachytherapy source using a Fricke system. *Medical Physics*, v. 35, n. 12, p. 5360-5365, 2008.

AUSTERLITZ, C.; MOTA, H.; de ALMEIDA, C. E.; ALLISON, R.; SIBATA, C. Quality assurance of HDR  $^{192}\text{Ir}$  sources using a Fricke dosimeter. *Medical Physics*, v. 34, n. 4, p. 1348-1353, 2007.

BLAZY, L.; BALTES, D.; BORDY, J. M.; CUTARELLA, D.; DELAUNAY, F.; GOURIOU, J.; LEROY, E.; OSTROWAKY, A.; BEAUMONT, S. Comparison of PENELOPE Monte Carlo dose calculations with Fricke dosimeter and ionization chamber measurements in heterogeneous phantoms (18 MeV electron and 12 MV photon beams). *Physics in Medicine and Biology*, v. 51, n. 22, p. 5951-5965, 2006.

BORG, J.; ROGERS, D. W. Spectra and air-kerma strength for encapsulated  $^{192}\text{Ir}$  sources. *Medical Physics*, v. 26, n. 11, p. 2441-2444, 1999.

BRANDAN, M. E.; FANTUZZI, E.; GREGOIRE, V.; HOWELL, R. W.; PARETZKE, H. G. ICRU Report 90: Key data for ionizing-radiation dosimetry: measurement standards and applications.

*Journal of the ICRU*, v. 14, n. 1, NP.2-NP, 2014. Catálogo Espectrofotometro - Varian (2021). CHAUVENET, B.; BALTÈS, D.; DELAUNAY, F. Comparison of graphite-to-water absorbed-dose transfers for Co photon beams using ionometry and Fricke dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, v. 42, n. 11, p. 2053-2063, 1997.

- COTTENS, E.; JANSSENS, A.; EGGERMONT, G.; JACOBS, R. Absorbed dose calorimetry with a graphite calorimeter, and G-value determinations for the Fricke dose meter in high-energy electron beams. Vienna, Austria: IAEA, 1981.
- DASKALOV, G. M.; LÖFFLER, E.; WILLIAMSON, J. F. Monte Carlo-aided dosimetry of a new highdose-rate brachytherapy source. *Medical Physics*, v. 25, n. 11, p. 2200-2208, 1998.
- de ALMEIDA, C. E. Energy determination and spectrum measurement of high energy electron beams using a Cerenkov detector. Tese (Doutorado em Física) - The University of Texas Graduation School of Biomedical Science at Houston, 1979.
- de ALMEIDA, C. E.; SALATA, C. Absorbed dose to water standard for  $^{192}\text{Ir}$  HDR sources using Fricke Dosimetry. *Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*, n. 4, p. 31-44, 2020.
- de ALMEIDA, C. E.; OCHOA, R.; LIMA, M. C.; DE, DAVID, M. G.; PIRES, E. J.; PEIXOTO, J. G.; SALATA, C.; BERNAL, M. A. A Feasibility Study of Fricke Dosimetry as an Absorbed Dose to Water Standard for  $^{192}\text{Ir}$  HDR Sources. *PLoS ONE*, v. 9, n. 12, 2014.
- de ALMEIDA, C. E.; SIBATA, C. H. New method for calibration of HDR  $^{192}\text{Ir}$  sources. IOMP, 1994.
- DI PRINZIO, R.; de ALMEIDA, C. E. Air kerma standard for calibration of well-type chambers in Brazil using  $^{192}\text{Ir}$  HDR sources and its traceability. *Medical Physics*, v. 36, n. 3, p. 953-960, 2009.
- EL GAMAL, I.; COJOCARU, C.; MAINEGRA-HING, E.; MCEWEN, M. The Fricke dosimeter as an absorbed dose to water primary standard for Ir-192 brachytherapy. *Physics in Medicine and Biology*, v. 60, n. 11, p. 4481-4495, 2015.
- FEIST, H. Determination of the absorbed dose to water for high-energy photons and electrons by total absorption of electrons in ferrous sulphate solution. *Physics in Medicine and Biology*, v. 27, n. 12, p. 1435-1447, 1992.
- FERREIRA, I. H.; de ALMEIDA, C. E.; MARRE, D.; MARECHAL, M. H.; BRIDIER, A.; CHAUAUDRA, J. Monte Carlo calculations of the ionization chamber wall correction factors for  $^{192}\text{Ir}$  and  $^{60}\text{Co}$  gamma rays and 250 kV x-rays for use in calibration of  $^{192}\text{Ir}$  HDR brachytherapy sources. *Physics in Medicine and Biology*, v. 44, n. 8, p. 1897-1904, 1999.
- FRANCO, L.; GAVAZZA, S.; COELHO, M.; de ALMEIDA, C. E. Determination of the Fricke G Value for HDR  $^{192}\text{Ir}$  Sources Using Ionometric Measurements. In: IAEA (ed.). *Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS)*. Vienna, Austria: IAEA, 2011. p. 111-119.
- FREGENE, A. O. Calibration of the ferrous sulfate dosimeter by ionometric and calorimetric methods for radiations of a wide range of energy. *Radiation Research*, v. 31, n. 2, p. 256-272, 1967.
- FRICKE, H.; HART, E. J. Chemical Dosimeter. In: ATTIX, F. H.; ROESCH, W. C. *Radiation Dosimetry*. New York: Academic Press, 1966. p. 171-195.
- FRICKE, H.; STERNE, M. The action of X-rays on ferrous sulphate solutions. *The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science*, v. 7, p. 129-141, 1929.

GOETSCH, S. J.; ATTIX, F. H.; PEARSON, D. W.; THOMADSEN, B. R. Calibration of  $^{192}\text{Ir}$  high-dose-rate after loading systems. *Medical Physics*, v. 18, n. 3, p. 462-467, 1991.

JAYSON, G. G.; PARSONS, B. J.; SWALLOW, A. J. Appearance of sulphatoferric complexes in the oxidation of ferrous sulphate solutions. A study by pulse radiolysis. *Journal of the Chemical Society, Faraday Transactions 1: Physical Chemistry in Condensed Phases*, v. 69, p. 1079-1089, 1973.

KLASSEN, N. V.; SHORTT, K. R.; SEUNTJENS, J.; ROSS, C. K. Fricke dosimetry: The difference between  $\text{G}(\text{Fe}^{3+})$  for  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$ -rays and high-energy x-rays. *Physics in Medicine and Biology*, v. 44, n. 7, p. 1609-1624, 1999.

MA, C. M.; NAHUM, A. E. Dose conversion and wall correction factors for Fricke dosimetry in high energy photon beams: analytical model and Monte Carlo calculations. *Physics in Medicine and Biology*, v. 38, n. 1, p. 93-114, 1993.

MA, C. M.; ROGERS, D. W.; SHORTT, K. R.; ROSS, C. K.; NAHUM, A. E.; BIELAJEW, A. F. Wall-correction and absorbed-dose conversion factors for Fricke dosimetry: Monte Carlo calculations and measurements. *Medical Physics*, v. 20, n. 2, p. 283-292, 1993.

MARÉCHAL, M. H.; de ALMEIDA, C. E.; FERREIRA, I. H.; SIBATA, C. H. Experimental derivation of wall correction factors for ionization chambers used in high dose rate  $^{192}\text{Ir}$  source calibration. *Medical Physics*, v. 29, n. 1, p. 1-5, 2002.

MCEWEN, M.; EL GAMAL, I.; MAINEGRA-HING, E.; COJOCARU, C. Report NRC-PIRS-1980. Determination of the radiation chemical yield (G) for the Fricke chemical dosimetry system in photon and electron beams. Ottawa: National Research Council of Canada, 2014.

MEESUNGNOEN, J.; BENRAHMOUNE, M.; FILALI-MOUHIM, A.; MANKHETKORN, S.; JAY-GERIN, J.-P. Monte Carlo Calculation of the Primary Radical and Molecular Yields of Liquid Water Radiolysis in the Linear Energy Transfer Range 0.3–6.5 keV/ $\mu\text{m}$ : Application to  $^{137}\text{Cs}$  Gamma Rays. *Radiation Research*, v. 155, n. 2, p. 269-278, 2001.

NATH, R.; ANDERSON, L. L.; LUXTON, G.; WEAVER, K. A.; WILLIAMSON, J. F.; MEIGOONI, A. S. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. *Medical Physics*, v. 22, n. 2, p. 209-234, 1995.

OLSZANSKI, A.; KLASSEN, N. V.; ROSS, C. K.; SHORTT, K. R. The IRS Fricke Dosimetry System. Ottawa: National Research Council of Canada, 2002.

PALM, A.; MATTSSON, O. Influence of sulphuric acid contaminants on Fricke dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, v. 45, n. 9, 2000.

PICKLER, A.; MANTUANO, A.; SALATA, C.; MOTA, C. L.; DAVID, M. G.; DE AMORIM, G. J.; de ALMEIDA, C. E. Analysis of the Fricke solution-PMMA interaction and potential effect on the accuracy of dose measurements. *Radiation Measurements*, v. 140, 2021.

RIVARD, M. J.; COURSEY, B. M.; DEWERD, L. A.; HANSON, W. F.; HUQ, M. S.; IBBOTT, G. S.; WILLIAMSON, J. F. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Medical Physics*, v. 31, n. 3, p. 633-674, 2004.

- ROGERS, D. W. O.; EWART, G. M.; BIELAJEW, A. F.; VAN DYK, G. Calculation of electron contamination in a  $^{60}\text{Co}$  therapy beam. In: IAEA (ed.). *Dosimetry in Radiotherapy*. Vienna, Austria:IAEA, 1988.
- ROSADO, P. H.; SALATA, C.; DAVID, M. G.; MANTUANO, A.; PICKLER, A.; MOTA, C. L.; de ALMEIDA, C. E. Determination of the absorbed dose to water for medium-energy x-ray beams using Fricke dosimetry. *Medical Physics*, v. 47, n. 11, p. 5802-5809, 2020.
- SALATA, C.; DAVID, M. G.; de ALMEIDA, C. E.; EL GAMAL, I.; COJOCARU, C.; MAINEGRA-HING, E.; MCEWEN, M. Validating Fricke dosimetry for the measurement of absorbed dose to water for HDR  $^{192}\text{Ir}$  brachytherapy: A comparison between primary standards of the LCR, Brazil, and the NRC, Canada. *Physics in Medicine and Biology*, v. 63, n. 8, 2018.
- SALVAT, F.; FERNÁNDEZ-VAREA, J. M.; SEMPÁU, J. *PENELOPE-2008: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*. Barcelona, Spain: OECD Nuclear Energy Agency (NEA), 2009.
- SARFEHNIA, A.; SEUNTJENS, J. Development of a water calorimetry-based standard for absorbed dose to water in HDR  $^{192}\text{Ir}$  brachytherapy. *Medical Physics*, v. 37, n. 4, p. 1914-1923, 2010.
- SCHARF, K.; LEE, R. M. Investigation of the spectrophotometric method of measuring the ferric ion yield in the ferrous sulfate dosimeter. *Radiation Research*, v. 16, n. 2, p. 115-124.
- SEELENTAG, W. W.; PANZER, W.; DREXLER, G.; PLATZ, L.; SANTNER, F. *A catalogue of spectra for the calibration of dosimeters*. Neuherberg, Germany: Gesellschaft fuer Strahlen- und Umweltforschung m.b.H, 1979.
- SHALEK, R. J.; SMITH, C. E. Chemical dosimetry for the measurement of high energy photons and electrons. *Annals of the New York Academy of Sciences*, v. 161, n. 1, p. 44-62, 1969.
- SHORTT, K. R.; ROSS, C. K.; SCHNEIDER, M.; HOHLFELD, K.; ROOS, M.; PERROCHE, A.-M. A comparison of absorbed dose standards for high-energy X-rays. *Physics in Medicine and Biology*, v. 38, n. 12, p. 1937-1955, 1993.
- STUCKI, G.; MÜNCH, W.; QUINTEL, H. The METAS absorbed dose to water calibration service for high energy photon and electron beam radiotherapy. In: IAEA (ed.). *Standards and codes of practice in medical radiation dosimetry*. Vienna, Austria: IAEA, 2002. P. 103-113.
- STUMP, K. E.; DEWERD, L. A.; MICKA, J. A.; ANDERSON, D. R. Calibration of new high dose rate  $^{192}\text{Ir}$  sources. *Medical Physics*, v. 29, n. 7, p. 1483-1488, 2002.
- VÖRÖS, S.; STUCKI, G. Simulation Monte Carlo pour la réalisation d'un étalon primaire de la dose absorbée dans l'eau pour des faisceaux d'électrons. *Radioprotection*, v. 42, n. 4, p. 565-575, 2007.
- WULFF, J.; HEVERHAGEN, J. T.; ZINK, K.; KAWRAKOW, I. Investigation of systematic uncertainties in Monte Carlo-calculated beam quality correction factors. *Physics in Medicine and Biology*, v. 55, n. 16, p. 4481-4493, 2010.

**Carlos Eduardo de Almeida**

**Carlos E. Alves**  
Colaborador

## 1. INTRODUÇÃO

As técnicas usadas nos laboratórios primários para a realização da grandeza dose absorvida na água pode ser agrupada em três tipos:

1. Câmara de ionização com volume conhecido e com fator de perturbação conhecido
2. Dosímetro Fricke como método de absorção total
3. Calorímetros de grafite e de água são considerados um método direto que assume uma conversão total da energia através do aumento da temperatura no coração do calorímetro.

Embora os dois tipos de calorímetro sejam de mesma classe metrológica, as diferenças de detalhes de operação são tão grandes que poderiam ser considerados quase que como métodos distintos.

O Calorímetro é um sistema projetado para medir a grandeza dose absorvida na água ou no grafite de acordo com sua definição, embora não meçam a energia absorvida diretamente e sim a partir do aumento da temperatura no meio que é

resultado de um processo de indução pela radiação.

A dose absorvida  $D_m$  por um dado material está relacionada ao aumento de temperatura induzida pela radiação através do calor do material em condições adiabáticas e definidos pela relação. (Attix (2007) Andreo et al (2017).

$$D_m = c_p \Delta T \quad (1)$$

Onde:

$c_p$  = é o calor específico de um dado material a uma pressão constante

$\Delta T$  = o aumento da temperatura devido a absorção de energia

A expressão (1) acima assume simplisticamente que toda a energia foi depositada no material do calorímetro na forma de calor, sem considerar que existe um certo grau de defeito de calor típico de cada material e que vários fatores devem ainda serem considerados para se chegar ao valor da dose absorvida. Para um valor de dose absorvida típica de 2 Gy, pode representar um aumento da temperatura de cerca de 0,5 mK e para se medir a dose absorvida com alto grau de confiabilidade a incerteza total deve ser melhor que 0,5% o que equivale a  $\pm 2.5 \mu K$ .

A água possui um calor específico bem grande comparada a outros materiais que torna mais simples, o mesmo ocorre com grafite cujas propriedades físicas são similares a da água embora seu calor específico seja cerca de 6 vezes menor.

A determinação do calor específico de um material não é simples e pode ser encontrada numa descrição feita por (Williams et al 1993) e Picard (2007), embora o mais prudente é usar os valores já publicados e validados e não tentar medir. Como este parâmetro é temperatura dependente, operar a baixas temperaturas pode ser uma forma de aumentar a sensibilidade e reduzir o ruído térmico do sistema.

A medição da temperatura é feita por termistores instalados no corpo do calorímetro preenchido com água de alta pureza tipo Mille-Q, conforme relatado inicialmente por Domen(1980,1994)) e Malcolm (2009). O coração do calorímetro (núcleo), é colocado na profundidade de referência, num *fantoma* cúbico com 30 cm de lado.

**Dica:**

- Devido à sua complexidade, não é indicado para uso nos ambientes clínicos e sim nos Laboratórios de Metrologia e de pesquisa.

Existem várias opções de calorímetros, mas como o Laboratório de Ciências Radiológicas, LCR, trabalha com um calorímetro de água construído através de uma parceria entre de Almeida e Seuntjens (2017) da McGill University, e inicialmente trabalhado por Rosado e de Almeida (2019) e em sequência por (Alves2019) para ser o padrão nacional, este será descrito com mais detalhes, sem que isto represente a única opção metrológica e sim uma opção que foi adotada.

O calorímetro de água foi introduzido por Domen (1980) e foi demonstrado que devido a baixa difusão térmica da água a dose absorvida na água poderia ser derivada da medição do aumento da temperatura num dado ponto desde que a capacidade específica de calor da água à pressão constante seja muito bem conhecida.

O uso deste tipo de calorímetro envolve a calibração dos sensores térmicos em termos da diferença de temperatura absoluta e não de parâmetros elétricos. Entretanto, o método não é simples pois necessita evitar o defeito de calor induzido pela radiólise da água e o transporte de calor condutivo e de convecção, devendo também ser usado a baixa temperatura para evitar expansão volumétrica que afeta a convecção do calor. O defeito térmico também está presente no calorímetro de grafite.

Trabalhar com água direto evita a introdução de um fator de conversão grafite/água, e por esta e outras razões o calorímetro de água vem sendo mais utilizado, pois a grandeza dose absorvida na água é a grandeza que interessa ser medida num meio não perturbado. Esta condição é sem dúvida difícil de se obter uma vez que nem todos os componentes

são construídos de materiais de baixo número atômico, ou mesmo próximo da água, produzindo perturbações no meio que são identificadas, estimadas e corrigidas por fatores de correção específicos e cuidadosamente analisados de forma que a incerteza final não seja comprometida.

Como uma das precondições operacionais é que a temperatura da sala não deva variar muito ao longo dos 5-30 min tempo médio de uma de medição, o mais prático é controlar a temperatura no coração do calorímetro usando um algoritmo sugerido por McEwen and Duane (2000) obtendo uma estabilidade mesmo em ambientes onde a temperatura ambiente possa variar rapidamente. O modo mais simples de operar um calorímetro é no modo “quasi-adiabático, ou seja, numa primeira aproximação nenhum calor é perdido para o ambiente de forma que o aumento da temperatura possa ser obtido a partir de uma extrapolação linear dos sinais pré e pós irradiação e considerar como referência o ponto médio, como descrito na Fig 1.

- “pre drift” (A-B).
- o periodo de irradiação (B-C) e
- o período de relaxamento “pós heat” (C-D). Malcolm (2009).

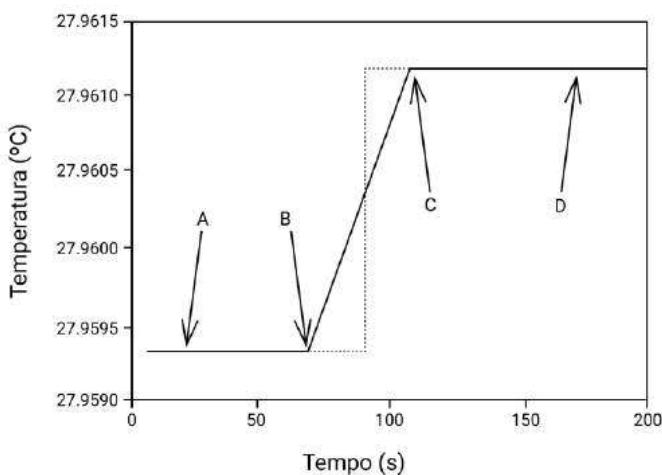


Figura 1 – Exemplo de uma simulação da uma leitura de um calorímetro livre de ruído mostrando as fases.

O aumento da temperatura induzida pela radiação é determinado pela diferença entre os gradientes dos sinais obtidos com o feixe ligado e desligado (pontos B e C) extrapolado para o ponto médio conforme a linha pontilhada, assumindo que não ocorreu nenhuma variação no temperatura ambiente. Se o coração do calorímetro estiver isolado termicamente os gradientes “pós heat” e “pre heat” devem ser muito similares, sendo a análise mais

simples. Mesmo uma pequena perda de calor após a irradiação como a apresentada na Figura 1, não representa um problema maior embora sua causa, deva ser analisada. Por exemplo, se o problema é devido ao isolamento térmico (Ross et al 2000), excesso de calor depositado nos sensores ou mesmo na troca de calor entre a parede do vaso e o sistema de medição Seuntjens et al.(2000). Raramente os sinais dos calorímetros são não lineares após a irradiação, mas, um desvio da condição ideal deve ser investigado.

## 2. FATORES QUE INFLUENCIAM A ESTABILIDADE DA TEMPERATURA

O comportamento típico do aumento da temperatura é obtida através da medição realizada pelos termistores localizados no coração do calorímetro quando do uso de uma fonte de radiação, consistindo em três regiões básicas:

- pré-aquecimento, que é anterior ao início da irradiação, onde a flutuação da temperatura deve estar estável e sem flutuação.
- constante e quase linear, ocorre quando o aumento de temperatura está associado com a irradiação
- de pós-aquecimento ou de relaxação, que exibe o comportamento da temperatura da água após a interrupção da irradiação.

A região pós-aquecimento tem um perfil térmico característico de relaxação, que inclui uma região de baixo aumento de temperatura que é regida pelo aumento do gradiente de temperatura criado na água pela deposição direta da dose na água.

## 3. MEDIÇÃO DA DOSE ABSORVIDA COM CALORÍMETRO

Genericamente, o formalismo para a determinação da dose absorvida na água com a calorimetria segue a relação:

Onde:

$$D_W(r) = c_W \cdot \Delta T(r) \cdot \prod k_i \quad (2)$$

$D_w$  = é o valor da dose absorvida em um ponto na água que corresponde ao aumento da temperatura ( $\Delta T$ ) medido naquele ponto  $r$ ,

$c_w$  = o calor específico da água,

$\prod k_i$  = conjunto de fatores de correção [ $k_i \cdot k_c \cdot k_v \cdot k_p \cdot k_{dd} \cdot k_p \cdot 1/(1-k_{HD})$ ]

$k_i$  = corrige para os efeitos de transientes na resposta dos termistores devido a deposição extra de calor no termistor relatado por Ross et al (2000) que este efeito quando ocorre, não afeta a extrapolação para determinar o ponto de análise.

$k_c$  = corrige para o efeito devido ao aumento condutivo da temperatura medição da água na presença de um gradiente radial e axial de temperatura resultante de materiais diferentes da água dentro do calorímetro. Por exemplo, o auto aquecimento da fonte de  $^{192}\text{Ir}$  e a distribuição da dose relacionada ao gradiente de temperatura na água, necessita de uma correção da ordem de 0,4%. O cálculo deve ser feito usando equações de transporte 3D usando o método de elementos finitos.

$k_v$  = corrige para o efeito de convecção do calor causado por heterogeneidades na distribuição da dose em especial nos feixes de elétrons, que deve ser avaliado e depende de cada máquina. Em geral, agitando a água pode se restaurar a condição inicial. O seu valor é igual a 1,00.

$k_p$  = corrige para o efeito da perturbação da fluência de energia que depende dos materiais diferentes da água constituintes do projeto do calorímetro incluindo o recipiente de vidro sendo seu valor em geral menor ou igual de 0,3%.

$k_{dd}$  = corrige para não uniformidade do perfil do feixe cujo em geral da ordem de 0,1 a 0,2%

$k_p$  = corrige uma eventual mudança na massa da água, uma vez que a medição da dose esta sendo feita a 4 °C e a medição com a câmara de ionização nas condições de referencia é feita a temperatura ambiente, com um valor da ordem de 0,1%.

$k_{hd}$  = corrige o defeito de calor, ou seja, a diferença entre a energia nominal absorvida e a energia que se manifesta como calor.

#### **Dica:**

- Em situações que envolvem o uso de fontes exemplo,  $^{192}\text{Ir}$  de alta taxa de dose, pode ocorrer um aumento na temperatura da água devido aquecimento proveniente da liberação de calor do processo de decaimento da fonte, efeito que alcança o ponto de medição. Utilizando um modelo de condução de calor na água, o tempo inicial desse aumento de temperatura pode ser previsto com exatidão com uma função da distância do ponto de medição da fonte.

O processo de implementação de um calorímetro pode ser dividido em três partes:

1. Calibração dos termistores,
2. Construção dos componentes,
3. Cálculo dos fatores de correção,

### **Calibração dos termistores**

Para a calibração dos termistores, deve-se utilizar um banho termostático com um termômetro calibrado no INMETRO, além dos termistores RTD que monitoram a temperatura dentro do simulador. Um programa computacional é utilizado para variar a temperatura do

banho de  $-4^{\circ}\text{C}$  a  $12^{\circ}\text{C}$  com intervalos de  $0,5^{\circ}\text{C}$ . Para cada valor deve ser feita uma medição da resistência dos termistores e a leitura da temperatura em um termômetro de referência.

## Construção dos componentes

Basicamente três componentes fazem parte do calorímetro:

- Caixa isolante,
- Núcleo selado,
- Ponte de Wheatstone.

Caixa isolante deve ser construída de forma a permitir irradiações direcionadas aos planos horizontal e vertical, sendo possível posicionar o núcleo do calorímetro nas duas direções deixando numa das paredes laterais uma janela para a entrada do feixe.

Na Figura 2, temos a imagem da caixa onde o calorímetro é visto de cima, colocado no seu interior permitindo sua irradiação na geometria vertical.



Figura 2 – A caixa de isolamento contém os seguintes componentes: Isolante de isopor na parte externa, placa de cobre para condução de calor e trocadores de calor que são conectados ao banho termostático, núcleo do calorímetro, termistores para medir a temperatura da água no núcleo, o suporte para fixação do núcleo e RTDs para monitoramento da temperatura do simulador.

Fonte: Autores.

## Núcleo selado

O calorímetro possui um recipiente de vidro (Pyrex) cheio com água de alta pureza (conteúdo impurezas orgânicas  $< 2$  ppb) e com a finalidade de remover quaisquer gases dissolvidos, nitrogênio de alta pureza (99.999%) é borbulhado dentro do recipiente durante

um período de 3h, sendo os termistores e mangueiras fixados num suporte de acrílico com alguns cateteres.

### Ponte de Wheatstone

A ponte de Wheatstone, tem como objetivo registrar pequenas variações na resistência dos termistores. Na Figura 4, temos um esquema típico de uma ponte de Wheatstone desenvolvida para este propósito.

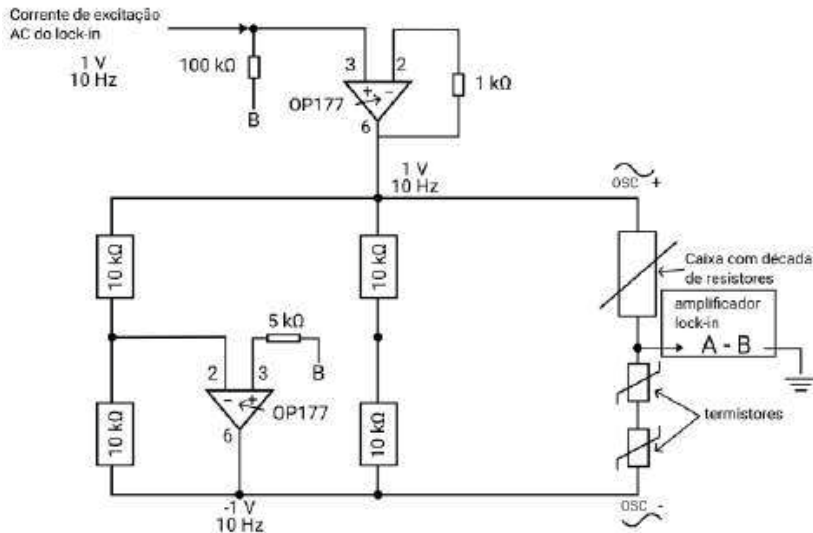


Figura 3 – Esquema típico de uma ponte de Wheatstone.

Fonte: Autores.

A correção devido a massa específica da água e seu defeito térmico foram reatados por Seuntjens and Palmans(1999) Ross et al (2007). A correção devida a não uniformidade do perfil do feixe é determinada para cada modelo de acelerador.

### Cálculo do fator de correção devido transferência de calor

A diferença de capacidade térmica entre o Pyrex e a água requer uma correção devido à transferência de calor considerando a geometria, os materiais e a fonte de calor avaliadas por meio de um código computacional que resolve equações de transporte por elementos finitos.

**Dicas:**

- Para iniciar a operação de um calorímetro, a primeira parte que deve ser realizada é a limpeza do seu núcleo. A higienização é feita com água de alta pureza e detergente específico, os termistores são colocados dentro do núcleo e preenchido com água de alta pureza.
- Os termistores devem ser posicionados no centro do calorímetro com o auxílio de um Microscópio tipo de viagem com escala, de forma que os termistores sejam perfeitamente posicionados a uma distância de 0,5 mm entre eles.
- A posição dos termistores em relação à superfície depende do tipo de radiação será realizada. Caso seja um feixe de elétrons, os termistores devem ser posicionados o mais próximo da superfície possível.
- Após o posicionamento, dos termistores o núcleo do calorímetro deve ser saturado por um gás inerte ex: argônio durante 3 horas e durante este processo deve se ter muito cuidado devido à fragilidade dos termistores e do núcleo. Após a saturação o núcleo é selado e colocado dentro da caixa térmica.
- Ao preencher o coração do calorímetro deve ser mantida uma pequena bolha do gás inerte de forma a evitar que o calor possa produzir uma expansão da água e danificar o coração. O coração é o elemento mais crítico e de maior custo do sistema.

#### **4. MEDIÇÃO DA GRANDEZA DOSE ABSORVIDA NA ÁGUA NUM FEIXE DE FÓTONS DE 6MV. ACELERADOR**

O uso de um calorímetro pode ter pelo menos dois objetivos;

- medir diretamente a grandeza dose absorvida direto na água,
- determinar o fator de qualidade a ser aplicado às câmaras de ionização em feixes de fótons de várias energias produzidas por um acelerador cujo coeficiente de calibração foi obtido em condições de referência com um feixe de raios gama do <sup>60</sup>Co de acordo com o TRS#398 (2000).

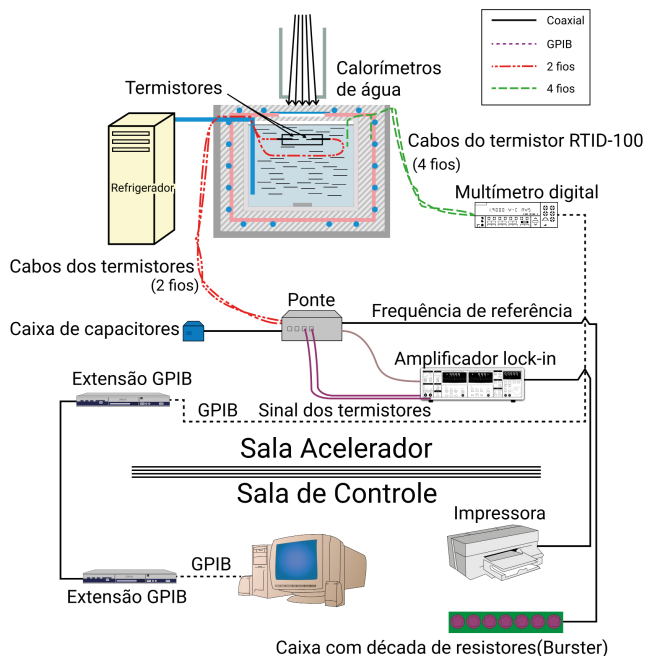


Figura 4 – Diagrama completo do setup do calorímetro na sala do acelerador e os acessórios necessários para a coleta e controle dos dados contendo; caixa de capacitores, multímetro digital, termistores, amplificador lock-in, sistema de cabo GPIB, caixa com a ponte e a década de resistores.

Fonte. McEwen (2009).

Os vários acessórios mostrados na Figura 4 tem funções específicas tais como:

- O banho térmico é usado para manter estabilizada a temperatura da água no interior do calorímetro na temperatura normalmente de 4°C.
- Três sondas de temperatura PT-100 RTD são usadas para monitorar a temperatura da água e do cobre: as duas no fantoma de água monitora a homogeneidade da temperatura e uma na placa de cobre garantem o monitoramento da estabilidade térmica do fantoma antes do início das irradiações. A resistência de cada sonda é lida usando no modo de 4 fios em multímetro digital.

Os fios dos dois termistores que estão no coração do calorímetro são conectados a um circuito da ponte de Wheatstone (bridge box). A excitação sinusoidal de voltagem (1 V, 10 Hz) é fornecida por um amplificador lock-in que também é usado para medir a tensão de saída da ponte. A tensão de saída está relacionada à mudança de resistência dos termistores. O sistema possui dois circuitos de ponte diferentes para as medições:

- uma ponte passiva contendo apenas resistores e capacitores
- uma ponte ativa que também usa amplificadores operacionais.

A principal diferença é que os dois lados do divisor de tensão são alimentados por uma fonte perfeitamente fora de sinal de fase. Portanto, não há necessidade do sinal do resistor fixo e o ponto B estar diretamente conectado ao solo. Isso é realizado usando dois amplificadores operacionais (Dispositivos analógicos), o primeiro é usado como um amplificador de ganho zero e o segundo funciona como um inversor de tensão. Os amplificadores operacionais são alimentados por uma fonte de alimentação de  $\pm 15$  V e contém quatro resistores de 10 k $\Omega$  e resistores adicionais usados em combinação com os amplificadores operacionais. O outro braço da ponte contém os termistores e a década de resistências.

O amplificador lock-in indica a tensão no ponto A enquanto o ponto B é aterrado através da fonte de alimentação.

***Dica:***

- A fim de evitar “loops” de aterramento, todas as blindagens de cabo e da caixa da ponte também são aterradas por meio desse ponto, devendo toda a eletrônica envolvida no processo de medição também estar aterrada no mesmo ponto.

Existe também, uma caixa de década de capacitores que deve ser adicionada ao circuito para equilibrar o componente capacitivo do sinal sendo a ponte ativa a escolhida para as medições realizadas.

A interface GPIB liga o computador onde estão os códigos de controle e de registro das medições com a eletrônica, incluindo o multímetro e o pré-amplificador através de um cabo de extensão para a interface GPIB uma vez que o computador de controle e armazenamento dos resultados fica fora da sala de irradiação.



Figura 5 – Posicionamento do calorímetro posicionado na sala do acelerador para a realização das medições e instrumentação associada descrita acima.

Fonte. Autores.

## Exemplo de uma medição real

Um conjunto de medições foi realizado num feixe de fótons de acelerador com um calorímetro de água, usando 10 irradiações de 1 minuto em um feixe de 6 MV (FFF) com taxa de dose de 1200 cGy/min num LINAC Varian modelo True Beam nas condições: campo 10x10 cm<sup>2</sup>, SSD 100 cm e os termistores posicionados a uma profundidade de 10 g/cm<sup>2</sup> na água.

## 5. FORMALISMO PARA AVALIAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA NA ÁGUA.

$$D_w = c_w \frac{M}{\Delta V_{1\Omega \text{ calibração}}} \frac{1}{R_{buster}} \frac{1}{S_{termistor}} \prod_i k_i \quad (3)$$

Onde:

$D_w$  – dose em Gy

$C_w$  – capacidade térmica específica da água J/kg K

$M$  – sinal medido em  $\mu V$

$\Delta V_{1\Omega \text{ calibração}}$  – sinal medido na ponte ativa por unidade  $\Omega$  de excitação

na temperatura de trabalho (temperatura da água no interior do calorímetro)  $\mu V/\Omega$

$R_{buster \Omega}$  – valor aplicado à década de resistências para balancear a ponte ativa antes da irradiação.

$S_{termistor}$  – sensibilidade dos termistores  $K^{-1}$

$\prod_i k_i$  – Conjunto de fatores de correção

Fatores de correção aplicadas são:

- $k_p$  = devido a perturbação no feixe devido a presença do vidro, determinada por Monte Carlo, com valor de 1.07
- $k_{HT}$  = devido a transferência de calor por condução, (realizada numericamente com um código computacional home made de transferência de calor com valor de 1,02,
- $k_p$  = devido a mudança da massa específica da água causada pela variação da temperatura quando do posicionamento do vaso selado e a temperatura na qual serão realizadas as medições, com o valor de 1,024,
- $k_{HD}$  = o defeito térmico da água causado pela radiólise da água, (como foi utilizado Ar, argônio, ultrapuro < 2 ppm O<sub>2</sub> não se faz necessária a correção) o valor usado é de 1,00
- $C_w$  = o valor da capacidade térmica da água a 4 °C foi considerado 4.204,8 J/kg

Os valores numéricos medidos foram:

$M = 38,643 \mu V$  (valor médio das 10 medições)

$\Delta V_{1\Omega \text{ calibração}} = 23,9026 \mu V/\Omega$  (valor médio da verificação de calibração realizada após as medições)

$R_{buster} = 20936,75 \Omega$  (valor médio das medições)

$S_{termistor} = 0,0402 K^{-1}$  (sensibilidade dos termistores)

$\Pi_i k_i = 1,118$  (4)

Como resultado foi encontrado um valor 8.01 Gy a 10 cm de profundidade para uma dose nominal = 12.00 Gy a 100 cm e dose nominal de 8.04 Gy a 10 cm de água.

Análise das incertezas

O calorímetro de água foi introduzido por Domen (1980) usando água e foi demonstrado que devido a baixa difusão térmica da água, a dose absorvida na água poderia ser derivada da medição do aumento da temperatura num dado ponto desde que a capacidade especifica de calor da água à pressão constante seja muito bem conhecida

A calibração deste tipo de calorímetro envolve a calibração dos sensores térmicos em termos da diferença de temperatura absoluta e não de parâmetros elétricos. Entretanto, o método não é simples pois necessita minimizar o defeito de calor induzido pela radiólise da água e o transporte de calor condutivo e de convecção, devendo também ser usado a baixa temperatura para evitar expansão volumétrica que afeta a convecção do calor.

As incertezas típicas para feixe de fótons são da ordem de 0,5% para ambos os tipos de calorímetros e devem ser melhoradas à medição que se conheça melhor o defeito de calor da água e da convecção de calor Seuntjens and Duane (2009).

|                                | Tipo A      | Tipo B      |
|--------------------------------|-------------|-------------|
| Calibração dos termistores     | 0,13        | 0,5         |
| Repetibilidade                 | 0,05        | -           |
| Correção do gap                | -           | 0,13        |
| Profundidade no grafite        | 0,04        | -           |
| Distância da fonte             | -           | 0,05        |
| Não uniformidade radial        | 0,01        | 0,01        |
| <b>Soma quadrática.</b>        | <b>0,20</b> | <b>0,54</b> |
| <b>Incerteza combinada K=1</b> | <b>-</b>    | <b>0,56</b> |

Tabela 1 – Incertezas típicas em % associadas ao calorímetro de grafite num feixe de fótons de alta energia na medição da dose no grafite.

|                                | <b>Tipo A</b> | <b>Tipo B</b> |
|--------------------------------|---------------|---------------|
| Calibração do termistor        | -             | 0,20          |
| Repetibilidade                 | 0,15          | -             |
| Calor específico               | -             | 0,05          |
| Perda de calor                 | -             | 0,05          |
| Uniformidade do feixe          | -             | 0,02          |
| Profundidade na água           | -             | 0,10          |
| Densidade da água              | -             | 0,02          |
| Defeito de calor               | -             | 0,30          |
| <b>Soma quadrática.</b>        | <b>0,15</b>   | <b>0,41</b>   |
| <b>Incerteza combinada K=1</b> | <b>0,43</b>   | <b>-</b>      |

Tabela 2 – Incertezas típicas em % de um calorímetro selado com água num feixe de fótons de alta energia na medição da dose na água: Dágua.

Embora a operação e os fatores de correção para ambos os tipos de calorímetro sejam de origens diferentes, as incertezas relativas à determinação da dose absorvida são comparáveis. Ambos os sistemas continuam sendo utilizados em diferentes laboratórios, sendo importante manter ambos operacionais para fortalecer a consistência metrológica entre os diferentes sistemas utilizados para medição de uma mesma grandeza.

## REFERÊNCIAS

ATTIX, F. H. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. ed. Weinheim: Wiley- VCH. 2004.

ALVES C. F. E., Implementação da calorimetria aquosa como padrão primário de dose absorvida para dosimetria em feixes de radioterapia externa e braquiterapia, Relatório Final de Viagem. 2019.

ANDREO P., BURNS D., NAHUM A. and SEUNTJENS J., Fundamentals of Ionizing Radiation dosimetry. 2017.

de ALMEIDA and SEUNTJENS J. Private Communications. 2017.

DOMEN S.R. "Absorbed dose water calorimeter," Med. Phys. **7**, 157–159.1980.

DOMEN S.R. A sealed water calorimeter for measuring absorbed dose. J Res Natl Inst Stand Technol. 99:121-141. 1994.

International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. Technical Report Series No. 398. Vienna: IAEA, (2000).

McEWEN M.R. Primary standards of air kerma for  $^{60}\text{Co}$  and X-rays and absorbed dose in photon and electron beams. AAPM Summer School (2009).

McEWEN M.R., and DUANE S. A portable calorimeter for measuring absorbed dose in radiotherapy clinic. *Phys. Med. Biol.* 45: 3675-3591 (2000).

PICARD S. D, BURNS DT, and ROGER P. Determination of the specific heat capacity with a graphite sample using absolute and differential methods. *Metrologia* 44:294-302 (2007).

ROSADO P. and de ALMEIDA C.E. Relatório de viagem ao NRC. (2019).

ROSS C.K., SEUNTJENS J.P., Klassen N.V., and Short K. The NRC sealed water calorimeter: Correction factors and performance. NPL Report CIRM 42 (2000).

ROSS. C, McEWEN M. and KLASSEN, N. Vessel design and correction factors for water calorimetry. Ioinzing Radiation Standards. Workshop on Absorbed Dose and Air Kerma Primary Standards, Paris (2007).

SEUNTJENS J. and PALMANS, H Correction factors and performance of a 4 °C sealed water calorimeter, *Phys. Med. Biol.* 44 627-646 (1999).

SEUNTJENS J., KAWRAKOV. I., and ROSS C.K. Revisiting convective motion in stagnant water calorimeter operated at room temperature. NPL Report CIRM (2000)

SEUNTJENS J. and DUANE S. "Photon absorbed dose standards," *Metrologia* 46, S39–S58 (2009).

WILLIAMS A.J. BURNS D.T., and McEWEN M.R. NPL Report RSA (Ext) 40. Measurement of the specific heat capacity of the electron beam graphite calorimeter (1993).

**Oswaldo Baffa****Angela Kinoshita**

## 1. INTRODUÇÃO

Conforme discutido nos capítulos anteriores, para se medir a dose de radiação ionizante depositada em um determinado meio, medem-se os efeitos causados. Esses podem ser a ionização de um gás, como em uma câmara de ionização ou um detector Geiger, a oxidação de um sal de ferro como o íon  $\text{Fe}^{2+}$  sendo convertido para  $\text{Fe}^{3+}$  no caso da dosimetria Fricke ou a polimerização de monômeros no caso da dosimetria com géis. Quando se utiliza a Alanina, que é o mais simples dos aminoácidos, o que se mede é quantidade de moléculas que foram ionizadas e produziram um centro paramagnético ou um spin eletrônico. Portanto para se realizar esse tipo de dosimetria precisaremos do aminoácido alanina e de um equipamento para se medir a quantidade spins geradas na interação da radiação com esse aminoácido. Essa medição é não destrutiva e dosímetros de alanina podem ser “arquivados” por vários anos para leituras posteriores se

necessário for para se conferir ou reavaliar alguma medição. Esse equipamento é um espectrômetro de ressonância de spin eletrônico (RSE) também conhecido como espectrômetro de ressonância paramagnética eletrônica (RPE). Iniciaremos esse capítulo descrevendo a molécula de alanina e suas propriedades dosimétricas, em seguida discutiremos os princípios básicos da ressonância de spin eletrônico, a composição básica de um espectrômetro de RSE ou RPE finalizando com informações práticas dos cuidados básicos para se realizar esse tipo de dosimetria com precisão adequada para aplicações em diferentes áreas.

## 2. ALANINA

A molécula de alanina (ácido 2-aminopropanóico) é o menor e mais simples aminoácido participante da biossíntese molecular. Sua estrutura molecular  $\text{CH}_3\text{CH}(\text{NH}_2)\text{COOH}$  consiste de um grupo carboxílico ( $\text{COOH}$ ), grupo amino ( $\text{NH}_2$ ), um metil ( $\text{CH}_3$ ) e um átomo de hidrogênio, todos ligados a um átomo de carbono central. O grupo metil é responsável por diferenciar alanina de outros aminoácidos. Existe em duas formas isoméricas: L- e D-alanina, e uma

mistura racêmica deles que resulta na forma DL-alanina. O isômero L- e a DL-alanina são as formas mais comuns usadas para dosimetria Regulla and Deffner (1982), Baffa and Kinoshita (2014)

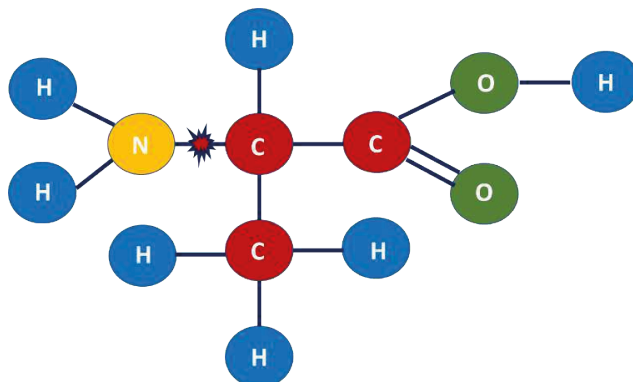


Figura 1 – Representação da estrutura molecular da Alanina, e a ligação usualmente rompida (em azul e vermelho) quando irradiada.

Fonte: Autores.

A alanina é uma substância tecido-equivalente pois possui número atômico efetivo próximo à água e, conseqüentemente, dos tecidos moles. Esta propriedade atribui a esse dosímetro uma característica muito importante, uma vez que o seu comportamento mediante à radiação ionizante será próximo ao que ocorre em nossos tecidos, possibilitando dosimetria clínica mais realística. Essa proximidade alanina/tecido mole em termos de interação com a radiação ionizante pode ser observada na Figura 2, onde podemos notar a proximidades dos coeficientes de atenuação em massa ( $\mu/\rho$ ) ou do coeficiente mássico de absorção ( $\mu_{en}/\rho$ ) da alanina e de tecido mole, para uma ampla faixa de energia da radiação (NIST n.d.).

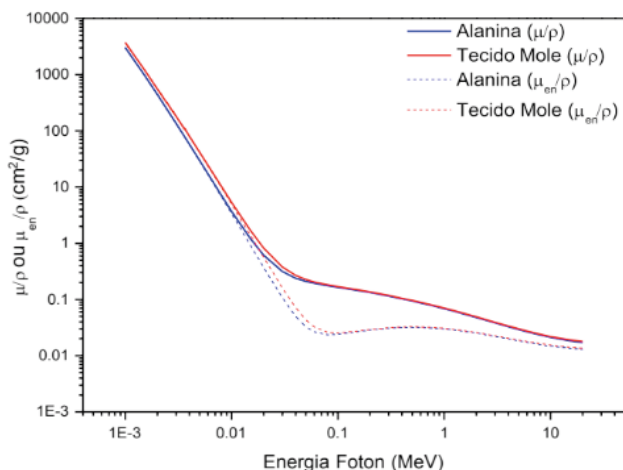


Figura 2 – Coeficiente de atenuação de massa ( $\mu/\rho$ ) e coeficiente mássico de absorção ( $\mu_{en}/\rho$ ) detectado mole e da alanina(NIST n.d.). Pode-se observar que a partir de ~50 keV para ( $\mu_{en}/\rho$ ) e ~15keV para ( $\mu/\rho$ ) o comportamento é o mesmo.

Fonte: Autores.

A interação da radiação ionizante com alanina desencadeia uma série de reações que dão origem a três radicais e o mais estável à temperatura ambiente corresponde à quebra da ligação do grupo  $\text{NH}_2$  com o restante da molécula Sagstuen *et al* (1997), Heydari *et al* (2002). Desse modo, a presença de um elétron desemparelhado junto com o carbono central atribui propriedades paramagnéticas à alanina e esse fato possibilita o seu uso como dosímetro. De modo resumido, quanto maior a dose de radiação, maior a quantidade elétrons desemparelhados ou moléculas ionizadas. A RSE é capaz de detectar elétrons desemparelhados e assim, quanto maior a dose depositada, maior será a intensidade do sinal RSE detectado. E esta relação entre dose depositada e intensidade do sinal é a base do sistema dosimétrico Alanina/Ressonância de Spin Eletrônico.

### 3. PRINCÍPIOS BÁSICOS DE ESPECTROSCOPIA DE RESSONÂNCIA DE SPIN ELETRÔNICO

As técnicas espectroscópicas em geral envolvem a medição de absorção de energia radiante, ou sua intensidade, pela matéria. Dependendo da energia que se estuda podemos ter a espectroscopia no visível, infravermelho, ultravioleta, onde esses termos indicam a faixa do espectro de ondas eletromagnéticas que é empregado.

Na espectroscopia de ressonância de spin eletrônico ondas eletromagnéticas incidem sobre uma amostra e a absorção dessas ondas é medição. A diferença é que essas ondas são absorvidas somente se um campo magnético estiver presente simultaneamente na

amostra. Esse campo é necessário para orientar os centros paramagnéticos que são constituídos por íons e moléculas que possuem elétrons desemparelhados. Podemos pensar esses centros paramagnéticos como o equivalente a pequenos ímãs que somente vão ter um campo magnético resultante quando algum campo externo impuser uma direção preferencial, à semelhança do que faz o campo magnético terrestre com a bússola. Esses pequenos ímãs ou magnetos quando têm a sua direção alterada em um campo magnético absorvem energia. Essa energia é em geral muitas ordens de grandeza menor que aquela do espectro visível e situa-se na faixa do espectro eletromagnético denominado de região de micro-ondas Swartz *et al* (1972).

A Figura 3 mostra o fenômeno da Ressonância do Spin Eletrônico (RSE). Na Figura, estão representados um conjunto de elétrons com seus spins associados e o efeito da aplicação de um campo magnético externo. Inicialmente, o conjunto de spins encontra-se aleatoriamente distribuídos no espaço e o sistema possui uma energia média  $E$ . Com a presença de um campo magnético externo  $H_{ext}$ , os spins adquirem duas direções preferenciais, paralela ao campo ou antiparalela ao campo. O sistema que antes possuía um único nível de energia e passa a ter 2 dois níveis de energia, associados a cada orientação. No espectrômetro RSE, o sistema é também irradiado por um campo de micro-ondas. O fenômeno da ressonância é observado quando a separação entre os dois níveis de energia for igual à energia do campo de micro-ondas. Neste caso, o sistema absorve energia de modo ressonante ocorrendo transições entre os dois níveis. Esta absorção é registrada pelo equipamento. A equação que descreve este fenômeno é Swartz *et al* (1972), Ikeya (1993a):

$$E = h\nu = g\beta H_r \quad (1)$$

Onde:

$E$  é a energia do campo de micro-ondas

$h$  a constante de Planck

$\nu$  a frequência

$g$  é o fator espectroscópico giromagnético

$\beta$  o Magnéton de Bohr

$H_r$  a intensidade do campo magnético na ressonância

O fator  $g$  é normalmente utilizado para identificar e caracterizar um determinado radical livre.

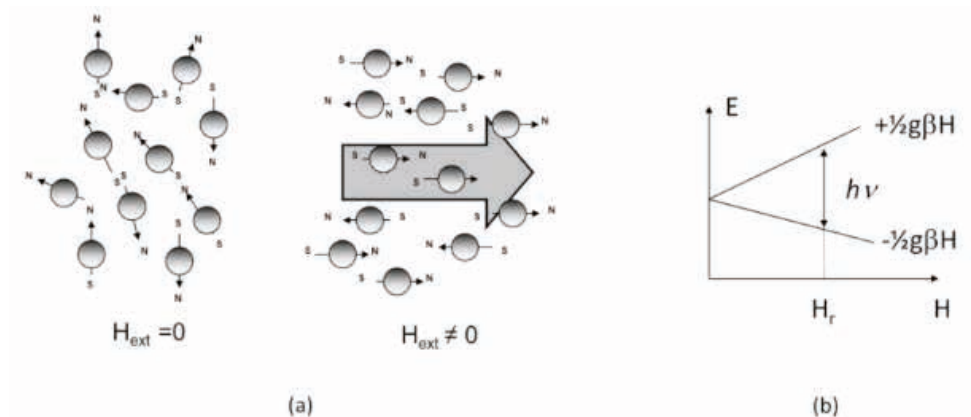


Figura 3 – Conjunto de spins antes e após aplicação de um campo magnético externo ( $H_{ext}$ ), acarretando dois níveis de energia. (b) Fenômeno da Ressonância do Spin Eletrônico, que ocorre quando a diferença entre os dois níveis de energia corresponde à energia do campo de micro-ondas. Nessa condição há absorção ressonante de energia, e a transição entre os dois níveis. A intensidade de absorção de energia é proporcional ao número de spins.

Fonte: Autores.

Para dar uma ideia do valor de campo magnético necessário para essa espectroscopia, para espectrômetros que operam em banda X ( $\sim 9$  GHz,  $\sim 3$  cm) um campo  $H_r \sim 300$  mT (1 Tesla = 1 T = 10,000 Gauss) será necessário para se observar o fenômeno de RSE na maioria dos radicais livres de interesse para dosimetria Wertz and Bolton (1972). Para se ter um parâmetro de comparação o campo magnético terrestre em nossa região é cerca de 20 mT.

Além da banda X, existem espectrômetros que operam em outras frequências. Daí a necessidade de se ter magnetos capazes de gerar o campo necessário para se observar a ressonância. Um diagrama simplificado de um espectrômetro é mostrado na Figura 4 e junto as outras frequências e os respectivos valores dos campos que ocorrem a ressonância.

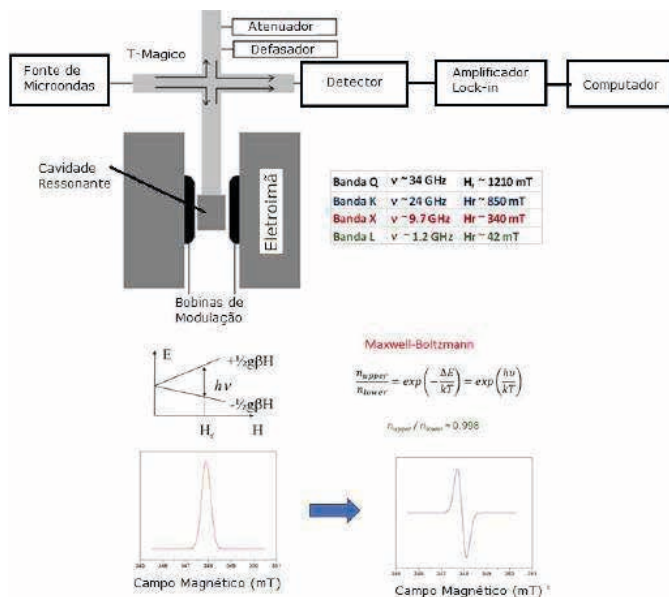


Figura 4 – Esquema simplificado de um espectrômetro de ressonância do spin eletrônico. A amostra é inserida dentro da cavidade, usualmente em tubo de quartzo. Ela é submetida ao campo magnético gerado pelo magneto e a um campo de micro-ondas. O campo magnético é gradativamente variado e a ressonância é observada quando a separação entre os dois níveis de energia corresponde à energia do campo. Nesse caso há absorção da energia, representada pela curva em vermelho. Como a diferença entre as populações nos dois níveis é muito pequena (0,998 na temperatura ambiente), há sistemas para amplificar o sinal, feito pela modulação do campo (bobinas de modulação) e pela frequência. Desta forma, o sinal detectado pelo amplificador lock-in corresponde à primeira derivada da curva de absorção.

Fonte: Autores.

#### 4. INTERAÇÃO NUCLEAR HIPERFINA

O fato de o elétron desemparelhado em uma amostra sofrer a ação dos campos magnéticos que agem sobre ele, constitui a principal condição para que possamos analisar o efeito da ressonância magnética. A ação de um campo magnético externo sobre o elétron já foi analisada anteriormente, no entanto este mesmo elétron pode sentir também a ação do campo magnético gerado pelos núcleos vizinhos, sendo que este se adiciona ao campo magnético externo. Esta interação é chamada de interação nuclear hiperfina e faz com que os níveis de energia do elétron (Figura 3b) sofram um desdobramento criando uma estrutura espectral chamada de estrutura hiperfina Poole (1996).

O spin nuclear é caracterizado pelo número quântico  $I$ , e como o elétron, a sua projeção em uma dada direção é quantizada e representada pelo número quântico  $m_I$ . Para um núcleo com spin  $I$ ,  $m_I$  pode adquirir  $2I+1$  valores possíveis.

O campo magnético efetivo, que age sobre o elétron, é constituído da soma entre o campo magnético externo e o campo magnético gerado pelo núcleo, sendo que este último

pode assumir  $2I+1$  valores. Deste modo, existirá  $2I+1$  campos magnéticos diferentes agindo sobre os elétrons desemparelhados (um tipo de campo magnético por elétron), gerando então  $2I+1$  linhas de igual intensidade no espectro de ressonância, conhecidas como linhas de desdobramento hiperfino.

A separação entre as linhas é chamada de constante de desdobramento hiperfino, representada pela letra **a**, e corresponde a uma medição da intensidade da interação entre o elétron e o núcleo. A Figura 5 ilustra a situação de quando há 1 núcleo de spin  $\frac{1}{2}$  (por exemplo, o hidrogênio) interagindo com o elétron. Nesse caso,  $2I+1 = 2$ , ou seja, haverá 2 linhas no espectro, separadas por **a**.

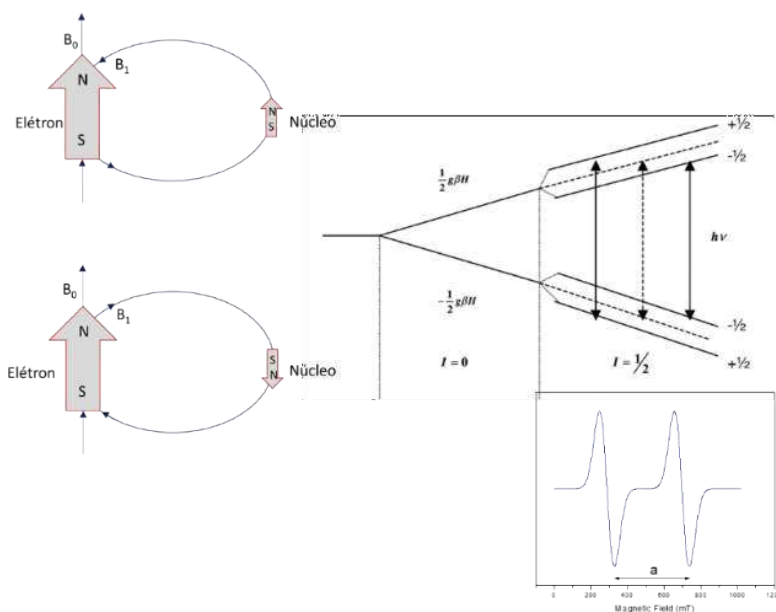


Figura 5 – Interação Hiperfina nuclear e esquema de níveis de energia para um sistema  $I=S = 1/2$ . O campo do núcleo se soma ou se subtrai do campo do elétron. Nesse caso, a ressonância ocorre em dois valores de campo magnético (mostrado pelas setas cheias) e o espectro é formado por 2 linhas.

Fonte: Autores.

## 5. DOSIMETRIA POR RESSONÂNCIA DE SPIN ELETRÔNICO

A dosimetria por RSE baseia-se na determinação da relação entre o sinal RSE e a dose. O sinal de RSE pode ser quantificado de diversas formas, entretanto, a medição da amplitude pico-a-pico da principal linha do espectro, que é proporcional ao número de spins, é a forma mais usada. Outros métodos tais como a integral da curva de absorção, soma das intensidades dos picos, também são relatados e podem ser úteis em algumas situações (Keya (1993b), Gómez *et al* (2011)).

Para cada dose depositada, quantifica-se o espectro e a curva Dose-resposta é

estabelecida. Especificamente para alanina, a medição pico a pico da linha central é o método mais usado. Conforme mencionado anteriormente, o elétron desemparelhado na alanina encontra-se no carbono central, e este interage com o campo magnético de 4 átomos de hidrogênio. Há uma combinação entre os campos dos núcleos e do elétron que, ao final, resulta em 5 linhas no espectro.

A Figura 6 ilustra um espectro de alanina irradiada e como se obtém a amplitude pico-a-pico. Ao lado, um exemplo de curva dose-resposta.

Exemplo:

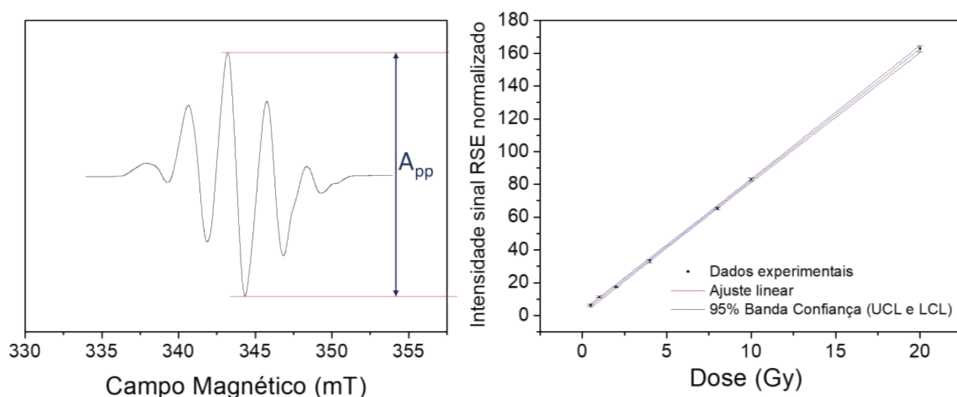


Figura 6 – (a) Espectro RSE da alanina irradiada demonstrando a medição da intensidade pico-a-pico ( $A_{pp}$ ) que é o método mais usual para quantificação do sinal. (b) Curva dose-resposta e ajuste linear dos pontos experimentais ( $R^2 = 0,999$ ). O ajuste linear resultou na equação:  $Y = 2,00 + 8,03 \cdot x$  (sendo  $Y$  a  $A_{pp}$  normalizada pelo ganho usado na aquisição e massa do dosímetro em gramas, e  $x$  o valor da dose em Gy).

Fonte: Autores.

Para alanina, o comportamento linear da curva dose-resposta se estende desde alguns poucos Gy até aproximadamente 100 kGy e, acima deste valor, a curva é sublinear, alcançando uma região de saturação passando por um máximo em  $\sim 1000$  kGy Regulla and Deffner (1982), Wieser and Regulla (1989). Além de mostrar este comportamento linear num amplo intervalo de dose, a alanina possui outras qualidades que a fazem um material dosimétrico adequado: resposta independente da energia da radiação acima de 100 keV, e independência com a taxa de dose Regulla and Deffner (1982). Em relação à dependência energética do sinal de Alanina/ESR, Anton (2008) Anton *et al* (2008) realizou o trabalho com a maior acurácia nesse tema e encontrou variações mínimas, de 0,3%, na resposta a feixes de 8MV e 16MV em relação à energia média nominal do  $^{60}\text{Co}$  (1.25MeV).

Nesse mesmo trabalho, os autores mencionam os vários grupos que estudaram anteriormente o assunto, sem diferenças significativas encontradas.

No início da década de 80, a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA –

International Atomic Energy Agency) recomendou a alanina, dentre vários tipos de dosímetros, para usá-la no programa de padronização de doses altas devido às seguintes qualidades:

- pouco decaimento do sinal com o tempo (estabilidade temporal);
- os dosímetros não requerem nenhum tratamento químico nem térmico antes e depois da irradiação;
- o sinal não é destruído depois do registro do espectro, permitindo guardar os dosímetros para uma reavaliação posterior (Nam and Regulla 1989).

Na atualidade, o sistema dosimétrico Alanina/ESR é orientado pela norma ISO/ASTM 51607(ISO 2018) sendo uma técnica amplamente aceita para a dosimetria de altas doses (da ordem de kGy), como aquelas usadas nos processos de irradiação de alimentos e esterilização de produtos médicos Wieser and Regulla (1989, Van Laere *et al* (1989), McLaughlin and Desrosiers (1995). Entretanto, devido a sua grande sensibilidade, aplicações clínicas com baixas doses vem sendo exploradas com sucesso e estão resumidas em Baffa and Kinoshita (2014).

## 6. ASPECTOS PRÁTICOS

### *a. Dosímetros*

Dosímetros de alanina podem ser adquiridos de diversas empresas no exterior e precisam ser importados. Uma alternativa é a produção local através da aquisição do amino ácido alanina de empresas que fornecem reagentes químicos. É possível comprar a mistura da L e D-Alanina ou somente o isômero L-Alanina. De posse desse material pode-se utilizá-lo na forma de pó ou então fazer uma pastilha, prensando o pó com algum agente aglomerante como materiais poliméricos ou parafina.

Esses materiais geralmente são utilizados em quantidades da ordem de 10% em massa, com isso a sensibilidade do dosímetro não fica prejudicada e a pastilha, que é fácil de manusear, é útil tanto para inserir em fantasmas ou outros arranjos experimentais como para posteriormente se realizar a medição da dose no espectrômetro de RSE. Também é possível ter dosímetros em forma de filmes, onde a alanina é adicionada a um polímero para medições de doses superficiais. Nesse caso, usualmente, a porcentagem de alanina é menor que em ~50% em relação aos dosímetros em forma de pastilha.

**Dicas:**

- Na confecção de dosímetros, é importante assegurar a homogeneidade da mistura (alanina e polímero) e, caso seja usado um polímero ainda não relatado na literatura, assegurar que este não interfira no sinal RSE da alanina após a irradiação.
- Pode-se também realizar a confecção de dosímetros adicionais, irradiá-los com a mesma dose e registrar seus espectros, a fim de ter a informação da homogeneidade do lote usado no experimento.

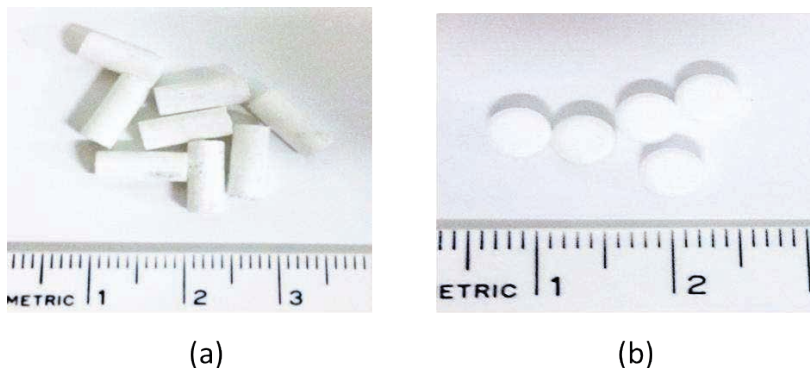


Figura 7 – Dosímetros produzidos no laboratório (a) e vendidos comercialmente (b).

Fonte: Autores.

**b. Medições no Espectrômetro**

Os espectrômetros de RSE são equipamentos relativamente complexos e possuem muitos parâmetros que podem e devem ser ajustados para se obter um espectro de RSE além de parâmetros ambientais, como a temperatura. Como as medições de alanina são realizadas a temperatura ambiente, e vamos nos concentrar nos parâmetros mais importantes que devem ser controlados para uma medição precisa e com alto grau de exatidão.

**Controle da potência de micro-ondas**

A potência com que a amostra é irradiada irá determinar o número de spins que é promovido do nível de energia menor para o nível superior, consequentemente esse parâmetro experimental tem grande influência na intensidade do sinal medido. Em geral antes de se determinar o valor da potência adequado para um determinado material deve-se fazer um estudo do comportamento do sinal com a potência de micro-ondas irradiada. Os estudos teóricos indicam que o sinal cresce com raiz quadrada da potência. Porém existe um limite para esse crescimento, pois quando não existem mais elétrons no estado fundamental não será possível haver absorção de micro-ondas irradiada, a esse fenômeno

se denomina saturação. Quando o gráfico do sinal versus raiz quadrada da potência começa a se desviar da linearidade indica que o sistema de spins começa a saturar. Logo o ponto ideal para se realizar a medição é um valor abaixo desse ponto, como indicado na Figura 8.

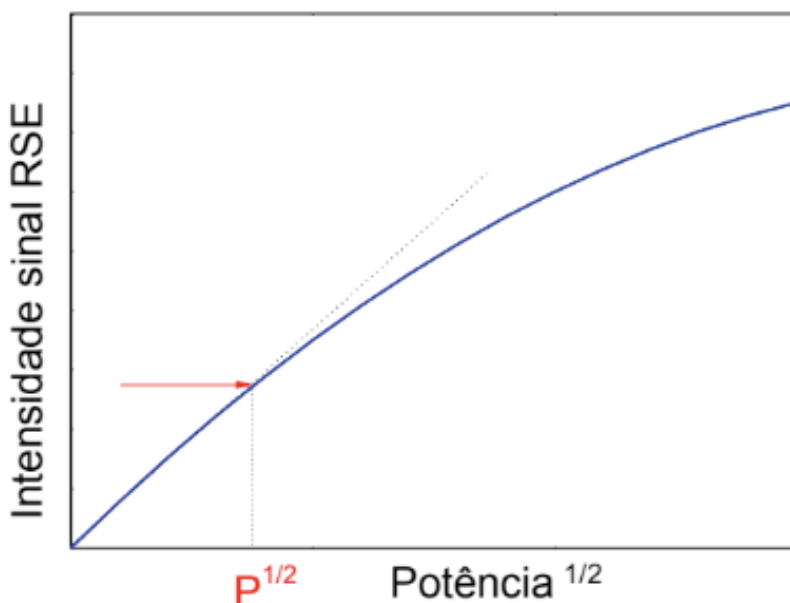


Figura 8 – Intensidade do sinal RSE em função da raiz quadrada da potência de micro-ondas. A seta indica aproximadamente o valor máximo que deve ser aplicado para medições quantitativas.

Fonte: Autores.

## Controle da Modulação

Conforme mencionamos, o campo magnético que alinha os spins é modulado, com uma intensidade bem menor, para auxiliar o sistema de detecção. Isso faz com que o sinal detectado seja a primeira derivada da curva de absorção de micro-ondas (Figura 8). Desta forma, para não haver a distorção do sinal, se usa intensidade de modulação baixa.

Quando não se conhece o sinal, é interessante realizar um experimento monitorando a largura da linha em função da intensidade de modulação, para se saber qual o valor máximo que se pode usar, sem distorcer o sinal uma vez que o aumento da intensidade de modulação auxilia na razão sinal/ruído. Para um maior aprofundamento neste tema específico recomenda-se os trabalhos de Poole (1996), Wertz and Bolton (1972).

Em algumas aplicações, quando, por exemplo, há poucos spins ou baixas doses de radiação, pode-se optar por modulações maiores, mesmo com distorção do sinal.

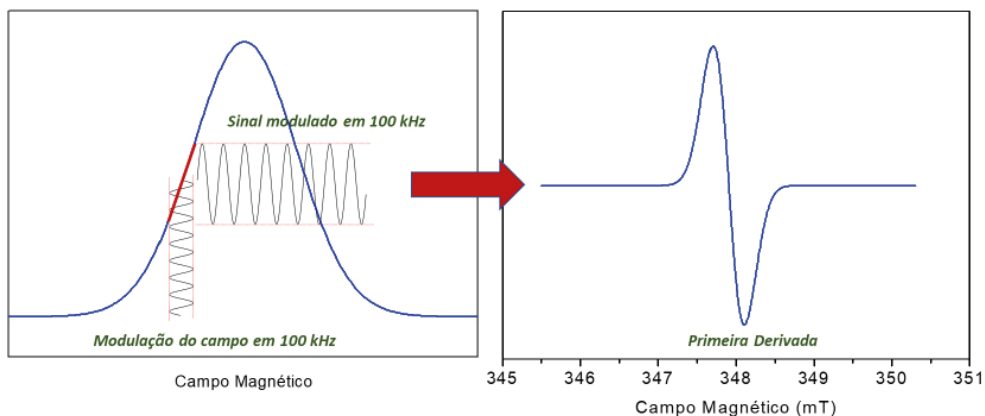


Figura 9 – Ilustração do papel da modulação do campo magnético na detecção do espectro de ressonância do spin eletrônico.

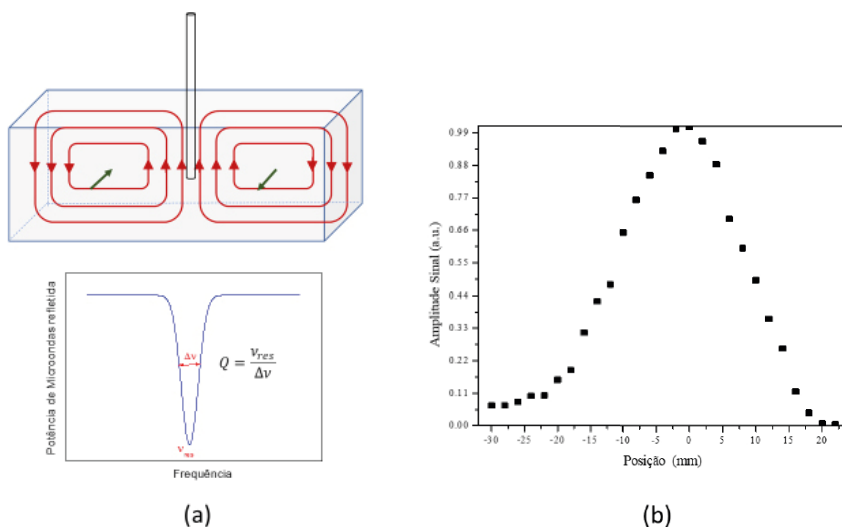
Fonte: Autores.

## Posicionamento na Cavidade Ressonante

Espectrômetros de RSE possuem uma cavidade ressonante para que as amostras possam ser expostas ao campo magnético oscilante de micro-ondas. Isso é necessário para se atingir uma intensidade suficiente para excitar os spins. Esse é o mesmo princípio que se usa em um forno de micro-ondas para se aquecer e cozinhar alimentos. O forno é uma cavidade ressonante e tem pontos com alta intensidade e outros com baixa. Todos percebem isso quando se descongela algum alimento. Consequentemente, o posicionamento da amostra na cavidade é outro fator importante. Conforme representado na Figura 9a, a cavidade ressonante “acomoda” o campo eletromagnético da micro ondas, de modo que na região central da cavidade ocorra uma convergência (soma) do campo magnético e a anulação do campo elétrico. Assim o campo magnético é otimizado nesta região, sendo importante que a amostra seja posicionada nesta região.

Um parâmetro técnico em relação a cavidades é conhecido como fator de qualidade ou “Fator Q”. Uma vez que cavidades ressonantes são capazes de armazenar energia, ou seja, não refletem a microondas de volta, a sua eficiência nesse armazenamento é dada por este fator que mede a razão entre as energias armazenada e dissipada. Em termos práticos, ao posicionar a amostra na cavidade, observamos o “dip”, como mostrado na Figura 10a, que representa a “perda” da onda refletida em função da frequência de ressonância. Quanto menor a perda, ou seja, um “dip” mais profundo e mais estreito, melhor estará posicionada a sua amostra.

Para exemplificar esse efeito, na Figura 10b está representada a curva da intensidade do sinal de alanina de acordo com a distância em relação ao centro da cavidade.



Fonte: Autores.

## Exercícios de fixação

1. Quais são os principais parâmetros a serem controlados no espectrômetro de RSE para medições com precisão de dosímetros de alanina?
2. A leitura da dose afeta a informação contida no dosímetro de alanina?
3. Utilizando os espectros abaixo e a curva de calibração da Figura 6, que está ampliada no apêndice, procure estimar a dose com a respectiva incerteza. O espectro da Figura 11a foi registrado com ganho de 600 e tem massa 0,158 g. O da Figura 11b foi registrado com ganho 50 e tem massa 0,155 g.

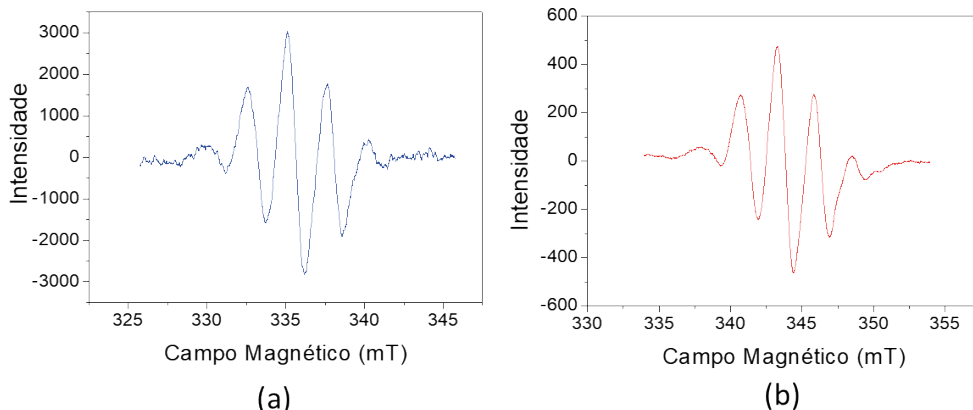


Figura 11 – Espectros de RSE de dosímetros de alanina irradiados. (a) Registrado com ganho 600e tem massa 0,158g e (b) registrado com ganho 50 e tem massa 0,155g.

Fonte: Autores.

## Leituras adicionais recomendadas

Devido às propriedades apresentadas, a dosimetria por ressonância do spineletrônico usando alanina é tema de diversos projetos de pesquisa e trabalhos publicados. Especialmente devido à equivalência com os tecidos moles, muitas aplicações clínicas já foram feitas, bem como outros trabalhos exploraram formas de otimizar o dosímetro, incorporando outros materiais, a fim de aumentar sua sensibilidade.

Algumas indicações para leitura adicionais, além das citadas no capítulo:

ALEXANDRE A C, BAFFA O and NASCIMENTO O R The influence of measurement and storage conditions on alanine ESR dosimeters Int. J. Radiat. Appl. instrumentation. Part A. Appl. Radiat. Isot. **43** 1407–11. 1992

ALVES G G, KINOSHITA A, OLIVEIRA H F DE, GUIMARÃES F S, AMARAL L L and BAFFA O Accuracy of dose planning for prostate radiotherapy in the presence of metallic implants evaluated by electron spin resonance dosimetry Brazilian J. Med. Biol. Res. **48** 644–9. 2015 Online: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0100-879X2015000700644&tlng=en](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-879X2015000700644&tlng=en)

De ANGELIS C, ONORI S, PETETTI E, PIERMATTEI A and AZARIO L Alanine/EPR dosimetry in brachytherapy. Phys. Med. Biol. **44** 1181–91. 1999. Online: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10368011>

ANTON M, WAGNER D, SELBACH H-J, HACKEL T, HERMANN R M, HESS C F and VORWERK H In vivo dosimetry in the urethra using alanine/ESR during (192)Ir HDR brachytherapy of prostate cancer--a phantom study. Phys. Med. Biol. **54** 2915–3. 2009 Online: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19384000>

BAFFA O and Kinoshita A Clinical applications of alanine/electron spin resonance dosimetry Radiat. Environ. Biophys. **53**. 2014a

- BAFFA O and Kinoshita A Clinical applications of alanine/electron spin resonance dosimetry *Radiat. Environ. Biophys.* **53** 233–40. 2014b Online: <http://dx.doi.org/10.1007/s00411-013-0509-2>
- BORGONOVE A F, KINOSHITA A, CHEN F, NICOLUCCI P and BAFFA O Energy dependence of different materials in ESR dosimetry for clinical X-ray 10MV beam *Radiat. Meas.* **42** 1227–32. 2007. Online: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350448707002508>
- CALCINA C S G, DE A A AND R J ' R O and A F C and B O. Ir-192 HDR transit dose and radial dose function determination using alanine/EPR dosimetry. *Phys. Med. Biol.* **50** 1109–17. 2005. Online: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15798311>
- CALCINA C S G, DE ALMEIDA A, ROCHA J R O, ABREGO F C and BAFFA O Ir-192 HDR transit dose and radial dose function determination using alanine/EPR dosimetry. *Phys. Med. Biol.* **50** 1109–17. 2005 Online: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15798311>
- CASTRO F, PONTE F and PEREIRA L 2006 Development of physical and numerical techniques of Alanine/EPR dosimetry in radiotherapy. *Radiat. Prot. Dosimetry* **122** 509–12 Online: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17166873>
- CHEN F and C D T and B O 2001 Dosimetry of blood irradiation using an alanine/ESR dosimeter. *Appl. Radiat. Isot.* **55** 13–6 Online: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11339529>
- CHEN F and G C F O and B O 2007 Response of L-alanine and 2-methylalanine minidosimeters for K-Band (24GHz) EPR dosimetry *Nucl. Instruments Methods Phys. Res. Sect. B Beam Interact. with Mater. Atoms* **264** 277–81 Online: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0168583X07014760>
- CHEN F, COVAS D T and BAFFA O 2001 Dosimetry of blood irradiation using an alanine/ESR dosimeter. *Appl. Radiat. Isot.* **55** 13–6 Online: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11339529>
- CHEN F, GRAEFF C F O and BAFFA O 2005 K-band EPR dosimetry: small-field beam profile determination with miniature alanine dosimeter *Appl. Radiat. Isot.* **62** 267–71 Online: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0969804304004713>
- CHEN F, GRAEFF C F O and BAFFA O 2007 Response of L-alanine and 2-methylalanine minidosimeters for K-Band (24GHz) EPR dosimetry *Nucl. Instruments Methods Phys. Res. Sect. B Beam Interact. with Mater. Atoms* **264** 277–81 Online: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0168583X07014760>
- CHEN F, NICOLUCCI P and BAFFA O 2008 Enhanced sensitivity of alanine dosimeters to low-energy X-rays: Preliminary results *Radiat. Meas.* **43** 467–70 Online: <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6TVS-4R8NBHB-1/2/61ea9e83e223b39a6409917dbf8c0509>
- CHEN F, RAMIREZ J V, NICOLUCCI P and BAFFA O 2010 Sensitivity comparison of two L-alanine doped blends to different photon energies. *Health Phys.* **98** 383–7 Online: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20065709>

GUIDELLI E J, RAMOS A P, ZANIQUELLI M E D, NICOLUCCI P and BAFFA O 2012a Synthesis and characterization of gold/alanine nanocomposites with potential properties for medical application as radiation sensors. *ACS Appl. Mater. Interfaces* **4** 5844–51 Online: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23067227>

GUIDELLI E J, RAMOS A P, ZANIQUELLI M E D, NICOLUCCI P and BAFFA O 2012b Synthesis and characterization of silver/alanine nanocomposites for radiation detection in medical applications: the in-

fluence of particle size on the detection properties. *Nanoscale* **4** 2884–93 Online: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22441754>

IKEYA M, MIYAJIMA J and OKAJIMA S 1984 ESR Dosimetry for Atomic Bomb Survivors Using Shell Buttons and Tooth Enamel *Jpn. J. Appl. Phys.* **23** L697–9

SILVEIRA F A M and BAFFA O 1995 Lyoluminescence and ESR measurements on alanine and sucrose dosimeters *Appl. Radiat. Isot.* **46** 827–30

VEGA RAMIREZ J L, CHEN F, NICOLUCCI P and BAFFA O 2011 Dosimetry of small radiation field in inhomogeneous medium using alanine/EPR minidosimeters and PENELOPE Monte Carlo simulation *Radiat. Meas.* **46** 941–4 Online: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350448711002605>

WAGNER D, ANTON M AND VORWERK H 2011 Dose uncertainty in radiotherapy of patients with head and neck cancer measured by in vivo ESR/alanine dosimetry using a mouthpiece. *Phys. Med. Biol.* **56** 1373–83 Online: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21297240>

## REFERÊNCIAS

ANTON. M, KAPSCH. R-P, KRYSTEK. M and RENNEN. F Response of the alanine/ESR dosimetry system to MV X-rays relative to (60)Co radiation. *Phys. Med. Biol.* **53** 2753–70 Online: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18448875>. 2008

BAFFA. O. and KINOSHITA. A. Clinical applications of alanine/electron spin resonance dosimetry *Radiat. Environ. Biophys.* **53** 233–40, 2014 Online: <http://dx.doi.org/10.1007/s00411-013-0509-2>

GOMEZ J A, KINOSHITA A. CHEN F, GIUDELLI E J, RECH A B, ALVES G and BAFFA O. Dosimetria por ressonância magnética eletrônica Electron magnetic resonance dosimetry *Rev. Bras. Física Médica* **5** 113–2. 2011

HEYDARI. M Z, MALINEN. E, HOLE. E. O. and SAGSTUEN. E Alanine Radicals. 2. The Composite Polycrystalline Alanine EPR Spectrum Studied by ENDOR, Thermal Annealing, and Spectrum Simulations† *J. Phys. Chem. A* **106** 8971–7 2002 Online: <http://dx.doi.org/10.1021/jp026023c>

IKEYA. M New Applications of Electron Paramagnetic Resonance. Dating, Dosimetry and Microscopy **500**. 1993a

IKEYA. M New applications of electron spin resonance: dating, dosimetry and microscopy (New Jersey, USA: World Scientific). 1993b

ISO 2018 ISO/ASTM 51607:2013 Practice for use of the alanine-EPR dosimetry system ISO/ASTM **7**. 2013 Online: <https://www.iso.org/standard/62955.html>.

Van LAERE. K., BUYSSE. J. and BERKENS. P. Alanine in high-dose dosimetry: Spectrophotometric and electrochemical readout procedures compared with ESR *Int. J. Radiat. Appl. Instrumentation. Part A. Appl. Radiat. Isot.* **40** 885–95 1989 Online: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0883288989900129>

McLAUGHLIN. W. L. and DESROSIERES. F. Dosimetry systems for radiation processing *Radiat. Phys. Chem.* **46** 1163–74. 1995

NAM. J. W. and REGULLA. D. F. The Significance of the International Dose Assurance Service for Radiation Processing 40 953–5. 1989.

NIST X-Ray Mass Attenuation Coefficients NIST Online: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMass-Coef/tab4.html>

POOLE. C. P. Electron spin resonance: a comprehensive treatise on experimental techniques. 1996

REGULLA. D F and DEFFNER U 1982 Dosimetry by ESR spectroscopy of alanine Int. J. Appl. Radiat. Isot. 33 1101–14. 1982. Online: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0020708X82902381>

SAGSTUEN. E, HOLE E O, HAUGEDAL S R and NELSON W H. Alanine radicals: Structuredetermination by EPR and ENDOR of single crystals X-irradiated at 295 K J. Phys. Chem.A 101 9763–72. 1997

SWARTZ. H.M, BOLTON J. R. and BORG D C Biological applications of electron spin resonance (Wiley-Interscience New York). 1972

WERTZ. J. E. and BOLTON. J. R. Elementary Theory and Practical Applications. 1972 WIESER. A. and REGULLA. D.F. ESR Dosimetry in the Gigaray Range 40 911–3. 1989

**Yvone Mascarenhas**  
**Maria de Fátima Magon**  
**Daniel Villani**

### 1. INTRODUÇÃO

A Luminescência é o fenômeno de emissão de luz por um material ou por sistemas biológicos quando submetido a algum estímulo: luz, reação química ou radiação ionizante. As ocorrências de luminescência podem ser as mais variadas, como, por exemplo as observadas em sistemas biológicos advindas de reações químicas, denominada bioluminescência; ou em materiais a partir de pressão, denominada piezo luminescência. Quando a luminescência ocorre a partir de estímulo de radiação ionizante, temos o fenômeno denominado radioluminescência.

O efeito da luminescência em um material foi primeiramente documentado por Sir Robert Boyle, em outubro de 1663, Boyle, (1664), em um documento apresentado para a *Royal Society of London* sobre suas observações da liberação de “uma pequena luz cintilante” quando um diamante era aquecido pela

chama de velas. O termo “luminescência” – cuja tradução literal do latim significa “brilho fraco” – foi introduzido na literatura por Wiedemann em 1888, quando também definiu um modelo para o fenômeno pela primeira vez Vij, (2012).

Atualmente luminescência como uma ciência é estreitamente relacionada com a espectroscopia, cujo objetivo é estudar as leis de absorção e emissão de radiação pela matéria; e suas disciplinas envolvem mecânica quântica, teorias da radiação e eletrodinâmica. Suas aplicações práticas são a base para os mais importantes métodos da dosimetria moderna Vij, (2012); Oberhofer and Scharmann, (1981).

Alguns materiais apresentam emissão de luminescência quase que de forma instantânea após a irradiação. Esse fenômeno, também chamado de fluorescência é amplamente utilizado para formação de imagens em diagnóstico médico e radiografias industriais.

Contudo, em outros materiais essa emissão de luz pode ocorrer em intervalos de tempo maiores após o término da irradiação e, muitas vezes, há necessidade de estímulo externo para que ocorra. McKeever,

As características comuns a todas essas formas de luminescência são:

- a existência de algum processo pelo qual um átomo, molécula ou centro é excitado para estados de energia mais elevados; e
- a transição radiativa para o estado fundamental por meio da emissão de fótons após um certo tempo.

Para que um material com estas propriedades luminescentes seja aplicado à dosimetria de radiações ionizantes, a “informação” da irradiação deve permanecer armazenada, a fim de que a luminescência seja liberada de forma controlada. Para o estabelecimento de um sistema de dosimetria de radiações ionizantes são necessários três requisitos fundamentais:

- materiais dosimétricos: no estado sólido, líquido ou gasoso, que devem interagir com a radiação ionizante de forma a produzir um sinal de resposta detectável;
- equipamentos para leitura com sistemas de estímulo e detecção: um sistema de estímulo controlado que seja capaz de produzir o sinal de luminescência e um sistema para detectar a luminescência do material dosimétrico que foi irradiado; e
- modelo matemático/algoritmo: que seja capaz de correlacionar a luminescência, ou seja, sua intensidade, taxa de decaimento ou valor integrado com a grandeza dosimétrica de interesse a qual o material dosimétrico foi submetido.

Como em todo sistema de medição, na dosimetria de radiações existem limitantes e variáveis de influência na instrumentação e no material dosimétrico utilizado. O material dosimétrico deve ser sensível às características do campo de radiação investigado: raios X, radiação gama, partículas carregadas, nêutrons etc.

Além disso, devem ser considerados a dependência energética e os limites de avaliação de dose adequados à prática que o material é destinado, por exemplo, para a dosimetria ocupacional e dosimetria clínica os dosímetros devem ser avaliados considerando-se as ordens de grandeza e faixa de energia, devendo também ser caracterizados e calibrados para cada uma das aplicações. As características intrínsecas do material dosimétrico devem ser também verificadas, tais como: sensibilidade, estabilidade com o tempo e sob diferentes condições climáticas (temperatura, umidade), dependência energética, sensibilidade à luz, sensibilidade à pressão, homogeneidade de lote, sinal residual, repetibilidade, resistência a impactos, condições de exposição com relação à angularidade, influência da presença de um simulador etc.

Importante considerar os parâmetros que possam afetar a resposta do equipamento de leitura ou leitor, como por exemplo: características do estímulo e detecção da luminescência, intensidade e tempo de estímulo da fonte de excitação, resposta da fotomultiplicadora, condições ambientais da medição (tempo e temperatura). O desempenho do Sistema de

Dosimetria (leitor e dosímetro) que deve ser também considerado, incluindo-se, dentre outros: reprodutibilidade, linearidade, limite inferior de detecção etc.

Neste capítulo serão descritas as características dos Sistemas de Dosimetria com materiais que apresentam **Luminescência Opticamente Estimulada** – cuja sigla é utilizada como OSL, advinda do termo em inglês *Optically Stimulated Luminescence*, especificamente usando como material sensível o óxido de alumínio crescido em atmosfera de carbono ( $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ ), disponível comercialmente desde o início dos anos 2000 para uso em dosimetria pessoal.

## 2. LUMINESCÊNCIA EM DOSIMETRIA OSL

Para a quantificação de uma grandeza em dosimetria de radiações será necessário avaliar a quantidade de radiação ionizante que atinge o alvo que se deseja analisar, utilizando para tal, detectores de radiação. O fenômeno da luminescência é aplicado à dosimetria pela técnica OSL utilizando feixes de luz Laser ou LED de comprimento de onda específico como fonte de estímulo dos materiais.

Essa quantificação pode ser descrita considerando dois estágios fundamentais em materiais sólidos:

- a perturbação do sistema em equilíbrio, levando-o para um estado metaestável, e
- o relaxamento do sistema quando estimulado, trazendo de volta o equilíbrio do sistema. Oberhofer and Scharmann, (1981).

Os materiais luminescentes para dosimetria são cristais iônicos (isolantes ou semicondutores) que possuem em sua estrutura cristalina níveis de energia. Esse modelo é conhecido como modelo de bandas, e infere a presença de três bandas de energia fundamentais: de valência (BV), de condução (BC) e proibida (BP). A banda de valência possui uma grande quantidade de elétrons, enquanto a banda de condução está completamente vazia. Ambas as bandas estão separadas pela banda proibida, na qual se concentram os níveis de energia correspondentes aos “defeitos” provocados pelas impurezas introduzidas na rede cristalina do material.

Esses defeitos na rede cristalina podem ser introduzidos como um resultado do equilíbrio termodinâmico: dopando o cristal durante o seu processo de crescimento e tratamento pós-crescimento, ou irradiando com partículas energéticas ou fótons. Os níveis de energia introduzidos pelos defeitos são responsáveis pelo armadilhamento de elétrons e buracos que podem se recombinar com estímulo. Esses defeitos permitem, em certas condições, a formação de estados metaestáveis de energia no material. McKeever, Moscovitch; Townsend, (1995); Cameron, Suntharalingam and Kenney, (1968); Yukihiro and McKeever, (2011).

Quando a radiação ionizante é absorvida pelo material, é produzida ionização. Grande parte da radiação absorvida é transformada em calor e, em alguns materiais, uma pequena

fração desta energia é absorvida na formação de estados metaestáveis. Uma vez que o material é irradiado, os elétrons que se encontram na banda de valência são excitados, passando à banda de condução, deixando no lugar na banda de valência o chamado buraco. O par elétron-buraco, nas suas respectivas bandas de condução e de valência, movimentam-se livremente até se recombinarem, ou até serem capturados nas armadilhas. O total de cargas armadilhadas nos estados metaestáveis é proporcional a quantidade de radiação absorvida (McKeever, Moscovitch; Townsend, (1995); 1995; Cameron, Suntharalingam and Kenney, (1968); Yukihiro and McKeever, (2011)).

Parte desta energia armazenada pelo material pode ser liberada em forma de luz visível, quando o material é excitado de forma controlada com fótons de determinado comprimento de onda.

O estímulo faz com que as cargas armadilhadas voltem à banda de condução, resultando na liberação do par elétron-buraco e na emissão de um sinal luminoso que, por sua vez, também é proporcional à quantidade de radiação absorvida Yukihiro and McKeever, (2008, 2011). Este fenômeno de emissão de luz a partir de excitação óptica é chamado de Luminescência Ópticamente Estimulada (*Optically Stimulated Luminescence* – OSL).

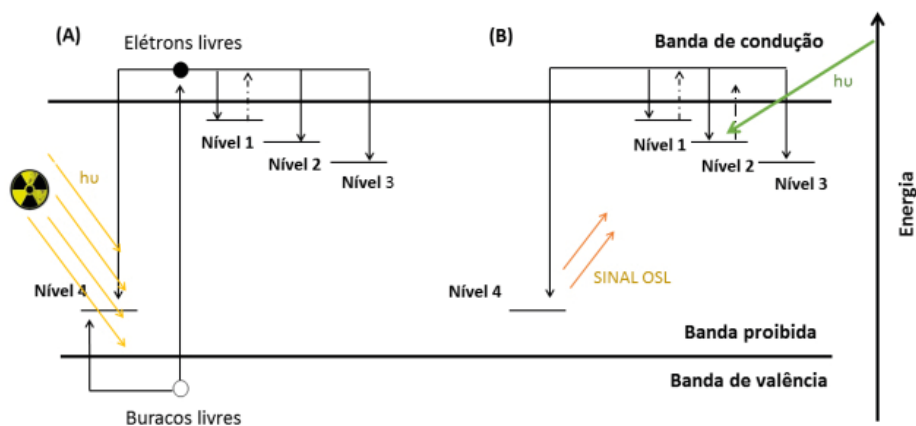


Figura 28 – Modelo de bandas simplificado com quatro (04) níveis de armadilhamento: (A) Transição eletrônica durante a fase de irradiação do material (excitação), (B) Transição eletrônica durante a fase de leitura do material (relaxação).

Fonte: adaptado de Yukihiro e McKeever (2008).

Na Figura 1 são ilustrados os processos descritos anteriormente. A Figura 1a evidencia as transições eletrônicas durante o processo de irradiação do material, prevalecendo a criação do par elétron-buraco e o armadilhamento das cargas. Como pode ser observado, além das bandas de valência e de condução existe um buraco armadilhado como centro

de recombinação, e quatro tipos de armadilhas para elétrons: as superficiais (nível 1), as dosimétricas (nível 2), as profundas (nível 3) e as armadilhas para buracos (nível 4). Justamente nas armadilhas dosimétricas é onde é liberado o sinal luminoso que é utilizado para dosimetria. Na Figura 1b são mostrados os arranjos eletrônicos provocados pela liberação dos elétrons das armadilhas após o material ser estimulado opticamente Yukihara; McKeever, (2008, 2011); Akselrod et al., (2007). Na ausência de estimulação óptica essa concentração de elétrons e buracos armadilhados pode permanecer estável por longos períodos, representando um estado metaestável no cristal Yukihara; McKeever, (2008).

É importante observar que a faixa de energia e o tipo de radiação que o material dosimétrico apresenta resposta são caracterizados pela separação entre as bandas de valência e condução e pelos níveis de energia criados pelos “defeitos” introduzidos na estrutura cristalina.

Sendo assim, para um material ser aplicado em dosimetria de radiação ionizante deve ser sensível a uma ampla faixa de energia de radiação, com resposta pouco dependente a diferentes ângulos de incidência, e detectável numa ampla faixa de dose. Outros pontos a serem considerados para o material dosimétrico devido à sua aplicação: estabilidade das características deste material à temperatura ambiente, facilidade de manipulação, estado físico e tamanho do material dosimétrico.

### 3. MATERIAIS PARA DOSIMETRIA OSL

Existem vários materiais que podem ser utilizados como detectores em dosimetria OSL. Dentre esses se destacam estudos com Boratos, que podem estar tanto na forma cristalina quanto na forma de vidros. Os boratos são interessantes uma vez que podem ter aplicados na área de dosimetria de nêutrons. Também se destacam outros materiais, como KCl e MgO. Os íons mais comumente usados para a dopagem desses materiais são terras raras, tais como Eu, Dy, Ce, Mg, Mn, Ti, etc. Entretanto, apenas dois materiais são usados comercialmente em dosimetria OSL: o  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  e o BeO.

#### a. $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$

O uso de compostos de óxido de alumínio como material dosimétrico começou no início dos anos 50. Muitos trabalhos foram realizados explorando compostos  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  com vários elementos dopantes (Si, Ti, Mg, Y, Cr, etc.), porém esses compostos não apresentavam sensibilidade significativa como material dosimétrico OSL Rieke and Daniels, (1957); McDougall; Rudin, (1970); Buckman, (1972); Mehta and Sengupta, (1976); Osvay; Biró, (1980); Pokorny and Ibarra, (1993); Lapraz et al., (1993); Akselrod et al., (1990). No final dos anos 80, a introdução do carbono como material dopante resultou nos primeiros dosímetros de alta sensibilidade Akselrod et al., (1990), posteriormente consolidado como excelente material OSL

Akselrod and Goreloya, (1993); McKeever, Akselrod and Markey, (1996); Akselrod et al., (1998); Akselrod; McKeever, ()1999). O  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  se mostrou promissor por possuir uma boa relação entre o sinal luminoso emitido e a dose de radiação absorvida, um decaimento do sinal (*fading*) baixo ou nulo e uma excelente estabilidade às condições ambientais.

Os cristais de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  possuem uma estrutura hexagonal compacta (Figura 2). A cadeia de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  apresenta naturalmente defeitos referentes às armadilhas tanto de elétrons quanto de buracos e pelo crescimento do cristal em condições de baixa pressão na atmosfera de Carbono, átomos de Alumínio são substituídos por átomos de Carbono (dopantes) e vacâncias de oxigênio (centros- F) estáveis são criadas pelo processo de “coloração subtrativa”, produzindo defeitos na estrutura. A ocupação de uma vacância de oxigênio por uma carga gera um centro- $\text{F}^\cdot$ , enquanto a ocupação por duas cargas gera um centro- $\text{F}^+$ . Se a carga for á positiva, elétron, uma armadilha positivada será gerada, isto é,  $\text{F}^\cdot$  e  $\text{F}^{2+}$ . Se a carga for um buraco, uma armadilha negativa será gerada, com centros- $\text{F}^-$  e  $\text{F}^{2-}$ . As bandas com centros- $\text{F}^-$  possuem centro de absorção em aproximadamente 205 nm, enquanto as com centro  $\text{F}^+$  em 230 e 255 nm Akselrod et al., (2007).

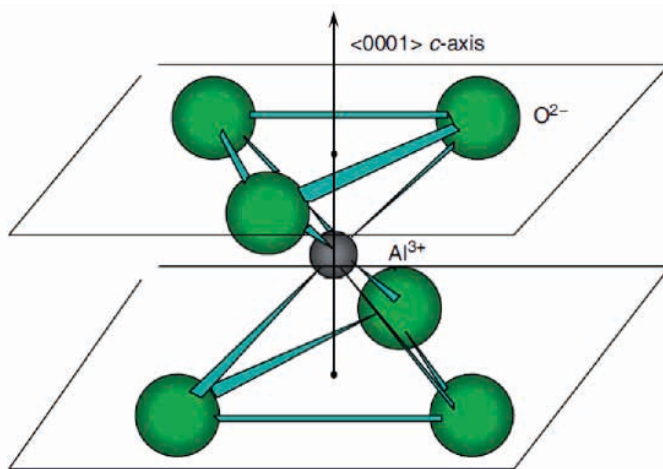


Figura 2 – estrutura simplificada de um cristal de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ .

Fonte: Akselrod et al (2007).

A produção de centros- $\text{F}^+$  (Figura 3) durante a irradiação do  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  provoca um aumento significativo na sensibilidade do material. Esta situação é sugerida porque as vacâncias de oxigênio na forma de centros- $\text{F}^+$  formadas nos cristais iônicos de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  dopados com carbono numa atmosfera rarefeita, são consequência da compensação fornecida pelas cargas dos íons de carbono bivalentes, substituindo os íons trivalentes de  $\text{Al}^{3+}$ . Akselrod et al., (2007).

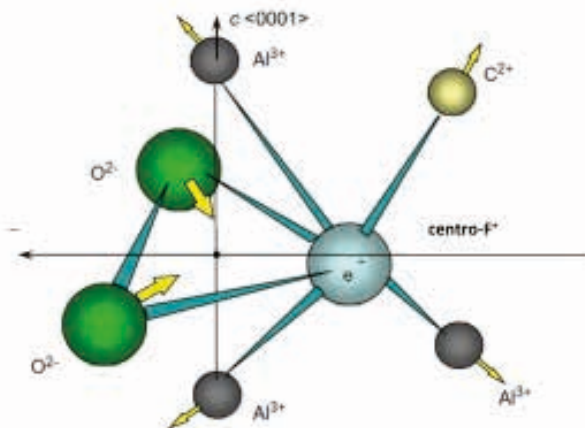


Figura 3 – Configuração sugerida para a estrutura do Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C para centros-F<sup>+</sup>

Fonte: Akselrod et al., 2007.

Uma das principais características que torna o Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> tão aplicável em dosimetria OSL é a separação entre suas bandas de energia, de condução e de valência, em torno de 9 eV. Quando irradiado com radiação gama ou ultravioleta esse material apresenta um pico dosimétrico estável à temperatura ambiente, com uma energia de ativação de 1,5 eV a 450 K. Esse pico é dependente da energia com a qual o material é irradiado, apresentando mudanças na sua forma no processo de excitação dos fótons. A taxa de dissipação do sinal (fading) à temperatura ambiente é de aproximadamente 5 % ao ano. Akselrod et al., (2007).

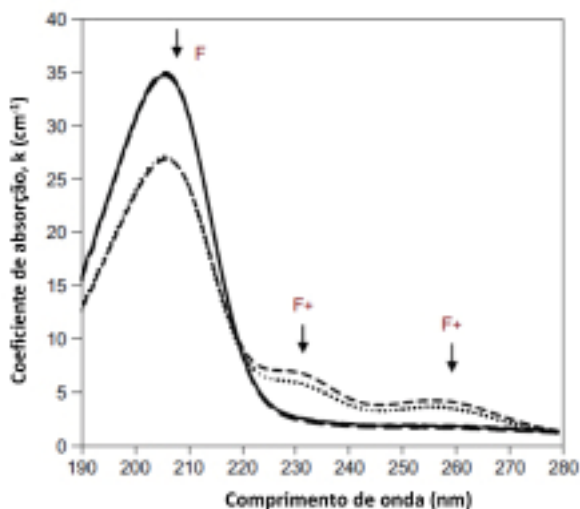


Figura 4 – Espectro de absorção óptica do cristal Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C indicando a absorção de bandas de centros F<sup>-</sup> e F<sup>+</sup> e a transformação após a irradiação, o *annealing* com luz e o tratamento térmico.

Fonte: Akselrod et al., 2007.

Os parâmetros dosimétricos do  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  que são considerados importantes, de acordo com Akselrod et al. (2007), Akselrod e McKeever (1999) e Yukihiro e McKeever (2011) são:

- alta sensibilidade à radiação (obtendo respostas da ordem de 1  $\mu\text{Gy}$ );
- extenso intervalo útil de resposta OSL em função da dose de radiação absorvida (Figura 5 – Villani, 2017a), cuja linearidade pode atingir ~ 50 – 100 Gy, se apenas o principal centro de luminescência for excitado;
- sinal de fundo abaixo do nível de estimulação óptica;
- ótima combinação das profundidades de energia térmica e óptica das armadilhas; e
- seção de choque de fotoionização a um comprimento de onda de luz para estimulação.

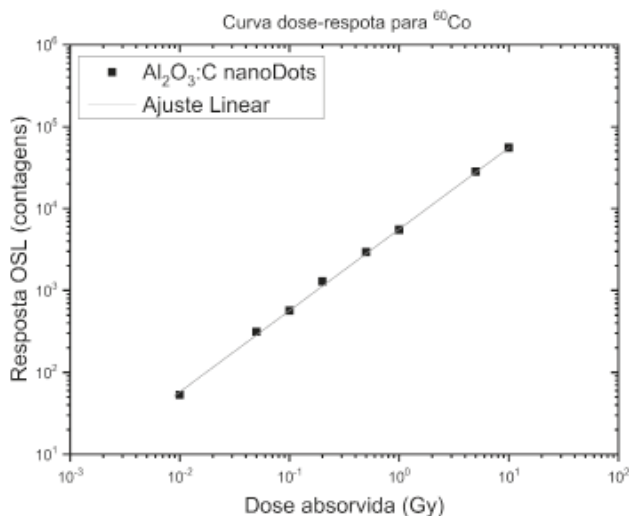


Figura 5 – Curva de resposta OSL em função da dose absorvida de radiação gama de  $^{60}\text{Co}$  utilizando dosímetros  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ , modelo nanoDot no leitor microStar reader. Irradiações realizadas livres no ar e em equilíbrio eletrônico com doses de 1 mGy a 10 Gy.

Fonte: Villani, 2017a.

Os dosímetros OSL  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  são utilizados principalmente para dosimetria de radiação beta e fótons. Medições de nêutrons se tornaram possíveis com o desenvolvimento de um material sensível de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  enriquecido com isótopos de  $^6\text{Li}$ . O novo fósforo é composto de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  e  $\text{Li}_2\text{CO}_3$  na proporção 50:50% obtido por fusão dos dois compostos e seguido pela quebra e trituração (material OSLN). Esse sensor é obtido pela extrusão do pó de OSLN misturado a um polímero ligante em um substrato plástico da mesma maneira que os detectores regulares de OSL. Yukihiro and McKeever, (2008); Nascimento, (2014).

O  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  não é um material equivalente ao tecido humano ou à água, com número atômico efetivo  $Z_{\text{eff}} = 11,28$  e densidade de  $3,96 \text{ g/cm}^3$ , e devido a essas características apresenta maior resposta para fótons de baixa energia quando comparada à resposta de

fótons gama do  $^{137}\text{Cs}$  Yukihiro and McKeever, (2011). Essa dependência em energia mostrada na Figura 6 é de fato um fator benéfico para a seleção de filtros no desenho do dosímetro, tanto para discriminar fótons de baixas e altas energias, como para o calcular de dose pelo algoritmo.

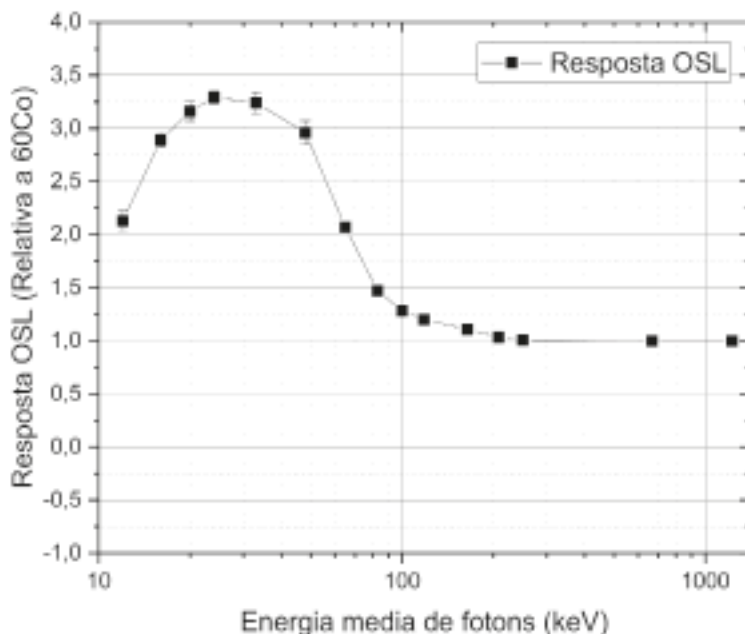


Figura 6 – Curva de resposta OSL em função da energia do feixe de fótons. Amostras de  $\text{Al}_2\text{O}_3$ :Cirradiados com qualidades N-ISO livres no ar,  $^{137}\text{Cs}$  e  $^{60}\text{Co}$ ; e leituras OSL no leitor microStar.

Fonte: Dados para plotagem extraídos de Yukihiro and McKeever (2011).

#### b. $\text{BeO}$

O uso do  $\text{BeO}$  como detector em dosimetria deu-se pelo interesse em sua larga banda de luminescência que se estende de 420 a 550 nm, centrada em aproximadamente 435 nm. O  $\text{BeO}$  já havia sido estudado anteriormente como possível material detector em dosimetria termicamente estimulada – TL, Yukihiro and McKeever, (2011), entretanto, a sensibilidade à luz, as emissões espúrias e a toxicidade fizeram diminuir esse interesse. Em contrapartida, este material apresenta alta sensibilidade à radiação ionizante, com resposta linear de  $1\ \mu\text{Gy}$  até 5 Gy.

Outra vantagem do  $\text{BeO}$  é o baixo número atômico efetivo ( $Z_{\text{eff}} = 7,2$ ), o que torna o material quase equivalente ao tecido mole Bos, (2001). A Figura 7 mostra a resposta

do BeO para diferentes energias em comparação com os valores calculados. Os dados ilustram uma discreta sub-resposta aos raios X de baixa energia, que é consistente com a dependência energética da dose absorvida Sommer and Henninger, (2006).

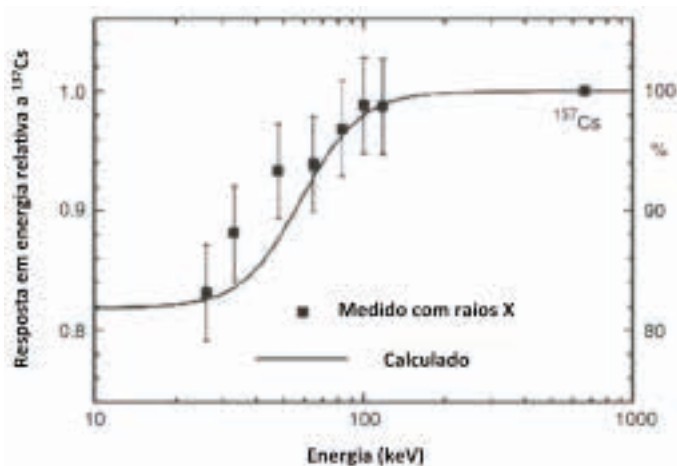


Figura 7 – Resposta dos detectores BeO OSL em relação a energia de fótons de raios X e radiação gama de  $^{137}\text{Cs}$ .

Fonte: Sommer and Henninger, 2006.

Uma desvantagem é que não existe um controle muito rigoroso sobre a pureza do BeO fornecido comercialmente, o que acarreta baixa taxa de reprodutibilidade do material dosimétrico e a necessidade de calibração de cada detector. (Yukihara and McKeever, (2011).

### 3. SISTEMA DE LEITURA OSL

Os equipamentos de leitura ou leitores OSL são construídos considerando dois elementos essenciais: uma fonte de luz para gerar o estímulo luminoso; e um transdutor de luz, tipicamente um Tubo Fotomultiplicador (*Photomultiplier Tube* – PMT), para coletar a luminescência emitida pelo detector OSL. Para selecionar o comprimento de onda de estimulação e a banda ótima de detecção do sinal luminescente emitido pelo detector OSL, são utilizados: filtro óptico e filtro de detecção, como ilustra a Figura 8. Esses elementos, e um suporte para o detector são fixados num invólucro protegido da luz. Yukihara and McKeever, (2011),



Figura 8 – Esquema simplificado do arranjo de um leitor OSL.

Fonte: Adaptado de Yukihiro e McKeever (2011).

O arranjo óptico de um leitor OSL, ou seja, a escolha dos filtros ópticos, da fonte de luz de estímulo e do filtro de detecção deve ser otimizado para discriminar a luz de estímulo e o sinal luminoso emitido pelo material dosimétrico. Por exemplo, para uma intensidade de estimulação típica de  $10 \text{ mWcm}^{-2}$  de luz verde (525 nm) há mais de  $10^{16}$  fótons  $\text{cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$  atingindo a posição do detector. Em contraste, o número de fótons de OSL emitidos pelo material detectados pela PMT pode ser da ordem de apenas algumas centenas de fótons por segundo para doses muito baixas Yukihiro and McKeever, (2011). A forma de estimular opticamente o material OSL tem mudado com o tempo, devido ao alto grau de controle que a estimulação permite com diversas fontes de luz. Há três fontes de estimulação comumente utilizadas: onda contínua, pulsos luminosos e modulação linear Bøtter- Jensen, McKeever and Wintle, (2003); Akselrod et al., (2007); Yukihiro and McKeever, (2011),

O estímulo OSL com onda contínua (*Continuous-Wave CW-OSL*) é o método de leitura mais simples e mais amplamente utilizado em dosimetria e datação. Este método consiste em estimular o detector com luz de intensidade constante. Para a coleta do sinal, a separação entre o sinal OSL emitido pelo material e o estímulo luminoso se dá, neste caso, pela diferença entre os comprimentos de onda ( $\lambda_{\text{OSL}} \neq \lambda_{\text{estim}}$ ). Para isso, é importante que as bandas de transmissão dos filtros de detecção e dos filtros ópticos não se sobreponham à luz de estímulo e à emissão OSL do material Bøtter-Jensen, McKeever and Wintle, (2003); Yukihiro and McKeever, (2011),). A Figura 9 mostra o perfil de decaimento do sinal OSL em função do tempo de estímulo óptico utilizando CW-OSL.

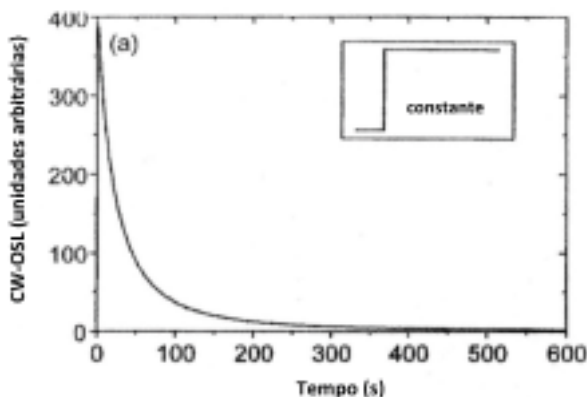
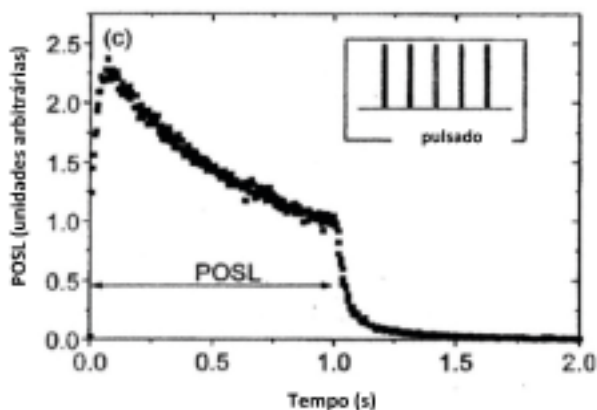


Figura 9 – Curva de decaimento OSL típica para estímulo em CW-OSL.

Fonte: Botter-Jensen; McKeever and Wintle, (2003).

A utilização de filtrações ópticas reduz significativamente o sinal OSL medido em alguns leitores, particularmente para medições de doses baixas, por esse motivo pode ser vantajoso adicionar uma discriminação temporal entre a luz de estimulação e a emissão de sinal OSL, em vez de filtros ópticos extras. Isso pode ser feito utilizando uma fonte de luz pulsada e um sistema fechado que detecte o sinal OSL apenas no período entre os impulsos de estimulação, quando não há luz dispersa. Esta técnica se baseia na verificação e detecção da intensidade luminosa em função da integração de vários pulsos luminosos por vez. Este método de leitura é denominado estímulo OSL com onda pulsada (*Pulsed OSL – POSL*) Yukihiro and McKeever, (2011). A Figura 10 demonstra o perfil de decaimento OSL típico para estímulo POSL.



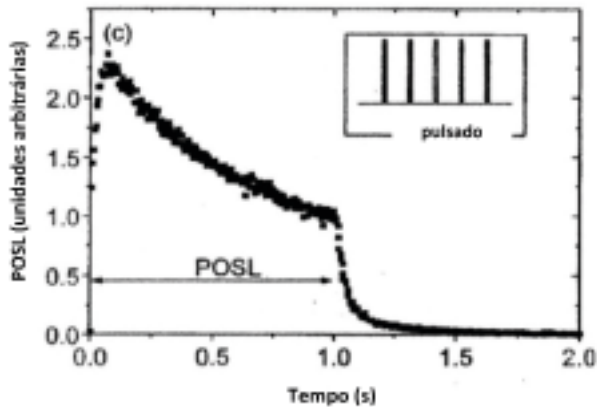


Figura 10 – Perfil de sinal OSL típico para estímulo em POSL.

Fonte: Bøtter-Jensen; McKeever and Wintle, (2003).

Considerando que CW-OSL e POSL são as variáveis de estímulo óptico predominantes em dosimetria, o controle da estimulação abre a possibilidade para outros modos de estimulação. Outra variação consiste em aumentar linearmente a intensidade do estímulo luminoso enquanto se coleta o sinal OSL. Esse método é conhecido por OSL por modulação linear (*Linear Modulation OSL – LM-OSL*). Usando a técnica de LM-OSL, a intensidade OSL em função do tempo apresenta um aumento linear inicial à medição que a intensidade do estímulo aumenta, seguida de uma queda devido à depleção da concentração de carga aprisionada no material dosimétrico (Bøtter-Jensen, McKeever and Wintle, (2003); Yukihiro and McKeever (2011). Portanto, os gráficos de intensidade LM-OSL são curvas em forma de pico parecidas com as curvas de emissão TL, em vez de decaimentos de tipo exponencial, como evidenciado na Figura 11.

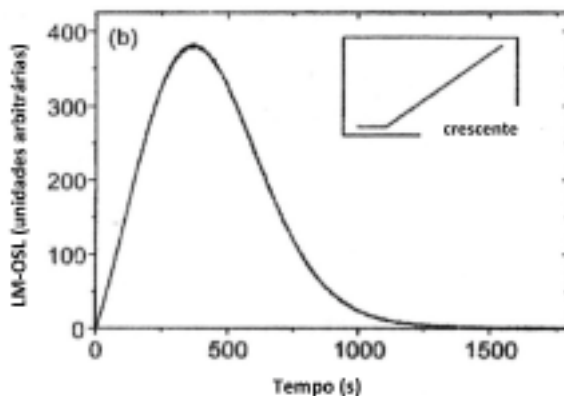


Figura 11 – Curva de emissão OSL obtida com leitura em LM-OSL.

Fonte: Bøtter-Jensen; McKeever; Wintle, 2003.

Na prática da dosimetria com técnica OSL, como o estímulo da luminescência se dá na forma de luz, dependendo do tempo e da característica desse estímulo e da intensidade da luz de estimulação é possível controlar o número de centros recombinantes que serão liberados. Esse controle significa que o processo de leitura OSL pode ser não destrutivo, permitindo que a avaliação das doses possa ser realizada diversas vezes, ou seja, a possibilidade de releitura do dosímetro.

#### 4. SISTEMAS DE DOSIMETRIA OSL *INLIGHT*

Desde a aplicação inicial de dosimetria descrita por Antonov-Romanovsky et al. (1955) e o desenvolvimento de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  como um material OSL por Akselrod e Mckeever (1999), houve um aumento expressivo da aplicação da tecnologia OSL em dosimetria pessoal. A consolidação da técnica OSL teve início por um dos maiores serviços de dosimetria pessoal de radiação, a Landauer Inc., sediada nos EUA, com o desenvolvimento de um dosímetro de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  imobilizado em plástico denominado Luxel. A técnica de medição usada pela Landauer na época foi a CW- OSL com tempos curtos ( $\sim 1$  s). Outros dosímetros baseados em OSL atualmente também são comercializados pela mesma empresa incluindo o dosímetro *InLight*, criado mais recentemente para controle da qualidade de tomografia computadorizada baseado em OSL também se tornou disponível, a fita OSL.

Devido ao fato do  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  ter sido o primeiro dosímetro com a tecnologia OSL, esse composto se tornou a mais usada mundialmente. Entretanto, devido ao grande sucesso e a comprovação da eficiência da tecnologia OSL, como processo de leitura de doses e reutilização de dosímetros mais simplificada, muitas pesquisas e esforços são empregados para o desenvolvimento de novos detectores e leitores OSL.

Sistemas de Dosimetria OSL podem ser tão variados quanto os diferentes usos. Neste capítulo serão considerados apenas os detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  e equipamentos de leitura correspondentes da Landauer. O sistema de Dosimetria OSL *InLight* consiste basicamente:

- material dosimétrico utilizando sensores de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ , sendo os tipos de dosímetros: *InLight Basic*, *InLight nanoDots*, e *InLight Basic Neutron (Albedo – OSLN –  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  revestido de  $^6\text{Li}_2\text{CO}_3$ )*.
- equipamentos de leitura específicos para leitura de dosímetros *InLight*.
- *softwares* específicos para cada tipo de leitor, de acordo com tipo de radiação ionizante a que os dosímetros foram submetidos, para controle e registro de todo o processo de leitura, para o registro dos resultados de leitura, para o cálculo e registro de doses. Os *softwares* do sistema *InLight* são: *InLight Reader System (IRS)* e o *InLight Data Review Software (IDRS)* e *Software  $\mu\text{Star}$* .
- modelo matemático/algoritmo que correlaciona o sinal luminescente (intensidade e valor integrado), de acordo com o tipo de radiação a qual o material dosimétrico foi submetido e a grandeza dosimétrica de interesse. Os algoritmos fornecidos para o

cálculo das doses indicadas nos leitores seguem critérios de certificação NAVLAP e DOELAP nas grandezas de dose equivalente, e vários algoritmos estão disponíveis que utilizam o método de matriz de transferência.

Na seção a seguir serão descritas as características dos dosímetros OSL *InLight Basic* e *InLight nanodots* e dos Equipamentos de leitura do Sistema OSL *InLight Readers* e *microStar Readers*.

## 5. CARACTERÍSTICAS PRINCIPAIS DOS DOSÍMETROS OSL INLIGHT BASIC

Os dosímetros do modelo *InLight Basic* são compostos de quatro (04) elementos sensíveis (sensores) acomodados em um suporte plástico denominado slide, sendo acondicionados dentro de um porta-slide, denominado case, conforme mostrado na Figura 12.

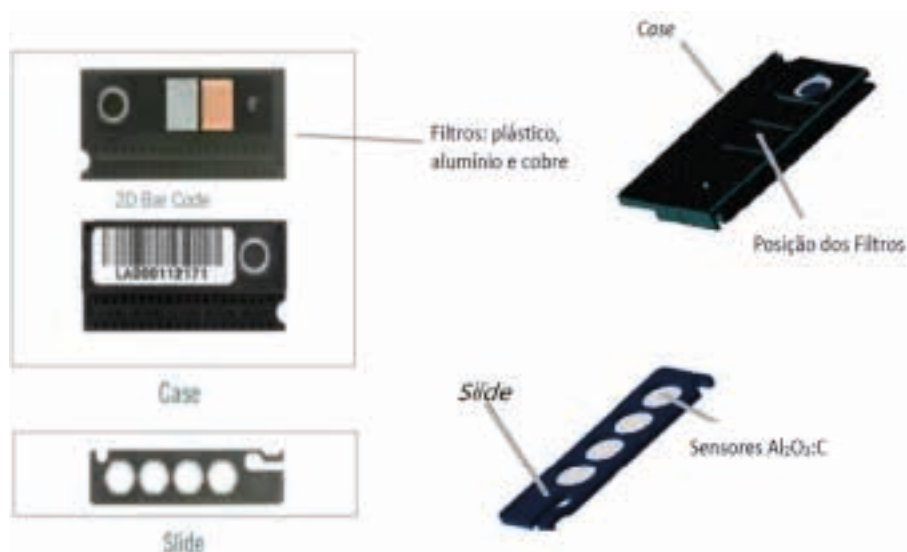


Figura 12 – Dosímetro OSL – modelo Basic InLight constituído de: um Case contendo um slide com quatro (04) sensores de Óxido de Alumínio dopado com Carbono – Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C, e três filtros: Plástico, Alumínio e Cobre, acondicionados em ambos os lados do Case.

Fonte: Landauer Inc.

Os dosímetros *InLight Basic* podem ser utilizados para:

- dosimetria Pessoal: para medições de dose de indivíduos ocupacionalmente expostos à radiação;
- dosimetria clínica: para medições de dose de paciente em qualquer parte do corpo de interesse durante tratamento;
- dosimetria de feixe: para medições de fótons ou de elétrons para controle da qualidade.

De acordo com descrição comercial presente no site da Landauer, as principais especificações dos dosímetros *InLight Basic* são mostradas na Tabela 1.

|                         |  |
|-------------------------|--|
| Intervalo de detecção   | 10µSv – 10Sv                               |
| Campos fótons           | 5keV – 20MeV                               |
| Campo beta              | Detecção mínima de 0,5mSv paraBeta >150keV |
| Dimensões               | Aproximadamente 50 x 20 x 5 mm³            |
| Capacidade de releitura | sim  |

Tabela 1 – Características principais dos dosímetros OSL *InLight Basic*.

Fonte: Landauer Inc.

A sensibilidade dos sensores OSL é pré-determinada e selecionado pelo fabricante. Durante as exposições cada um desses sensores é submetido à radiação incidente sendo que o primeiro sensor é denominado janela aberta (não há filtração); no segundo sensor a radiação incidente é filtrada por um filtro de plástico, no terceiro sensor a radiação incidente é filtrada por um filtro de Alumínio (em forma de lâmina); e no quarto sensor a radiação incidente é filtrada por um filtro de Cobre (em forma de lâmina). Os filtros estão acomodados no **case** (porta slide).

Tanto o **case** quanto o **slide** são identificados por um número de série que garante a rastreabilidade do processo. O número de série que identifica o **case** consiste em um código de barras e um número de série, e o número de série que identifica o **slide** consiste na composição de um código de barra e um número de série, como mostrado na Figura 13.



Figura 13 – Detalhes dos códigos de identificação do case e do slide do dosímetro InLight Basic.

Fonte: Landauer Inc.

Para garantir a rastreabilidade do sistema dosimétrico o *software IRS* captura automaticamente os códigos de barra e número de série dos dosímetros. A caracterização dos dosímetros *InLight Basic* está amplamente divulgada pelo fabricante bem como pela literatura (Botter-Jensen, McKeeve and Wintle, (2003; Yukihiro and McKeeve, (2011). Importante esclarecer a dependência energética, visto que este entendimento é de fundamental importância para o uso apropriado da dosimetria OSL nas diversas aplicações de dosimetria. A dependência energética na resposta dos dosímetros *InLight* é mostrada na Figura 14.

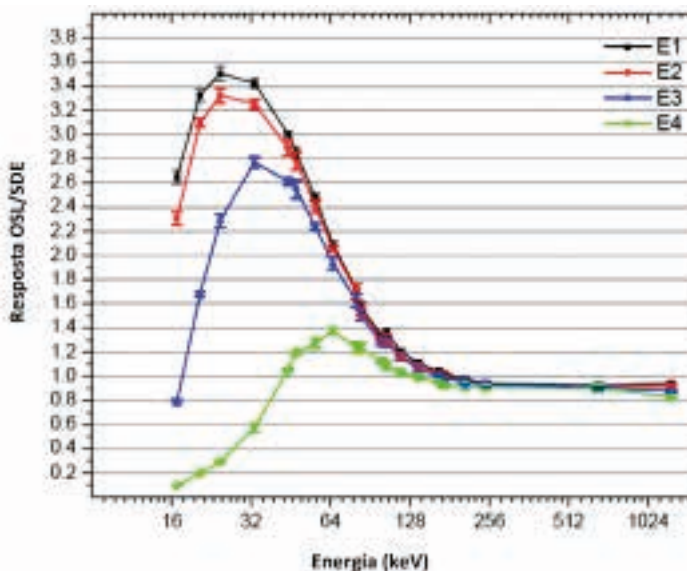


Figura 14 – Dependência energética dos dosímetros *InLight Basic* para campos de fótons com energias 16-1200keV.

Fonte: *InLight Model 2 photon element response* from N. Stanford, Stanford Dosimetry, *InLight Model 2 Response Testing* – PTB, August 2005 - Work Performed Under Contract to LDR.

As curvas de dependência energética das respostas OSL dos quatro elementos sensores, e respectivas filtrações do dosímetro *InLight Basic* são tomadas como referência para que o algoritmo de cálculo de dose estabeleça a faixa energética de dose, e o tipo de radiação que o monitor foi irradiado, avaliando a relação entre as respostas OSL aos diferentes filtros em toda a faixa de fótons estudada.

O decaimento natural dos dosímetros em um período de 300 dias foi avaliado pelo fabricante em três (3) temperaturas. Nota-se que para a temperatura de 23°C, o decaimento natural para um período de 300 dias é inferior a 10 %, como mostradona Figura 15.

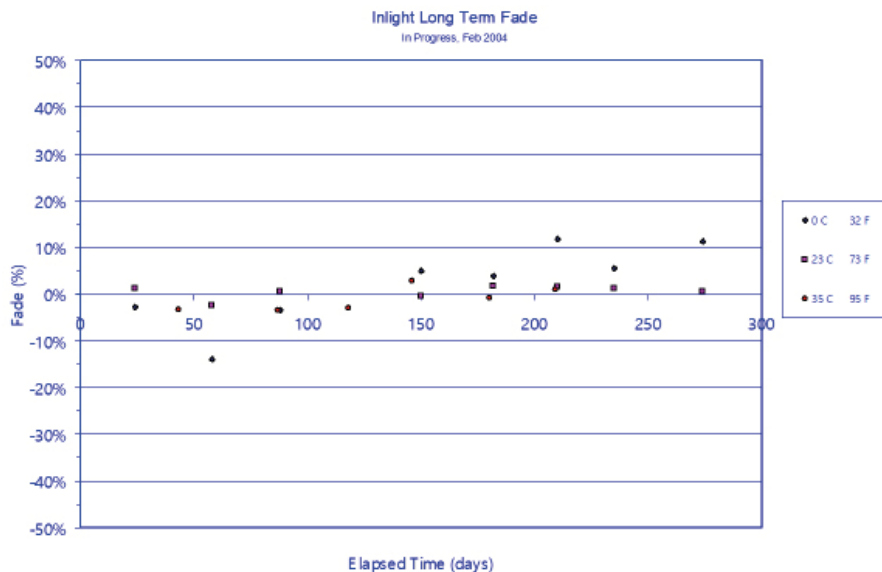


Figura 15 – Decaimento natural do sinal armazenado nos dosímetros *InLight Basic*.

Fonte: *InLight System* user manual.

## 6. CARACTERÍSTICAS PRINCIPAIS DOS DOSÍMETROS OSL INLIGHT NANODOT

Os dosímetros *InLight nanoDots* (Figura 16) são compostos por um único elemento sensor de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ , sem a presença de filtros, e podem ser utilizados para:

- dosimetria clínica: para medições de dose de paciente em qualquer parte do corpo de interesse durante tratamento em Teleterapia, Braquiterapia ou Radiodiagnóstico;
- para dosimetria de feixe: para medições de fótons ou de elétrons para controle da qualidade.



Figura 16 – Dosímetro *InLight nanoDot*.

Fonte: Landauer Inc.

A sensibilidade e o número de série do dosímetro são indicados por um código de barras, os quais devem ser inseridos manualmente no sistema: para garantir a rastreabilidade do sistema dosimétrico, para o registro do processo de leitura e para o cálculo de doses no software  $\mu$ Star. As características principais dos dosímetros OSL InLight nanoDot estão resumidas na Tabela 2.

|                             |  |
|-----------------------------|--|
| Faixa de Dose               | 10 $\mu$ Gy a > 100Gy  |
| Dosimetria Clínica          | Resposta linear Calibração não linearAté 300 cGy Até 300 cGy                                       |
| Limite inferior de detecção | 0,1 mGy  |
| Precisão                    | $\pm 5 \%$   |
| Faixa de Energia            | 5 keV a 20 MeV   |
| Dependência Energia         | $\pm 10 \%$ para fótons X de 70 a 140 keV e<br>$\pm 5 \%$ para fótons e elétrons de 5 MeV a 20 MeV |
| Dimensões                   | Aproximadamente 10 x 10 x 2 mm <sup>3</sup>  |

Tabela 2 – Características principais dos dosímetros OSL InLight nanoDots.

Fonte: Landauer Inc.

## 7. EQUIPAMENTOS DE LEITURA DO SISTEMA OSL INLIGHT BASIC

Os Sistemas de Leitura OSL consistem basicamente em um equipamento de leitura e em *softwares* para o controle do processo de leitura incluindo: o *setup* do equipamento, as medições padrão de aferição para o controle da qualidade, além do processo de registro de leituras, análise e cálculo das doses na Grandeza Operacional definida pelo fabricante.

Para instituições que utilizam os equipamentos de leitura do Sistema OSL *InLight Basic*, o processo de análise final das doses e o algoritmo para o cálculo das doses finais podem ser estabelecidos de acordo com a Grandeza Operacional estabelecida pela Comissão Nacional de Energia Nuclear e requerida aos Serviços de Monitoração Individual Externa (SMIE) no Brasil e são elaborados pelo SMIE.

Os equipamentos de leitura para o Sistema de Dosimetria OSL *InLight Basic* podem ser descritos em dois (02) grupos de equipamentos (Figura 17):

### Equipamentos Automáticos

- *Automatic 500 Unit Reader* - com capacidade de leitura - 500 dosímetros por processo de leitura
- *Automatic 200 Unit Reader* - com capacidade de leitura - 200 dosímetros por processo de leitura

## Equipamento manual:

- *InLight Reader* - com capacidade de 1 dosímetro por processo de leitura



Figura 17 – Equipamentos de leitura de dosímetros OSL *InLight Basic*.

Fonte: Landauer Inc.

Os equipamentos de leitura do Sistema *InLight Basic* manuais e automáticos consistem basicamente:

- compartimento interno, com capacidade para leitura de um (01), duzentos (200) ou quinhentos (500) dosímetros, para o posicionamento de um (01) dosímetro ou de recipientes externos (magazines com capacidade de 40 dosímetros cada um);
- uma fonte de luz – LED para excitação ou estimulação para a luminescência de cada dosímetro em leitura;
- mecanismos especiais para os equipamentos manuais, para alojar e movimentar o dosímetro montado para leitura, de modo a movimentá-lo para a exposição dos sensores luminescentes à luz de estimulação;
- mecanismos especiais para os equipamentos automáticos, mecanismos especiais para alojar e movimentar os recipientes externos com os dosímetros montados para leitura, de modo a movimentar cada dosímetro para a exposição dos sensores luminescentes de cada dosímetro à luz de estimulação; e
- um Tubo Fotomultiplicador (PMT) para a detecção da luminescência usando um sistema de contagem de fótons de alta sensibilidade.

Os *softwares InLight IRS e IDRS* para os equipamentos de Leitura *InLight Basic* são utilizados durante todo o processo de leitura, incluindo-se: o sistema técnico de rotinas de registro de leituras efetuadas e cálculo de doses, capturando automaticamente os códigos de barras e número de série dos dosímetros para garantir a cadeia de rastreamento.

Os *softwares* permitem que sejam estabelecidos parâmetros de verificação automática, estabelecimento de regras de validação e de procedimentos de verificação ou aferição durante o processo de leitura para o controle das condições otimizadas do leitor tais como: medições Padrão de aferição do equipamento, manutenção da base de dados, registros de dados, etc. Além disso, permitem estabelecer procedimentos específicos para o processo

de leitura, incluindo-se: controle e análise dos resultados, controle da qualidade através do uso de dosímetros denominados dosímetros QC (do inglês *Quality Control* – Controle da Qualidade) e o estabelecimento de procedimentos e regras especiais para releitura de dosímetros, permitida pela tecnologia OSL.

As medições Padrão de aferição (*Standard Measurements*), automaticamente realizadas pelos equipamentos de leituras, no início de uso do equipamento na rotina de trabalho, no início e final de cada processo de leitura, são apresentadas em forma de curva de Contagem x Medições (*Counts x Data Points*) dos seguintes parâmetros:

- radiação de fundo ou contagem de fundo (*Dark Counts, DC*).
- sensibilidade da fotomultiplicadora (*Photo Multiplier Sensibility, PMS*).
- feixe Fraco com 6 LEDs (*Weak Beam Count, WBC*) – que é o feixe de estímulo usado para leituras com altas doses.
- feixe Forte com 36 LEDs (*Strong Beam Count, SBC*) – que é o feixe de estímulo usado para leituras com baixa dose.

## 8. EQUIPAMENTOS DE LEITURA MANUAIS COMPACTOS DO SISTEMA OSL INLIGHTBASIC E NANODOTS

Os Sistemas de Leitura manuais compactos de Dosimetria OSL *InLight Basic* e *InLight nanoDot* podem ser descritos em dois (02) equipamentos (Figuras 18 e 19):

1. *microStar* – com controle manual capacidade de leitura de um (01) dosímetro a cada leitura: *InLight Basic* e *nanoDots*.
2. *microSTAR ii* – com controle manual e controle automático para algumas rotinas com capacidade de leitura de um (01) dosímetro a cada leitura: *InLight nanoDot*.

Os equipamentos de leitura *InLight microStar* manual e automático consistem basicamente:

- compartimento interno, com capacidade para leitura de um (01) dosímetro a cada processo.
- uma fonte de luz – LED para excitação ou estimulação para a luminescência de cada dosímetro em leitura
- mecanismos especiais para alojar e movimentar o dosímetro montado para leitura, de modo a movimentá-lo para a exposição dos sensores luminescentes à luz de estimulação.
- um Tubo Fotomultiplicador (PMT) para a detecção da luminescência usando um sistema de contagem de fótons de alta sensibilidade.



Figura 18 – Sistema de leitura de dosímetros OSL InLight microStar.

Fonte: Landauer Inc.



Figura 19 – Sistema de leitura OSL InLight microSTAR ii.

Fonte: Landauer Inc.



Fonte: Landauer Inc.



Fonte: Landauer Inc.

Para as diferentes aplicações em terapia ou em radiodiagnóstico os leitores *microStar* e *microSTAR ii* devem ser calibrados apropriadamente. O *microStar* possui um compartimento ou gaveta para a leitura do dosímetro *InLight Basic* e adaptadores para a leitura de dosímetros *InLight nanoDot*, para a exposição correta dos sensores durante o estímulo da luz. O movimento do dispositivo do leitor para o processo de leitura de cada dosímetro é realizado através de chave manual com passos definidos. Esse equipamento utiliza CW-OSL como estímulo de excitação OSL por curto período ( $\sim 1$  s). Vale ressaltar que a combinação de curto tempo de estimulação e baixa intensidade de estimulação resulta em pouca depleção do sinal OSL por leitura; que permite que os dosímetros sejam relidos inúmeras vezes Yukihiro and McKeever, (2011; Yoder; Akselrod, (2010).

Em meados de 2015 a Landauer Inc. lançou o modelo *microSTAR ii* específico para medições de dosimetria clínica utilizando os dosímetros *InLight nanoDots*. A precisão e a repetibilidade das medições foram aprimoradas com uma série de inovações tecnológicas utilizando estímulo pulsado POSL, de modo a melhorar a razão sinal/ruído, a precisão e a repetibilidade das medições. Novos métodos de medição do desempenho do equipamento de leitura, através de medições Padrão de aferição foram desenvolvidos e integradas ao *software* para facilitar a análise de garantia de qualidade. O *microSTAR ii* utiliza um motor eletro-óptico reprojetoado e um microprocessador embutido para: estimulação LED pulsada, para a resposta luminescente e para registro de resultados Yoder and Akselrod, (2010); Akselrod, Fomenko and Bartz, (2013), Akselrod and Dillon, (2013).

Diferente da geração anterior o *microSTAR ii* utiliza geometria de reflexão em sua engenharia de leitura. A vantagem da geometria de reflexão no *microSTAR ii* sobre a geometria de transmissão usada no *microStar* original é que a geometria de reflexão reduz significativamente o tamanho físico dos componentes ópticos. A geometria de transmissão usada no *microStar* original é caracterizada pelos LEDs de iluminação posicionados em um lado do dosímetro, estimulando o elemento sensível do *nanoDot*. No lado oposto do dosímetro, a luminescência e o excesso de luz LED são coletados pelo PMT. Em contraste,

a geometria de reflexão usada no *microSTAR ii* coloca o tubo fotomultiplicador e o LED no mesmo lado do dosímetro. Essa configuração permite que a cadeia óptica do leitor seja significativamente reduzida em tamanho. A Figura 20 ilustra a diferença entre as geometrias de transmissão e reflexão Thistlethwaite, Johnson and Valentino, (2013).

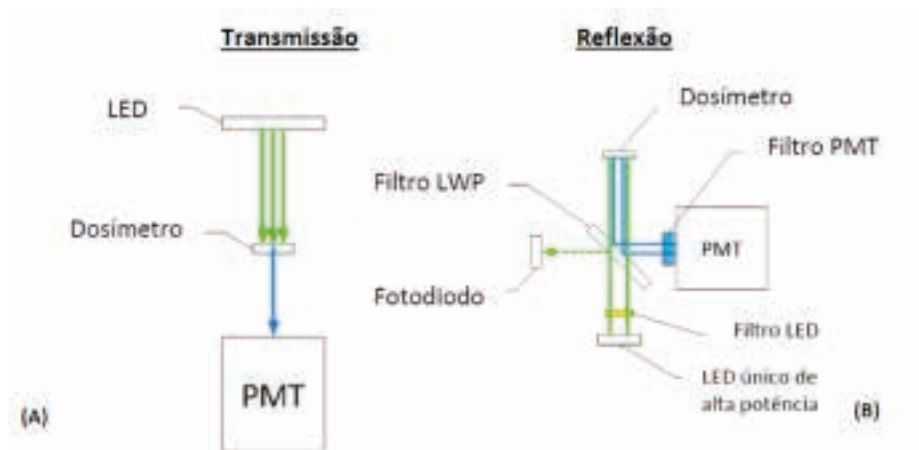


Figura 20 – Comparativo entre as geometrias de leitura OSL dos equipamentos *microStar* e *microSTAR ii*. (a) geometria de transmissão (b) geometria de reflexão.

Fonte: Thistlethwaite; Johnson; Valentino, 2013.

Além disso, para o *microSTAR ii* foi desenvolvida uma nova gaveta de modo a posicionar rapidamente o dosímetro *nanoDot*, e facilmente reposicionada para leitura, de forma consistente e precisa (como evidenciado na Figura 19). A gaveta, o equipamento leitor e o software de uso foram desenvolvidos e projetados em conjunto, de modo a permitir leituras sequenciais automáticas, que não eram possíveis anteriormente no equipamento *microStar*.

Os *softwares* para ambos os modelos de leitores *microStar* são utilizados durante todo o processo de leitura, incluindo-se o sistema técnico de rotinas de registro de leituras, cálculo de doses, exportação e importação de dados de leitura para análise em outros sistemas. O registro dos dosímetros no *software Star* dos códigos de barras/*QR Codes* e do número de série é manual por meio do identificador óptico, para garantir a cadeia de rastreamento.

Os *softwares* permitem que sejam estabelecidos, por meio de seleção adequada no *menu* disponível, do controle das condições do leitor desejadas tais como: medições Padrão para a aferição do desempenho do equipamento, seleção da qualidade do feixe de calibração, características do tipo de monitor, manutenção e registro da base de dados etc. Além disso, permite estabelecer procedimentos para controle e análise dos resultados

de leituras, controle da qualidade do processo de leitura, por meio do uso de dosímetros denominados dosímetros QC (*Quality Control* - Controle da Qualidade).

As medições Padrão de aferição são realizadas no início de uso do equipamento na rotina de trabalho, no início e final de cada processo de leitura, dos seguintes parâmetros:

- radiação de fundo ou contagem de fundo (*Dark*).
- sensibilidade da fotomultiplicadora (*Photo Multiplier Sensibility, PMS*).
- feixe fraco com 6 LEDs (*CAL*) – que é o feixe de estímulo usado para leituras com altas doses; e Feixe Forte com 36 LEDs (*LED*) – feixe de estímulo usado para leituras com baixa dose.
- feixe forte com 36 LEDs (*LED*) – que é o feixe de estímulo usado para leituras com baixa dose.

Para o equipamento *microSTAR ii*, as medições Padrão de aferição, assim como as medições do dosímetro de Controle da Qualidade, QC são pré-requisitos para início do processo de leitura.

## 9. DEPLEÇÃO DO SINAL OSL POR LEITURA

Como mencionado anteriormente, uma das principais vantagens da utilização da dosimetria OSL é a possibilidade de releitura dos dosímetros. A resposta para a pergunta: “quanto se perde de sinal por leitura” depende do equipamento de leitura e da luz de estímulo utilizados. Os modos “Feixe Forte” e “Feixe Fraco” para níveis de dose baixa e alta, respectivamente, e possuem taxa de depleção de sinal diferentes. A necessidade ou não de se realizar correções devido à perda de sinal por repetidas leituras é determinada pelo rigor estatístico a ser alcançado no sistema de medição.

A taxa de depleção do sinal por repetidas leituras pode ser determinada para cada equipamento de leitura especificamente. Para o leitor automático *InLight Reader*, utilizando o feixe forte de leitura, a depleção é em torno de 0,6% por leitura (Figura 21a e Figura 21b).

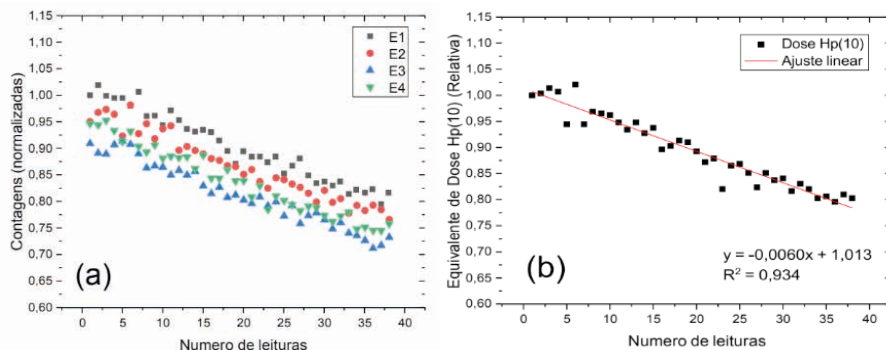


Figura 21 – Dosímetro *InLight Basic* irradiado com dose de  $\sim 1,5$  mSv e lido 38 vezes no leitor automático *InLight Reader*. (a) depleção considerando valor das Contagens no PMT de cada elemento sensível do dosímetro. (b) depleção considerando o valor Equivalente de Dose Hp(10) calculada pelo algoritmo. Pelo valor obtido no ajuste linear dos pontos experimentais, obtém-se que cada valor de leitura depleta 0,6 % do sinal de cada elemento no modo de estímulo de leitura “*strong beam*”.

Fonte: Os autores.

Nos leitores *InLight microStar* a depleção é da ordem de 0,25 % e 0,06 % por leitura para o Feixes Forte e Feixe Fraco, respectivamente. Esses valores podem ser ainda menores no leitor *microSTAR ii* devido a leitura utilizando POSL (Figura 22a e 22b). Aplicando o valor de correção de depleção é possível obter valores corrigidos para  $n$  leituras.

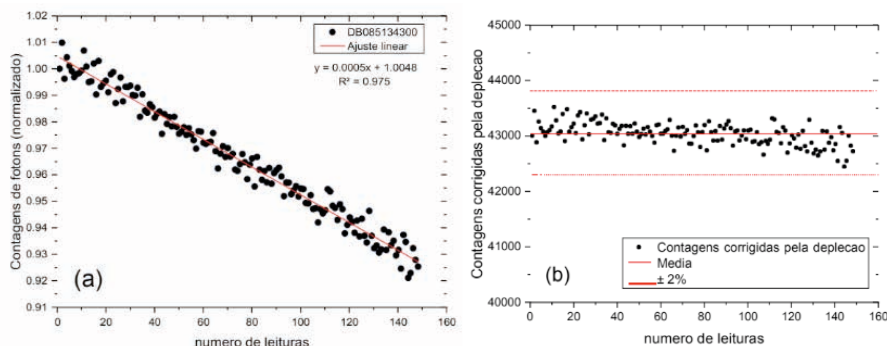


Figura 22 – Dosímetro *InLight nanoDot* irradiado com 100 cGy e lido 150 vezes no leitor compacto *microStar ii*. (a) depleção considerando valor das Contagens no PMT do elemento sensível do dosímetro, e o ajuste linear calculado pelas contagens normalizadas indica depleção de 0,05% de sinal por leitura no modo “*weak beam*”. (b) sinal OSL do mesmo dosímetro com as leituras corrigidas pela taxa de depleção.

Fonte: Os autores.

## 10. CALIBRAÇÃO DOS LEITORES E DOS DOSÍMETROS

Nesta seção serão abordados conceitos importantes para dosimetria, a partir de processos de luminescência estimulada para responder à pergunta: “Como transformarmos a informação da luminescência de um dosímetro específico em um valor de dose”.

Em um sistema de dosimetria por luminescência estimulada, para transformarmos a informação da luminescência de um dosímetro específico em um valor de dose, e na grandeza operacional desejada, alguns conceitos devem ser considerados e analisados, como a seguir descritos.

**Campo de Radiação** – todo material apresenta uma dependência energética com relação às características do campo de radiação, deste modo devem ser consideradas as características de campo de radiação a que foi submetido o dosímetro: energia, exposição total, taxa de exposição, angularidade:

$$E = E_{v,\phi,tE,\theta} \quad (1)$$

**Sensibilidade de cada dosímetro i** – a sensibilidade é função da distribuição de armadilhas dosimétricas no material, o fator de conversão energético, parâmetros ambientais como temperatura (T), umidade, pressão, condições de luminosidade e ainda do tempo de decaimento natural das armadilhas dosimétricas (t). A Sensibilidade,  $S_i$ , do dosímetro ao campo que foi exposto depende:

$$S_i = S_{i(E,T,t)} \quad (2)$$

**Equipamento de leitura** – as características do estímulo e de detecção da luminescência, e, em especial para estímulo por luz, como ocorre esse estímulo, ou seja: contínuo, pulsado ou linear. Considerando que o estímulo seja contínuo é necessário que sejam controlados: a característica espectral, a intensidade e o tempo de estímulo ( $t_e$ ) da fonte de excitação. Além disso, o detector da luminescência deve ter as mesmas características constantes referentes aos parâmetros de influência na detecção, como por exemplo, a curva de resposta do PMT ou do fotodiodo e as condições ambientais da medição. Deste modo, os valores dos sinais luminescentes,  $L_i$ , dependem:

$$L_i = L_{i(S_i,t_e,\text{estímulo,detecção})} \quad (3)$$

**Algoritmo de cálculo de dose** – é a última etapa do processo de conversão dos valores dos sinais de luminescência,  $\{L_1, L_2 \dots L_n\}$  do conjunto de elementos sensores do dosímetro ou de um sensor L em um valor de dose na grandeza específica.

Nos leitores InLight Readers as respostas luminescentes obtidas pela excitação controlada e constante nos sensores são integradas por um tempo ( $\delta t$ ) produzindo valores de luminescência integrada, que são normalizados pela sensibilidade de cada elemento sensível denominados Total Counts [counts] e quando convertidos através da constante de calibração são obtidos os Valores Convertidos - CVi [mSv]. No caso dos dosímetros InLight Basic com quatro (04) sensores sob diferentes filtros esses valores de entrada consistem em: CV1, CV2, CV3, CV4 para um determinado leitor, com constante de calibração C. Nos leitores que realizam a leitura de dosímetros InLight nanoDots com um (01) sensor é produzido um (01) valor de entrada CV. O algoritmo é a função matemática que converte esses parâmetros de entrada em um valor de Dose (D) na grandeza dosimétrica específica.

A calibração do leitor e definição das características do dosímetro (i.e.: número de elementos sensíveis, tipo e número de filtros, porta dosímetro, etc.) são determinadas pela grandeza que se quer avaliar e estabelecimento das condições de exposição que o dosímetro específico se propõe a avaliar.

Importante notar aqui, que toda a física da interação da radiação do material sensor ocorre com o campo de radiação e depende da sensibilidade do dosímetro, da obtenção da resposta luminescente no leitor, sendo que a determinação da dose a ser calculada depende da grandeza desejada e do algoritmo empregado.

## 11. CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS INLIGHT BASIC E NANODOT

A calibração dos sensores OSL é realizada tendo como resultado a indicação da sensibilidade do dosímetro, que é pré-determinada pelo fabricante e normalizada a uma fita padrão (sensibilidade = 1). A sensibilidade é adimensional sendo avaliada pelo fabricante, e seu valor gravado no slide de cada detector.

Desta forma a calibração realizada no equipamento é função somente do equipamento (elementos de excitação e detecção) uma vez que a resposta do material sensível ( $Al_2O_3:C$ ) pode ser corrigida pela sensibilidade já determinada pelo fabricante. Outra característica avaliada pelo fabricante é a repetibilidade dos elementos sensores. A repetibilidade padrão de comercialização é de  $\pm 10\%$ , havendo a possibilidade de aquisição de lotes selecionados, com repetibilidade melhor que  $\pm 5\%$ , recomendados para uso clínico.

## 12. CALIBRAÇÃO DOS LEITORES INLIGHT

O processo de calibração dos equipamentos de leitura consiste do ajuste das condições e estabelecimento das configurações do equipamento de leitura, a ser realizado por um conjunto de dosímetros OSL de calibração, destinado para este processo, irradiados em doses conhecidas em laboratório credenciado e rastreável, conforme um procedimento

específico, de maneira a verificar a reprodutibilidade e otimizar as condições estabelecidas como padrão, para o início de uso dos equipamentos de leitura.

Os equipamentos de leitura apresentam respostas diferentes da Fotomultiplicadora dependendo das condições de calibração e das medições de aferição estabelecidas para manter as boas condições de uso do equipamento. A calibração inclui o ajuste de fatores entre a luz emitida pelo dosímetro quando exposto a luz dos LEDs no comprimento de onda adequado e a leitura apresentada pelo dosímetro, tendo como objetivo garantir que diferentes equipamentos determinem os mesmos valores de dose para os mesmos dosímetros. A relação entre estes dois fatores tem que permanecer constante e esta relação é estabelecida pela calibração do equipamento. Além disso, neste processo de calibração são verificados: a linearidade com a dose e a continuidade do controle da qualidade, realizando essa verificação com dosímetros QC irradiados em doses conhecidas em laboratório credenciado e rastreável.

Os procedimentos para Calibração dos Equipamentos de Leitura InLight Reader, microStar e microSTAR ii devem ser realizados antes do início de uso do equipamento, repetido a cada seis (06) meses e sempre que se fizer necessário.

Durante todos os processos de leitura de rotina devem ser realizados procedimentos de Aferição e Controle da qualidade de leitura com dosímetros QC, específicos para esse processo. A Aferição é o processo de verificação e ajuste das condições do equipamento de leitura conforme procedimento específico, de maneira a obter a reprodutibilidade e otimização das condições estabelecidas como padrão durante todos os procedimentos de leitura. O Controle da Qualidade de leitura é executado logo após os procedimentos de aferição utilizando dosímetros QC.

Os procedimentos para Calibração dos Equipamentos de Leitura InLight Readers são realizados utilizando o Software IRS do Sistema InLight em cinco (05) etapas:

- Preparação do equipamento de leitura
- Preparação do conjunto de dosímetros de calibração
- Processo de Calibração dos feixes de excitação ou estímulo
- Calibração do Feixe Fraco (Weak Beam) – usado para medições com alta dose
- Calibração do Feixe Forte (Strong Beam) – usado para medições com baixa dose
- Teste de Verificação da Continuidade do QC
- Processo de verificação da Linearidade

## **Preparação do Equipamentos de Leitura**

Os procedimentos para a preparação do equipamento de leitura antes da calibração

devem sempre ser realizados antes do início do processo tendo como objetivos:

1. Estabilização das condições ambientais das instalações adequadas referentes a temperatura e umidade relativa do ar para o funcionamento otimizado do equipamento.
2. Estabilização das condições gerais do equipamento através da realização de medições de aferição denominados Medições Padrão (*Standard Measurements*) de maneira a obter a reprodutibilidade e otimização das condições estabelecidas como padrão. As Medições Padrão são realizadas automaticamente pelo *Software IRS* antes de qualquer processo de leitura e consistem.

Os valores obtidos nestas medições são apresentados em forma de curvas no leitor que estabelecem as medições e os limites pré-estabelecidos, e devem ser mantidos para a otimização das condições dos equipamentos de leitura.

### Preparação do Conjunto de Dosímetros de Calibração

Os dosímetros constituintes do “conjunto de calibração” são dosímetros especiais, os quais são reconhecidos pelo *InLight Reader software*, sendo caracterizados por um *case* do tipo CC. Estes dosímetros são diferentes dos dosímetros para uso para dosimetria, pois não possuem filtros. Este conjunto é utilizado para a avaliação do fator de calibração do leitor (C) [Counts/mSv]. O fator de calibração calculado é o coeficiente da reta de calibração que correlaciona contagem corrigida pela sensibilidade com a dose que o monitor foi submetido.

O conjunto de Dosímetros de Calibração é irradiado em dose conhecida em laboratório certificado e rastreável sendo utilizado especificamente para estes procedimentos. As especificações especiais deste conjunto de Dosímetros de Calibração devem ser cadastradas no sistema *InLight Reader Software (IDRS)* do equipamento de Leitura a ser calibrado.

As doses de irradiação destes Conjunto de Dosímetros de Calibração são específicas para cada tipo de Calibração dos Feixes de Excitação:

- Feixe Fraco (Weak Beam)
- Feixe Forte (Strong Beam)

### Processo de Calibração dos feixes de excitação ou estímulo

Para este processo de calibração dos feixes de excitação ou estímulo no *Software IRS* são utilizados dois conjuntos de dosímetros:

- *Feixe Fracos (Weak Beam)* – dosímetros com doses de 0 mSv, 0,5 Sv e 5 Sv
- *Feixe Forte (Strong Beam)* – dosímetros com doses de 0 mSv, 5 mSv e 100 mSv.

Os resultados obtidos no processo de calibração dos Feixes de estímulo Fraco e Forte são apresentados automaticamente no final de cada processo pelo *IRS* em separado e deve indicar uma reta:

- Valor de  $R^2$  maior que 0,995 e
- Variância de 0,05 em relação da última calibração

### Continuidade – Controle da Qualidade (*QC Continuity*)

A verificação de Continuidade de Controle da Qualidade do leitor é realizada por meio da leitura dos dosímetros de Controle da Qualidade, QC, utilizados especificamente para estes procedimentos. A dose para o Dosímetro de Controle da Qualidade (QC) obtida na verificação de Continuidade deve indicar valor de dose com erro de 10% em relação ao valor nominal.

### Teste de Linearidade (*Linearity*)

Para a verificação da linearidade da resposta do leitor é utilizado um conjunto de dosímetros com nove (09) níveis de dose: branco (0 mSv), 1 mSv, 5 mSv, 50 mSv, 100 mSv, 200 mSv, 500 mSv, 1 Sv e 5 Sv. Os resultados de linearidade com as doses acima descritas devem indicar uma reta com valor de  $R^2$  entre 0,9 e 1.0. A partir dessas medições, o Fator de Calibração é emitido pelo *software*.

Os procedimentos para Calibração dos Equipamentos de Leitura compactos *microStar* e *microSTAR ii* seguem os mesmos procedimentos acima descritos para os equipamentos *InLight Reader*, de modo manual. Para este processo de Calibração devem ser utilizados: um Conjunto de dosímetros OSL *InLight Basic* para o equipamento *microStar* e um Conjunto de dosímetros OSL *InLight nanoDots* para o equipamento *microSTAR ii*, destinados para este processo e irradiados em doses conhecidas em laboratório credenciado e rastreável.

Para os procedimentos de Controle da Qualidade devem ser utilizados dosímetros de Controle da Qualidade OSL *InLight Basic*, QC para o equipamento *microStar* e dosímetros de Controle da Qualidade OSL *nanoDot*, QC para o equipamento *microSTAR ii*, ambos destinados para este processo e irradiados em doses conhecidas em laboratório credenciado e rastreável.

Ao final de cada Processo de Calibração é determinado o Fator de Calibração dos Equipamentos do Sistema OSL *InLight*, que será utilizado automaticamente pelos *softwares* para o cálculo das doses.

### 13. GRANDEZAS OPERACIONAIS PARA MONITORAÇÃO INDIVIDUAL EXTERNA EDOSIMETRIA CLÍNICA

Existem várias abordagens para se medir a radiação, por exemplo, por meio de grandezas radiológicas associadas ao campo de radiação, que pode estar relacionadas a outras grandezas de medição tradicionais. Outra maneira seria avaliando os efeitos da interação da radiação com um material, utilizando algum efeito, como por exemplo: carga elétrica dos elétrons ou íons produzidos pela ionização, a energia transferida ao material pela radiação, a energia absorvida pelo material, a luminescência, a fotoluminescência, a alteração da condutividade elétrica, o calor produzido, o defeito cristalino, a alteração química etc.

Devido ao fato que as radiações ionizantes podem induzir danos à saúde do ser humano tornou-se necessária definição e correlação das grandezas que expressem com realismo a sua interação com o tecido humano e riscos de detrimento ao homem. Levando em consideração as atividades de proteção radiológica são definidas grandezas radiológicas mais consistentes ou úteis nas práticas, por exemplo, de monitoração de área e monitoração individual.

As Grandezas Dosimétricas Exposição, Kerma e Dose Absorvida estão associadas a quantidade de radiação que um material foi submetido ou absorveu, sendo a relação entre a energia média absorvida e a massa do volume do tecido atingido.

Devido a interação da radiação com o organismo humano, e as prováveis consequências deletérias com efeitos biológicos foram definidas as Grandezas Limitantes, que definem os riscos à saúde humana, e estabelecem os limites permitidos para a aplicação da radiação ionizante que envolva seres humanos. Deste modo são estabelecidos fatores de peso associados às grandezas dosimétricas e, definida a grandeza – “*Dose Equivalent*” (em português – Equivalente de Dose), cujo conceito está associado a medição de equivalência entre doses de diferentes radiações, que produzam o mesmo efeito biológico.

O conceito de “*Dose Equivalent*” não está associado somente às grandezas básicas, sendo derivadas de outras grandezas limitantes dependendo do propósito de limitação do risco, tais como: Dose equivalente no órgão, Dose equivalente efetiva, Dose equivalente comprometida, Dose efetiva etc.

Como estas Grandezas Limitantes não são mensuráveis, foram definidas e introduzidas grandezas operacionais mensuráveis. As grandezas que são mensuráveis são as chamadas Grandezas Operacionais, tais como: Equivalente de Dose ambiente e Equivalente de Dose Pessoal.

O Equivalente de Dose Ambiente  $H^*(d)$ , em um ponto de um campo de radiação, é o valor do equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo expandido e alinhado na esfera ICRU na profundidade  $d$ , no raio que se opõe ao campo alinhado.

A Grandeza Operacional para uso em Dosimetria Individual Externa para corpo inteiro estabelecida pela Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN (CNEN PR 3.01/005, 2011) é o Equivalente de Dose Individual  $H_p(d)$ , definido como o Equivalente de Dose em tecido mole em uma profundidade  $d$  (em milímetros) a partir de um ponto especificado na superfície do corpo. O Equivalente de Dose Individual  $H_p(10)$  é medição diretamente pelo uso do dosímetro individual, a partir de um processo de calibração utilizando simulador antropomórfico definido pela ICRU. A estimativa da Dose Efetiva devida à exposição externa deve através do uso um monitor individual posicionado no ponto mais exposto do tórax, calibrado em  $H_p(10)$ .

Para radiações pouco penetrantes, a Dose Equivalente na pele deve ser estimada por dosímetros individuais calibrados em  $H_p(0,07)$ . No caso de doses de extremidades (pés e mãos), deve se estimar a Dose Equivalente na pele, por meio de monitores individuais calibrados na grandeza operacional  $H_p(0,07)$ .

Em Dosimetria Clínica de paciente a Grandeza medição é a Dose Absorvida.

A dose absorvida relaciona a energia média ( $\epsilon$ ) absorvida e a massa ( $m$ ) do volume do tecido atingido, ou seja, a transferência de energia devido aos modos de interação e à natureza do tecido, e depende da energia média absorvida na região de interação. Para evitar a variação da quantidade de energia absorvida em diferentes pontos do volume é definida como uma função num ponto  $P$ , de interesse, por meio da equação 1:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \text{ (J.kg}^{-1} = \text{Gray} = \text{Gy)} \quad (4)$$

## 14. ALGORITMOS DE CÁLCULO DE DOSE

### (a) Conceitos para o cálculo de dose no sistema OSL InLight

Os conceitos importantes para a determinação da dose, a partir da resposta avaliada de cada dosímetro OSL pelos Equipamentos de Leitura do Sistema OSL *InLight* pelo software *IRS* e para os Equipamentos de Leitura *microStar* e *microSTAR ii* pelo software *mStar*, de acordo com o número de sensores de cada tipo de dosímetro são:

Contagem dos elementos ( $Counts_i = 1,4$ ): A contagem do elemento é o valor da soma de um número apropriado de medições da resposta do sinal de luminescência integrado por um intervalo de tempo ( $t_m = 5 \text{ ms}$ ) pelo PMT.

Valores Convertidos ( $CV_i = 1,4$ ): definido como o valor de Contagem do elemento ( $Counts_i$ ), corrigido pela sensibilidade ( $s$ ) e pelo fator de calibração ( $C$ ). Sendo assim, para obtenção dos valores convertidos, utiliza-se a equação 2:

$$CV_i = \frac{Counts_i}{s \times C} \quad (5)$$

Tendo os valores de  $CV_i$  de cada elemento sensível do dosímetro ( $CV_1, CV_2, CV_3$  e  $CV_4$ ) é possível calcular a dose a partir do algoritmo previamente estabelecido e, posteriormente, na grandeza e unidade desejadas. O fator de Calibração é obtido no processo de calibração e utilizado pelo algoritmo de cálculodas doses.

*(b) Cálculo da dose para o Sistema InLight Basic pelo método do algoritmo Matrix*

O algoritmo é baseado no método de Matriz de Transferência, desenvolvido especificamente para o sistema de dosimetria *InLight Basic*, as especificações do monitor individual e as grandezas operacionais estabelecidas. Para a parametrização deste algoritmo foi utilizada uma série de exposições em diferentes feixes de energia de raios X e radiação gama com incidência de feixe para vários ângulos: 0° a 60°.

O sinal do dosímetro é dado como um vetor, sendo que cada elemento do vetor corresponde a leitura de um detector (elemento) individual. Para um dosímetro de quatro (04) elementos, esse sinal será representado pela equação 3. A quantidade representada por  $S$  vai depender do tipo específico de detector e pode indicar quantidades como voltagem, capacitância ou contagens.

$$\vec{S} = \langle S_1, S_2, S_3, S_4 \rangle \quad (6)$$

Para a caracterização de um dosímetro é necessário expor esse dosímetro a campos de radiação conhecidos com diferentes energias, ângulos de incidência e tipo de radiação (fótons, elétrons, nêutrons etc.). O sinal medido deve ser normalizado pelo valor da dose de exposição da radiação ionizante. Os resultados dessas medições são armazenados em uma tabela chamada de Matriz Resposta. Para uma única exposição, denomina-se  $r_i$ . ( $i$  = número de sensores do dosímetro) a resposta de cada detector dividido pela dose ( $D$ ), conforme equação4:

$$r_i = S_i / D \quad (7)$$

Para cada campo de radiação (campo  $j$ ) são irradiados  $n_j$  dosímetros, desse conjunto calcula-se a média da resposta dividido pela dose para cada elemento ( $r_{ij}$ ) e o coeficiente de variação, representado por " $e_{ij}$ " é também armazenado na Matriz Resposta.

O objetivo do algoritmo é determinar a combinação de campos que melhor representa o vetor resposta do dosímetro irradiado com dose e feixe desconhecido. É seguro assumir

que a exposição desconhecida pode ser representada como uma mistura de uma ou mais fontes de radiação já caracterizadas. Deste modo, calculamos o campo desconhecido como um vetor cujas componentes representam as proporções dos  $j$  campos conhecidos com os quais a Matriz Resposta foi construída.

A dose esperada para cada campo da Matriz Resposta é dada pelo vetor das equações 5a e 5b.

$$D_{ij} = S_i / r_{ij} \quad (8a)$$

$$\overline{D}_j = \frac{\sum_{i=1}^4 \frac{D_{ij}}{e_{ij}^2}}{\sum_{i=1}^4 \frac{1}{e_{ij}^2}} \quad (8b)$$

O coeficiente que mede a melhor aproximação estatística para cada campo de radiação  $j$ , é dado pela equação 6.

$$s_j = \sqrt{\sum_{i=1}^4 \left( \frac{D_{ij} - \overline{D}_j}{e_{ij} \overline{D}_j} \right)^2} \quad (9)$$

O coeficiente de peso para cada campo  $j$  é dado na equação 7.

$$W_j = \frac{1}{(e^{s_j} - 1)^2} \quad (10)$$

O valor esperado de contribuição de cada campo  $j$ , para compor a combinação de campos que gera aquele valor medido é dado pela equação 8.

$$w_j = \frac{W_j}{\sum_{j=1}^N W_j} \quad (11)$$

Os valores em  $H_p(10)$  e  $H_p(0,07)$  são calculados a partir das equações 9a e 9b:

$$H_p(10) = \sum w_j \left( \frac{1}{4} \sum D_{ij} \right) \quad (12a)$$

$$H_p(0,07) = \sum w_j \left( \frac{1}{4} \sum D_{ij} \right) \quad (12b)$$

Onde  $w_j$  é o peso estimado para a componente  $j$  do campo da matriz de transferência,

e  $D_{ij}$  é Dose estimada para cada componente  $i$  do campo  $j$  da matriz.

(a) Cálculo da dose para o Sistemas InLight *microStar* e *microSTAR ii*

Além dos conjuntos de calibração comercializados pela Landauer, os usuários dos sistemas compactos *microStar* e *microSTAR ii* podem realizar a calibração do sistema na qualidade de feixe desejada por meio da técnica de campos conhecidos. Esse método é amplamente utilizado em sistemas que utilizam fontes radioativas, uma vez que o decaimento dessas fontes é um processo bem conhecido. Para aceleradores lineares, esse método também é utilizado, realizando as devidas correlações de taxa de dose, equilíbrio eletrônico e dados complementares do comissionamento.

Conhecidas as características desse campo é possível irradiar dosímetros OSL *InLight nanoDot* com doses conhecidas e criar uma calibração para o campo específico, levando em consideração as influências: de alterações de temperatura, pressão atmosférica, decaimento, geometria etc. Para cada valor de dose, se correlacionam os valores de contagem do PMT, obtendo-se o fator de Calibração

(C) pelo inverso do coeficiente angular do ajuste linear na curva de resposta pela dose, para aquela qualidade de feixe específico [em contagens/unidade de dose]. Sendo assim, a obtenção da Dose ( $D$ ) para os dosímetros nessas condições se dá a partir do valor de CV de um único elemento sensível (equação 10).

$$D = \frac{\text{Counts}}{s \times C} \quad (13)$$

É importante frisar que o grau de confiabilidade das calibrações está estritamente relacionado a rastreabilidade e confiabilidade das características do campo. Para aplicações clínicas é recomendado seguir também as orientações dos formalismos nacionais e internacionais da prática e.g. AAPM TG 191 Kry et al., (2020). Outro ponto importante é que os ajustes lineares são confiáveis respeitando a região de linearidade da resposta do material dosimétrico. Para ampliar a faixa útil da calibração para regiões de não linearidade, especialmente acima de 300 cGy, são recomendados ajustes polinomiais. Na Figura 23 um exemplo simplificado de cálculo de dose é apresentado utilizando ajuste linear para a curva de calibração. Os dosímetros foram irradiados com radiação gama de  $^{137}\text{Cs}$  em condições de equilíbrio eletrônico, com leituras realizadas em um equipamento *microSTAR ii*.

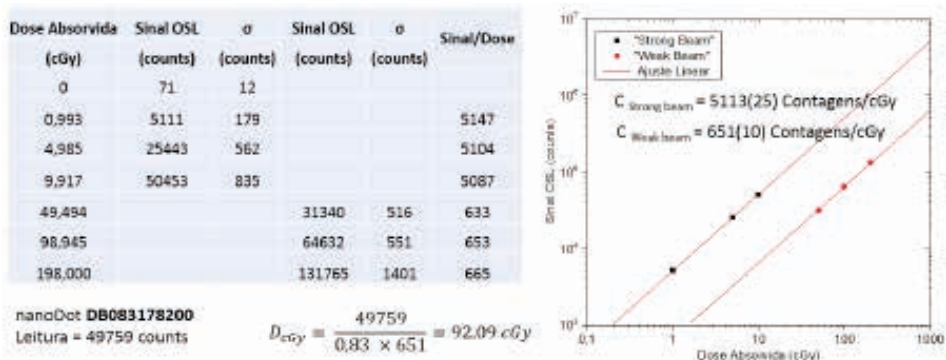


Figura 23 – Exemplo de cálculo de dose utilizando a metodologia de calibração por ajuste linear no equipamento leitor *microSTAR ii*. A dose foi calculada utilizando o fator de calibração para *Weak Beam*, denominando doses na faixa acima de 50 cGy.

Fonte: dos autores.

## 15. ANNEALING DOS DOSÍMETROS OSL *INLIGHT* (EMBRANQUECIMENTO)

O “*Annealing*” ou embranquecimento para os dosímetros OSL é o processo de desexcitação dos dosímetros com luz visível para “apagar” definitivamente as informações ópticas armazenadas nos dosímetros, e para o qual a frequência da luz e o tempo de desexcitação são pré-estabelecidos.

A realização de *annealing* dos dosímetros OSL visa estabelecer as condições iniciais da resposta dos dosímetros OSL equivalente ao dosímetro não irradiado (leitura zero) e as condições necessárias para a sua reutilização.

Esse *Annealing* é realizado através da incidência de luz nos dosímetros na frequência do azul, com comprimento de onda na faixa de 440 – 485 nm, por um tempo pré-estabelecido. Os tempos de exposição dos dosímetros à luz de *annealing* devem ser estabelecidos de acordo com a faixa de dose que os dosímetros foram irradiados, como no exemplo apresentado na tabela 3.

| Níveis de proteção radiológica |                              |
|--------------------------------|------------------------------|
| Dose (mSv)                     | Tempo de exposição à luz (s) |
| 0 a 1,0                        | 10                           |
| 1,0 a 1,5                      | 30                           |
| 1,5 a 5,0                      | 60                           |
| Maior que 5,0                  | 120                          |

| Níveis de dosimetria clínica |                              |
|------------------------------|------------------------------|
| Dose (Gy)                    | Tempo de exposição à luz (h) |
| 0 a 1,0                      | 10                           |
| 1,0 a 1,5                    | 12                           |
| 1,5 a 5,0                    | 12 – 24                      |

Tabela 3 – Tempos de *annealing* óptico de acordo com a dose absorvida pelos dosímetros OSL InLight.

Após os procedimentos de *annealing* devem ser realizadas as leituras dos dosímetros com o objetivo de assegurar que estejam livres de sinal residual para que possam ser reutilizados. Os dosímetros podem ser reutilizados em até duas semanas após a data do *annealing*, devendo ser repetido este processo após este período. Assumindo que a radiação de fundo natural acumulada em um dosímetro *InLight* é de 0,02 mSv/dia de radiação de fundo, cerca de 0,28 mSv serão adicionados em um período de 2 semanas.

## 16. APLICAÇÕES EM DOSIMETRIA DE FEIXE: CONTROLE DA QUALIDADE

Além da tradicional utilização dos dosímetros OSL em monitoração individual, também pode ser aplicado às medições diretas em feixe de radiação, tanto para controle da qualidade, quanto para auditorias nas mais variadas energias de fótons e elétrons.

Um dosímetro na forma de fita OSL pode ser utilizado para controle da qualidade em Tomografia Computadorizada (TC) (Figura 24). Para essas medições, o dosímetro de fita OSL é posicionado em um simulador de paciente de acrílico para exposição dentro do tomógrafo na posição do paciente, utilizando protocolos de aquisição de exames de rotina. A fita OSL mede o perfil de dose com uma alta resolução espacial de 0,1 mm e fornece informações sobre colimação, perfil de fatia individual e sobreposição de fatias (*slices*).

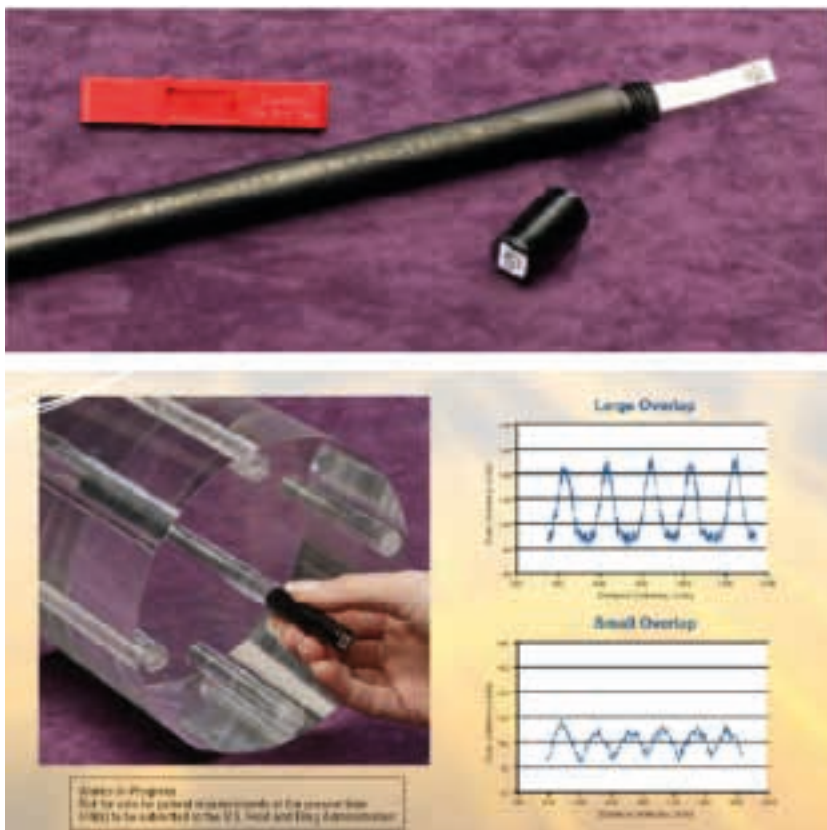


Figura 24 – Fita OSL dosimétrica de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  utilizada para medições de feixe entomografia computadorizada.

Fonte: Landauer Inc.

Esses testes são importantes uma vez que uma das principais preocupações em radiodiagnóstico, especificamente em TC é a superexposição do paciente à radiação ionizante. A tecnologia OSL pode ser aplicada para verificação dessas exposições. Para essas medições em CT, os dosímetros *InLight nanoDot* também podem ser utilizados com precisão e acurácia. Scarboro, (2015).

A fita OSL também pode ser utilizada para medições de aferição em controle da qualidade de feixes clínicos de radioterapia, tais como: Porcentagem de Dose em Profundidade (PDP), Simetria e Planura do campo, Fator Filtro etc. Essas medições foram realizadas por Giglioti (2010) e estão apresentadas na Figura 25.

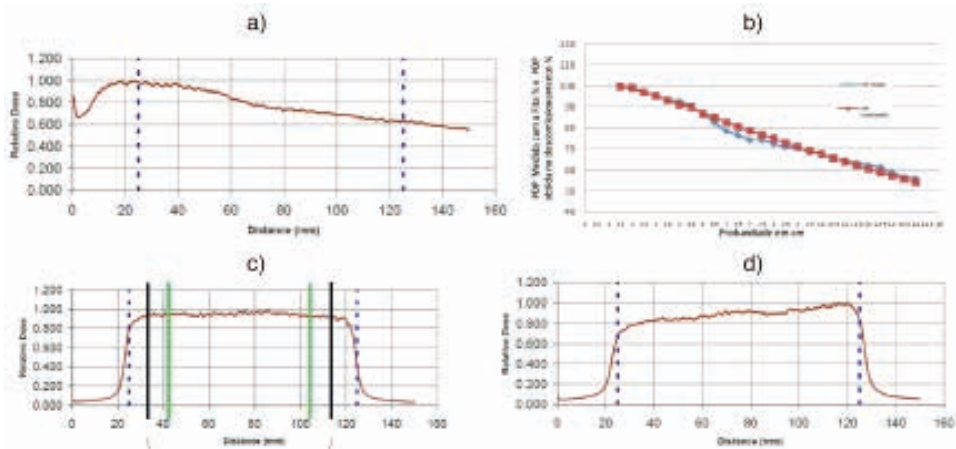


Figura 25 – Resultados experimentais obtidos pela aplicação da fita OSL para avaliação de parâmetros de feixes clínicos de radioterapia. (a) PDP (b) comparação das PDPs medição e documentada no comissionamento (c) Planura e Simetria (d) Fator filtro 30°.

Importante observar que instituições internacionais já utilizam dosimetria OSL para fins de auditoria em controle da qualidade em radioterapia. Essas auditorias têm por objetivo, nos países onde são estabelecidos esses procedimentos, comparar calibrações em níveis regionais e nacionais, e detectar erros em entrega de dose para os pacientes (Figura 26). Essas medições são possíveis utilizando dosímetros OSL *InLight nanoDot* irradiados em condições específicas, e enviados por meio dos Correios Casey et al., (2013); Wesolowska et al., (2017); Bokulic et al., (2017); Alvarez et al., (2017).



Figura 26 – Blocos de acrílico utilizados para medições de auditoria em radioterapia utilizando dosímetros OSL *InLight nanoDot* do MD Anderson (EUA).

Fonte: Alvarez et al., 2017.

Dosimetria OSL também pode ser aplicada para medições de controle da qualidade em mamografia, tais como: estimativa da Dose de Entrada na Pele (ESD) e Dose Glandular Média (MGD), sendo o sistema dosimétrico é calibrado para estefim (Villani, (2017)a; Rocha et al., (2019).

## 17. APLICAÇÕES EM DOSIMETRIA CLÍNICA

### (a) *Dosimetria in vivo*

Existem muitas etapas na administração de dose a um paciente submetido a radioterapia. Nessa cadeia de procedimentos, cada uma dessas etapas apresenta uma incerteza. Deste modo se faz necessário que haja uma verificação independente da dose real administrada, em comparação com a planejada, por meio de dosimetria *in vivo*, como recomendam vários formalismos Essers and Mijnheer, (1999); AAPM Report 87, 2005; Kry et al., (2020). Como uma proteção adicional ao paciente, medições de dose *in vivo* permitem que sejam evitados erros de posicionamento e cálculo de dose devido à transferência de erros, que podem ocorrer quando apenas uma verificação pré-tratamento é realizada. Além disso, essas medições tornam possível o registro e verificação de dose correta entregue, e se estão de acordo com níveis de incerteza estabelecidos.

Essas verificações de dose podem ser feitas de duas maneiras: de forma invasiva, por meio de uma sonda inserida no paciente para medir a dose diretamente na posição de tratamento; ou de forma não invasiva por meio de um dosímetro posicionado sobre o

paciente, com “*build-up*” apropriado. Nessa última abordagem, a dose dentro do paciente é calculada utilizando um modelo matemático para converter a dose medição na posição do dosímetro para aquela no ponto de referência de tratamento.

Para essa aplicação podem ser utilizados dosímetros OSL *InLight nanoDot* (Figura 27) para medições com precisão e acurácia Mijnheer, (2008); Yahnke, (2009).

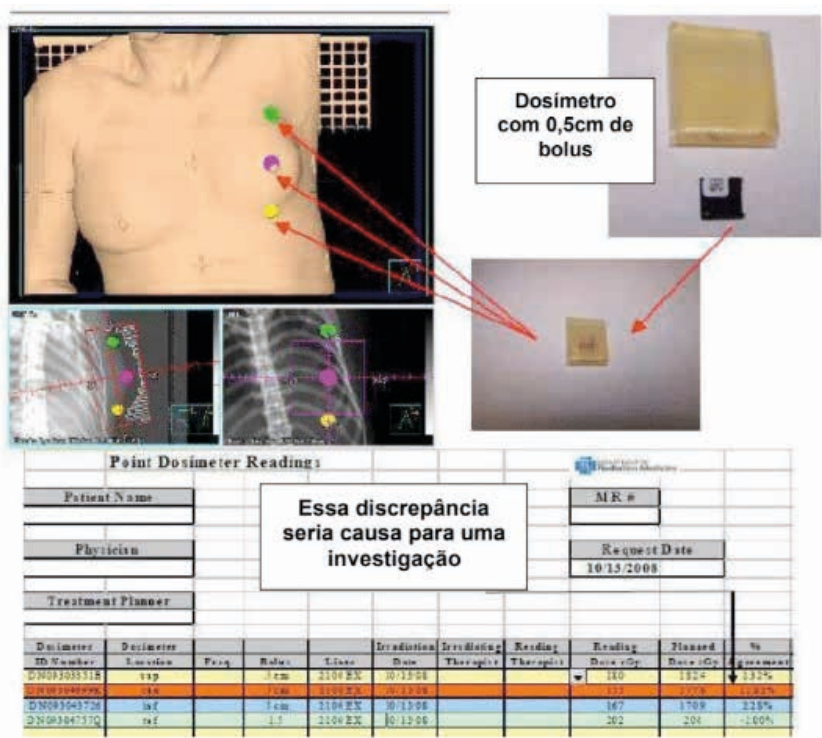


Figura 27– Exemplo de dosimetria clínica para tratamento de câncer de mama com verificação *in vivo* utilizando dosímetros OSL *InLight nanoDots*.

Fonte: Yahnke, 2009.

(b) Dosimetria de paciente e testes “End-to-End”

Devido ao crescente avanço tecnológico e aumento de demanda de tratamentos em radioterapia, outra aplicação de dosimetria clínica importante e necessária é a dosimetria de paciente em radioterapia. Diferente da dosimetria *in vivo*, tal modalidade utiliza um sistema de dosimetria acoplado a simuladores de paciente (phantoms), que possibilita a verificação da qualidade do planejamento de administração de dose a um paciente, especificamente.

Esta verificação consiste em um teste denominado “de Ponta a Ponta” (do inglês “End-to-End – E2E”), que simula o processo envolvido no tratamento do início ao fim, em cenário similar ao da rotina com o paciente. Este teste pode determinar se a entrega da dose

planejada pelo equipamento ao paciente e o controle do software que realiza o tratamento têm o desempenho exigido em campo Schreiner, (2019).

Os testes E2E são projetados para determinar se um sistema se comunica e interage conforme necessário para a funcionalidade adequada de hardware, ou seja, as redes, bancos de dados e outros softwares. Esta prática tem sido utilizada em Centros Médicos de Radioterapia, para garantir a qualidade do tratamento, desde seu planejamento até a entrega da dose ao paciente. O sistema de Dosimetria OSL utilizando dosímetros InLight nanoDots é bastante indicada para essa finalidade. (Figura 28).

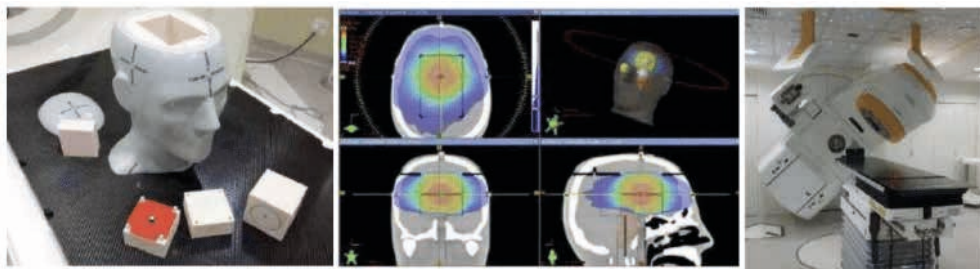


Figura 28 – Teste E2E realizado para tratamento em arco modulado (VMAT) de lesão de crânio utilizando dosímetros InLight nanoDot e o simulador antropomórfico 'STEEV' da CIRS.

Fonte: Villani 2017a, 2017b.

## 18. CONSIDERAÇÕES PARA O FUTURO DA DOSIMETRIA OSL

Como considerações finais e, observando que a dosimetria OSL foi abordada resumidamente neste capítulo, pode-se concluir que a dosimetria OSL possui grande precisão e acurácia, com possibilidades de aplicações em diversas áreas de dosimetria das radiações. Devido a sua popularização nas últimas décadas, essa técnica está cada vez menos restrita a laboratórios de pesquisa e de dosimetria individual, e mais acessível para hospitais e clínicas.

Como descrito, os Sistemas de Dosimetria OSL disponibilizam equipamentos de leitura automáticos e manuais, eficientes e rápidos, com capacidade de leitura individual ou com capacidade para até 500 dosímetros; *softwares* para controle de todo o processo de leitura, cálculo e registro de doses nas grandezas desejadas, alta rastreabilidade e possibilidade de estabelecimentos de procedimentos e verificações especiais de processo. Convém observar que há também a disponibilidade de diferentes tipos de dosímetros OSL para as diferentes aplicações, como os sistemas utilizando BeO, que não foram abordados em detalhes neste capítulo.

Os leitores portáteis e compactos tornam possível a dosimetria no local de trabalho ou de aplicação, e devido à facilidade da técnica de leitura e controle do processo pelos *softwares*, permite a sua utilização por profissionais de várias áreas. Além disso, podem ser

utilizados para otimização de procedimentos de aferição de dose e controle da qualidade de tratamentos com radiação e como ferramenta de melhoria de precisão e exatidão nos resultados dosimétricos.

Pesquisas e desenvolvimento na área de proteção radiológica, com ênfase em dosimetria das radiações são essenciais para desenvolvimento de novas tecnologias, e contribuem para a proteção radiológica de todos os indivíduos envolvidos na aplicação da radiação ionizante: pacientes, profissionais da área e público em geral, e nas diversas áreas de aplicação.

Novos leitores e novos materiais com a tecnologia OSL devem surgir no mercado em breve. Como consequência, novas ideias devem ser exploradas para aproveitar as vantagens da técnica OSL para enfrentar os desafios crescentes da dosimetria aplicada às novas tecnologias. Neste sentido, haverá maiores possibilidades de aplicação para: controle da qualidade de tratamento de paciente, dosimetria *in vivo* em tempo real, monitoração individual, incluindo a monitoração de dose de extremidades e de cristalino, dosimetria de feixe, dosimetria de feixe sob influência de campos magnéticos em radioterapia (MRgRT), dosimetria de feixes com altas taxas de dose (FLASH) e dosimetria de prótons.

## PONTOS CHAVE

1. Nos dosímetros OSL o número de elétrons armadilhados é proporcional à exposição de radiação depositada na rede cristalina, e sua luminescência é medida por meio de excitação óptica conhecida e controlada, e detectada com um tubo fotomultiplicador;
2. Cada material OSL possui uma dependência energética característica, havendo ou não a necessidade de correções ou filtração de acordo com a metodologia de calibração e prática dosimétrica;
3. A sensibilidade à radiação de cada material pode variar devido ao processo de fabricação dos dosímetros, sendo necessária correção das leituras por sensibilidade individual ou por lote de dosímetros;
4. Dosímetros OSL de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  apresentam resposta linear com a exposição à radiação até a ordem de 3 Gy, passando a uma superlinearidade até ~15 Gy.
5. A atribuição de um valor de dose à quantidade de luminescência detectada pelo sistema óptico de leitura se dá a partir do conhecimento do comportamento do material dosimétrico empregado e a calibração dos sistemas de leitura para a unidade e grandeza operacional de interesse.

## EXERCÍCIOS DE FIXAÇÃO

1. Como ocorre o fenômeno da Luminescência Opticamente Estimulada (OSL)

em materiais?

2. Quais os principais métodos de estímulo OSL para dosimetria das radiações?
3. Quais as características principais para que materiais OSL para que sejam utilizados como dosímetros?
4. Qual a característica mais interessante de dosímetros OSL após a leitura?
5. Como um dosímetro OSL pode ser reutilizado?
6. Quais os principais materiais utilizados para Dosimetria Pessoal?
7. Quais os componentes principais de um Sistema de Dosimetria OSL?
8. Quais são os componentes principais de um Equipamento de leitura OSL? Quais são os equipamentos de leitura do Sistema OSL *InLight*?
9. Defina os conceitos principais utilizados pelo algoritmo para o cálculo das doses para o sistema OSL.
10. Quais as principais aplicações da técnica OSL em dosimetria?

## REFERÊNCIAS

AKSELROD, M. S.; BØTTER-JENSEN, L.; MCKEEVER, S. W. S. Optically stimulated luminescence and its use in medical dosimetry. *Radiation Measurements*, v. 41, p. S78-S99, 2007.

AKSELROD, M. S., DILLON, K. J. *Method and Apparatus for Fast Determination of Unknown Radiation Dose*, US Patent Application 13/923402, June 13, 2013.

AKSELROD, M. S.; FOMENKO, V. V.; BARTZ, J. *Optical System for a Portable OSL Reader*, US Patent Application 13/921345, June 19, 2013.

AKSELROD, M. S.; GORELOVA, E. A. Deep traps in highly sensitive  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C TLD crystals. *Nuclear Tracks and Radiation Measurements*, v. 21, n. 1, p. 143-146, 1993.

AKSELROD, M. S.; KORTOV, V. S.; KRAVETSKY, D. J.; GOTLIB, V. I. Highly sensitive thermoluminescent anion-defect alpha-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: C single crystal detectors. *Radiation protection dosimetry*, v. 33, n. 1-4, p. 119-122, 1990.

AKSELROD, M. S.; LUCAS, A. C.; PULF, J. C.; MCKEEVER, S. W. S. Optically stimulated luminescence of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. *Radiation Measurements*, v. 29, n. 3-4, p. 391-399, 1998.

AKSELROD, M. S.; MCKEEVER, S. W. S. A radiation dosimetry method using pulsed optically stimulated luminescence. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 81, n. 3, p. 167-175, 1999.

ALVAREZ, P., et al. TLD and OSLD dosimetry systems for remote audits of radiotherapy external beam calibration. *Radiation measurements* v. 106, p. 412-415, 2017.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. AAPM. Diode *in vivo* dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy. AAPM Report 87 (Madison, WI, USA: Medical Physics Publishing) (2005).

ANTONOV-ROMANOVSKY, et al., 1955. *Dosimetry of ionizing radiation with the aid of infrared sensitive phosphors in conference of the academy of sciences of the U.S.S.R. On the peaceful uses of atomic energy*. Moscow, USAEC Report AEC-tr- 2435 (Pt. 1) p. 239–250, 1995.

BOKULIC, T. et al. Introduction of optically stimulated luminescence based postal audits for radiation protection level dosimetry at Secondary Standard Dosimetry Laboratories. *Radiation Measurements* v. 106, p. 546-551, 2017.

BOS, A. J. J. High sensitivity thermoluminescence dosimetry. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res.B*, v. 184, n. 1-2, p. 3-28, 2001.

BØTTER-JENSEN, L.; MCKEEVER, S. W.; WINTLE, A. G. *Optically stimulated luminescence dosimetry*. Amsterdam: Elsevier, 2003.

BOYLE, R. *Experiments and Considerations Touching Colors*. London: Transactions of the Royal Society, 1664.

BUCKMAN, W. G. Aluminum Oxide Thermoluminescence Properties for Detecting Radiation. *Health Phys.*, v. 22, n. 4, p. 402, 1972.

CAMERON, J. R.; SUNTHARALINGAM, N.; KENNEY, G. N. *Thermoluminescent Dosimetry*. Madison: University of Wisconsin Press, 1968.

CASEY, K. E., et al. Development and implementation of a remote audit tool for high dose rate (HDR) Ir-192 brachytherapy using optically stimulated luminescence dosimetry." *Medical physics* v.40, n. 11, p. 112102, 2013.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. CNEN. Posição Regulatória 3.01/005. Critérios para cálculo de dose efetiva, a partir da monitoração individual. 2011.

ESSERS, M.; MIJNHEER, B. J. In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* v. 43, p. 245– 259, 1999.

GIGLIOTI, R. *Utilização da dosimetria opticamente estimulada (OSL) na avaliação de parâmetros de qualidade de feixe em radioterapia*. Dissertação de Mestrado. Universidade de São Paulo, 2010.

KRY, S. F., et al. AAPM TG 191: Clinical use of luminescent dosimeters: TLDs and OSLDs. *Medical physics* v. 47, n. 2, p. e19-e51, 2020.

LANDAUER INC. Site. Disponível em: [www.landauerinc.com](http://www.landauerinc.com). Acesso em: 24 nov. 2021. LAPRAZ, D.; IACCONI, P.; SAYADI, Y.; KELLER, P.; BARTHE, J.; PORTAL, G. Some thermoluminescence properties of an  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> sample. Sensitization effects. *Physica Status Solidi (a)*, v. 108, n. 2, p. 783-794, 1988.

MCDUGALL, R. S.; RUDIN, S. Thermoluminescent dosimetry of aluminum oxide. *Health physics*, v. 19, n. 2, p. 281-283, 1970.

MCKEEVER, S. W. S.; AKSELROD, M. S.; MARKEY, B. G. Pulsed optically stimulated luminescence dosimetry using alpha-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: C. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 65, n. 1-4, p.267-272, 1996.

MCKEEVER, S. W. S.; MOSCOVITCH, M.; TOWNSEND, P. D. *Thermoluminescence dosimetry materials: properties and uses*. London: Nuclear Technology Publishing, 1995.

MEHTA, S. K.; SENGUPTA, S. Gamma dosimetry with  $\text{Al}_2\text{O}_3$  thermoluminescent phosphor. *Physics in medicine and biology*, v. 21, n. 6, p. 955-964, 1976.

MIJNHEER, B. State of the art of in vivo dosimetry. *Radiation protection dosimetry* v.131 n.1 p. 117-122, 2008.

NASCIMENTO, L. F.; D'AGOSTINHO, E.; VANIQUEI, A. C. S.; SALDARRIAGA, C.; VANHAVERE, F.; DE DEENE, Y. Characterization of OSL and OSLN droplets for dosimetry. *Radiation protection dosimetry*, v. 161, n. 1-4, p. 116-122, 2014.

OBERHOFER, M.; SCHARMANN, A. *Applied thermoluminescence dosimetry*. London: Adam Hilger Ltd., 1981.

OSVAY, M., & BIRÓ, T. Aluminium oxide in TL dosimetry. *Nuclear Instruments and Methods*, n. 175, n. 1, p. 60-61, 1980.

POKORNY, P.; IBARRA, A. On the origin of the thermoluminescence of  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:Cr, Ni}$ . *Journal of Physics: Condensed Matter*, v. 5, n. 40, p. 7387, 1993

RIEKE, J. K.; DANIELS, F. Thermoluminescence Studies of Aluminum Oxide. *The Journal of Physical Chemistry*, v. 61, n. 5, p. 629-633, 1957.

ROCHA, F. D. G., et al. Performance of TL and OSL techniques using  $\text{CaSO}_4$  and  $\text{Al}_2\text{O}_3$  dosimeters for mean glandular dose (MGD) and entrance surface skin dose (ESD) determination in a digital mammographic unit as alternative dosimeters. *Radiation Physics and Chemistry* v. 155, p.48-52, 2019.

SCARBORO, S. B., et al. Characterization of the nanoDot OSLD dosimeter in CT. *Medical physics* v. 42, n. 4, p. 1797-1807, 2015.

SCHREINER, L. J. End-to-end QA in image guided and adaptive radiation therapy. *Journal of Physics: Conference Series*. IOP Publishing. p. 012062, 2019.

SOMMER, M.; HENNIGER J. "Investigation of a BeO-based optically stimulated luminescence dosimeter." *Radiation protection dosimetry* v. 119, n.1-4, p. 394-397, 2006.

THISTLETHWAITE, J.; JOHNSON, D.; VALENTINO, D. J. microSTAR<sup>ii</sup>™ – A new system for medical dosimetry; Part I: Technology and Initial Performance. *LANDAUER Technology Whitepaper*, published Sept. 20, 2013.

VIJ, D. R. (ed.). *Luminescence of solids*. New York: Springer Science & Business Media, 2012.

VILLANI, D. Avaliação de dosímetros de óxido de alumínio pela técnica OSL na dosimetria de campos de fótons clínicos utilizados no tratamento radioterápico em arco modulado volumétrico. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) - Universidade de São Paulo, São Paulo, 2017a.

VILLANI, D. et al. Application of optically stimulated luminescence 'nanoDot' dosimeters for dose verification of VMAT treatment planning using an anthropomorphic stereotactic end-to-end verification phantom. *Radiation Measurements* v. 106, p. 321-325, 2017b.

WESOLOWSKA, P. E., et al. Characterization of three solid state dosimetry systems for use in highenergy photon dosimetry audits in radiotherapy. *Radiation measurements* v. 106 p. 556-562, 2017.

YAHNKE, C. J. *Calibrating the MicroStar*. Landauer InLight Systems, 2009.

YODER, R. C.; AKSELROD, M. A. *Optical system for a dosimeter reader*, US Patent Application 12/757214, April 9, 2010.

YUKIHARA, E. G.; KRON, T. Applications of Optically Stimulated Luminescence in Medical Dosimetry. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 192, n. 2, p. 122-138, 2020.

YUKIHARA, E. G.; MCKEEVER, S. W. S. *Optically stimulated luminescence: fundamentals and applications*. New York: John Wiley & Sons, 2011.

YUKIHARA, E. G.; MCKEEVER, S. W. S. Optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry in medicine. *Phys. Med. Biol.*, v. 53, n. 20, p. R351-R379, 2008.



**Indra J Das**

## 1. INTRODUCTION

Radiation dosimetry is a complex process and requires significant amount of time for accurate dosimetry. Two-dimensional mapping requires another order of magnitude time and hence films are used for dosimetric purposes. The radiographic films with silver-halide had been the back bone of radiation imaging and dosimetry, however these films require radiation characterization that have been described in literature especially the task group report AAPM TG-69 (2007). The radiographic films require labor intensive film processing as well as have significant energy dependence due to photo-electric interactions predominating in high-atomic number medium like silver-halide that is main ingredients in the radiographic film. Radiographic films completely disappeared with emergence of flat panel imaging that could provide real time information with advantage of electronic image processing.

In meantime, for 2-D dose mapping in complex radiation treatment a film was still required. A new class of films called Radiochromic was introduced in 1965 but modified significantly in 1990 as shown by

McLaughlin et al (1991) but did not succeed well due to popularity of radiographic films. With disappearance of radiographic film, Radiochromic film took a real progress for radiation imaging but mainly in dosimetry. A chemical manufacturing company, GAF in New Jersey (USA) provided first set of commercial chemical film that changes color (from transparent white plastic to blue color) when exposed to radiation (Fig 1). It is due to change in shape of the molecules in the sensitive area of film based on the exposure directly related to the radiation dose. The radiochromic film was made by Gaf and hence called GAFchromic<sup>TM</sup> film. A small company, International Specialty Product (ISP, Ashland, NJ) started marketing this product and became very successful due to the niche in radiation dosimetry. This ISP company provided many types of films depending on the need as it grew the market share and with evolution of research related to proper characterization of these films. Some older names of Gafchromic films are HD 800, HD-810, MD 55, MD 55-1, MD 55-2, MD 1260, HS etc. These names were meant for high definition, high sensitivity etc. Details of the evolution of the Gafchromic film can be found in the book by Das (2017) and TG-235 (2020).

With emergence of complex treatment like Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT), the need for processor-free Radiochromic film grew rapidly. A new and improved set of Gafchromic film was introduced that was called EBT (External Beam Therapy) film to be used in radiation dosimetry. As research publications started showing up problems with some aspects, manufacturer improved the film and gave different name such as EBT, EBT-2 EBT-3 and EBT-XD. Apart from the therapy films which are EBT films, for diagnostic radiology, XR films were also introduced and they become very successful.

The differences in the chemical compositions of various films can be seen in Table 1 but for detailed description of all other Radiochromic films please refer to TG-235 (2020). The difference between these films are mainly in the thickness of plastic layers (top and bottom) and substrates along with chemical composition to make them suitable for radiation imaging and dosimetry.

The basic difference from HD, MD and EBT films are the compositions of the substrate consisting of hydrogen, lithium, carbon, nitrogen, oxygen, sodium and so forth that give effective density close to water and hence one can call them as a water equivalent. One of the biggest problems for these films in the past had been the uniform thickness of the sensitive layer of the polymer thus producing non- uniformity.

The way these chemical polymers are coated on the films were not perfect so there were a lot of imperfections and impurities and that caused significant film to film variations which is still a problem. For a successful experiment one should use the films from the same batch because the manufacturing conditions could be different and the sensitivity of the films can vary significantly. Apart from these therapy and diagnostic films Radiochromic films are made for various other applications including industrial purposes and ultraviolet radiation which had been described in the book (3) and shown in Figure 1.



Figure 1 – Various types of Radiochromic films that show changes in color due to exposure to radiation. In the USA, Gafchromic films became popular those are mostly used.

The heart of all these Radiochromic films is the polymer substrate that changes orientations when exposed to ionizing radiation. The polymerization of the molecules in substrate produces color. The Radiochromic films are translucent but when exposed to radiation they undergo polymerizations. The polymerization gives the color blue tint or different colors depending upon the composition which is shown in Figure 2.



Figure 2 – Schematic diagram of the various modern radiochromic films that have evolved.

The thicknesses are not up to the scale and simply shown as illustration purpose. A lot of these compositions are also trade secret and may not be accurately known. Also the elemental compositions are variable as shown in Table 1.

## 2. HISTORICAL DEVELOPMENT OF RADIOCHROMIC FILMS

Since 1960s, various investigators reported on the development of colorless solid solutions of particular materials, namely derivatives of the triphenyl methane molecule, which underwent radio-synthesis to produce dyes. Much of these early research and development of the radiochromic materials are attributed to the US National Bureau of Standards (present US National Institute of Standards and Technology -NIST). The initial support for development was provided by the Division of Isotopes Development, U.S. Atomic Energy Commission, and with the assistance of the inventor of ultraviolet sensitive systems, by many investigators such as McLaughlin and Chalkley. The earlier forms of radiochromic media had a useful dose range of  $10^3$  to  $10^6$  Gy and as such their use was limited to high dose applications such as food irradiation, medical instrument sterilization, and other industrial applications. The radiochromic thin films giving permanently colored images were very insensitive and require very high dosage ( $10^4$  - $10^6$  Gy). Unfortunately, this kind of radiochromic films are not sensitive enough to be used for clinical or radiological applications.

Modern chemical materials in the radiochromic films that are responsible for the coloration are known as crystalline polyacetylenes, in particular diacetylenes, and upon thermal annealing or radiation exposure they undergo polymerization, turning blue or red depending on their specific composition. The hydrophobic substituted triphenylmethane leucocyan materials, that upon irradiation undergo heterolytic bond scission of the nitrile group and form highly colored dye salts in solid polymeric solution. The basic foundation for such films is generally nylon, vinyl, or styrene-based polymer. These films have also been used for high-resolution, high-contrast radiation images and to map radiation dose distributions across material interfaces.

In addition, a yellow marker was added to the emulsion of the EBT2 to absorb light in the blue part of the spectrum (400-500 nm), well away from the dosimetric peaks, which are in the green (500-600 nm) and red (600-700 nm) parts of the spectrum. This allows the use of the blue wavelengths for a determination of the emulsion thickness for quantifying sensitivity variations due to this parameter.

### 3. MECHANISM OF COLOR

| Film Model       | Composition by element and atom % |      |       |      |       |      |      |      |      |    | Z <sub>eff</sub> |       |
|------------------|-----------------------------------|------|-------|------|-------|------|------|------|------|----|------------------|-------|
|                  | H                                 | Li   | C     | N    | O     | Na   | Al   | S    | Cl   | Ba |                  | Bi    |
| HD-V2            | 58.2%                             | 0.6% | 27.7% | 0.4% | 11.7% | 0.5% | 0.3% | 0.1% | 0.6% |    |                  | 7.63  |
| MD-V3            | 58.2%                             | 0.6% | 27.7% | 0.4% | 11.7% | 0.5% | 0.3% | 0.1% | 0.6% |    |                  | 7.63  |
| EBT2             | 56.5%                             | 0.6% | 27.4% | 0.3% | 13.3% | 0.1% | 1.6% | 0.1% | 0.1% |    |                  | 7.46  |
| EBT3             | 56.5%                             | 0.6% | 27.4% | 0.3% | 13.3% | 0.1% | 1.6% | 0.1% | 0.1% |    |                  | 7.46  |
| EBT3 unlaminated | 56.5%                             | 0.6% | 27.4% | 0.3% | 13.3% | 0.1% | 1.6% | 0.1% | 0.1% |    |                  | 7.46  |
| EBT-XD           | 57.0%                             | 0.6% | 28.5% | 0.4% | 11.7% | 0.1% | 1.5% | 0.1% | 0.1% |    |                  | 7.42  |
| RTQA2            | 56.5%                             | 0.6% | 27.4% | 0.3% | 13.3% | 0.1% | 1.6% | 0.1% | 0.1% |    |                  | 7.46  |
| XR-QA2           | 56.2%                             | 1.0% | 27.6% | 1.6% | 11.7% | 0.0% |      |      | 0.1% |    | 1.7%             | 55.23 |

Table 1: Specific elemental compositions, atom (%), and effective atomic numbers (Z<sub>eff</sub>) of the active layer of HD-V2, MD-V3, EBT2, EBT3, EBT3 unlaminated, EBT-XD, RTQA2, and XR-QA2 radiochromic films.

Radiochromic is a general term mainly for the class of films that changes color with exposure to radiation. ISP Technology, which was a division of GAF Chemical Corporation (GAF Corporation, Wayne, NJ). In 1991 the GAF Chemical Corporation was publicly listed and is now known as the International Specialty Products Inc. (ISP). The particular dye in GAFchromic™ film was more sensitive than previous types and could be used for mapping dose distributions above 5 Gy. The particular diacetylene monomer used in EBT film is the lithium salt of pentacos-10, 12-diyonic acid (LiPCDA). The new EBT film has a face lift for packaging which are shown in in their product and exposed cut film. Some of them are shown in Figure 1.

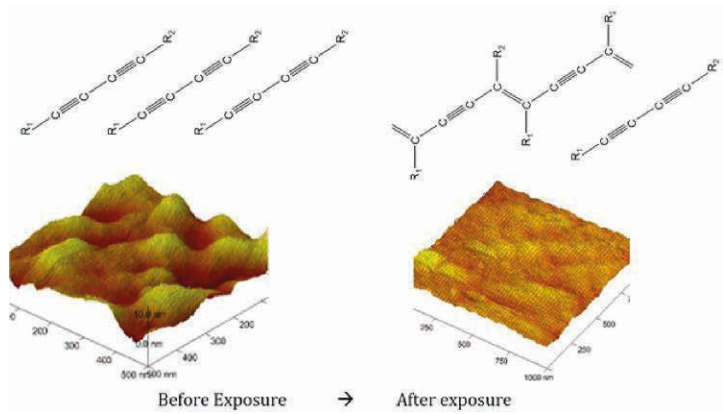


Figure 3 – Molecule of lithium salt of pentacos-10, 12-diyonic acid (LiPCDA) and its polymerization post-exposure for Gafchromic EBT Film. Lower panels are images from electron micrograph. Note changes in the electron micrograph texture is due to polymerization (adopted from Zhao et al (2012)).

It should be noted that for Radiochromic films, the change in optical density is not proportional to log (time-after-exposure). However, as will be shown later that polymerization is slow process. The post-irradiation changes of RCFs with time are not significant and it is advisable to wait about 24 hrs after irradiation of calibration film and the film used for dosimetry, when it is expected that the polymerization is almost complete and the rate of response change is very low. Therefore, so long as these post-exposure changes are appreciated and the measurement films and the calibration film are treated and handled equally, the measurement uncertainties will have little effect on the measured response.

#### 4. PIXEL VALUE AND OPTICAL DENSITY

The pixel value is a pure arbitrary quantity that is defined by the gray scale in the scanned image within a region of interest (ROI). Before we dwell on optical density (OD) very similar to OD in radiographic film (1), let us define some basic concept:

$$\text{Transmission } (T) = \frac{I_{tran}}{I_o} = \frac{PV_{tran}}{PV_o} \quad (1)$$

$$OD = -\text{Log}_{10}(T) = \text{Log}_{10} \frac{I_o}{I_{tran}} = \text{Log}_{10} \frac{PV_o}{PV_{tran}} \quad (2)$$

$$\text{Reflectance } (R) = \frac{I_{refl}}{I_o} = \frac{PV_{refl}}{PV_o} \quad (3)$$

The OD is more meaningful if it is defined in terms of netOD accounting for background and PV before and after the radiation exposure as shown in equation 4.

$$\text{netOD} = \text{Log}_{10} \frac{PV_{before} - PV_{bckg}}{PV_{after} - PV_{bckg}} \quad (4)$$

A detail discussion of the error analysis and meaning of these parameters in the context of scanner output is provided by Devic et al (2016). The relationship between dose and PV as well as OD are shown in Figure 4. These graphs are not linear rather have a nonlinear function and generally agreed to have a functional form as shown in Equation 5 where a, b and g are fitting parameters which are not constant rather it should be acquired with every new batch of film and radiation beam. It is important that user understand the transmission and reflective scanning and the associated PV and OD (4).

$$D(\text{Gy}) = \alpha * \text{netOD} + \beta * \text{netOD}^g \quad (5)$$

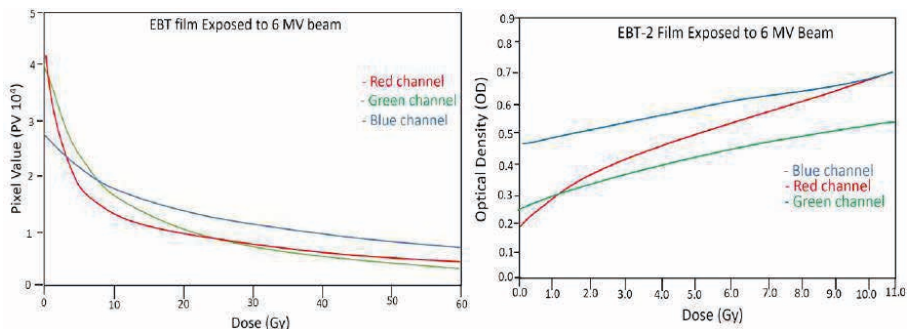


Figure 4 – Characteristics of the Gafchromic film when plotted in terms of PV and OD. Note the pattern in different with different color channel. Also, these curves are not linear and require curve fitting to a non-linear function as shown in Equation 5.

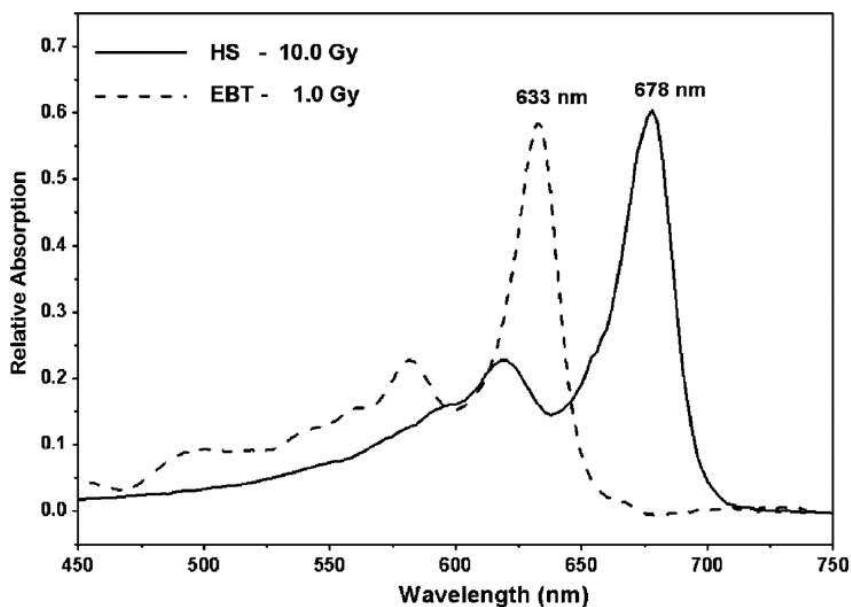


Figure 5 – Relative absorption of HS and EBT class of film. Please note that HS (high sensitivity) film still needs high exposure than EBT film. The peak is also shifted towards blue light (633 nm) for HS film compared to the EBT which is towards red (678 nm).

Figure 5 shows the film response to different wavelength for older film (HS) and EBT. Due to greater response to red light, point measurements were performed with red light with portable OD readers. With 2D scanning, the OD is related to the wavelength of the light used in scanner that is used for scanning. In old days film scanning was performed with white light using Vidar scanner (Vidar, Herndon VA). However, as the popularity of Radiochromic films increased, Epson flatbed scanner (Epson 10000-XL) became the choice of film scanner.

# 5. ENERGY RESPONSE

Energy response is related to the atomic number of the medium. Silver halide films (radiographic) had strong energy response especially in low energy beam with photoelectric interaction (1). However, since there is no high atomic number medium in Radiochromic film, the energy response is relatively weak in megavoltage beam except in kilovoltage where it is still a significant response. Figure 6 shows the relative response compared to 6 MV beam Richter *et al* (2009).

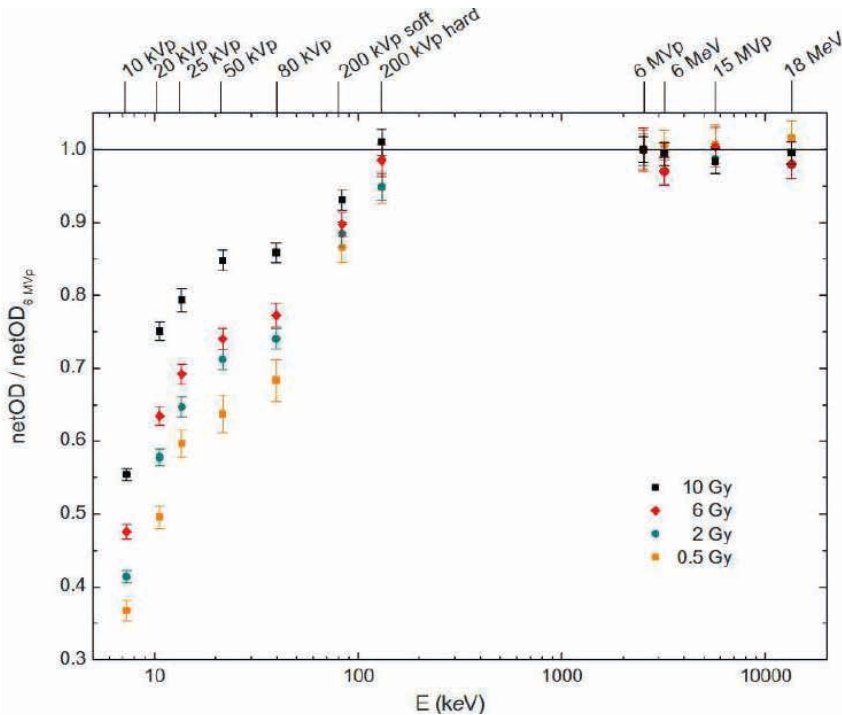


Figure 6 – Energy response of EBT film. Energy versus net OD plotted against beam energy and normalized to 6 MV. Not that OD is identical within experimental uncertainty, however, the response is more pronounced in low energy beams. Data from Richter *et al* (7).

# 6. FILM SATURATION AND RATE OF POLYMERIZATION

Post-exposure polymerization is a chemical process that depends on the type of film and temperature. Usually the polymerization is very rapid and later relatively slow. This can be handled in many methods described in the literature but most useful method is to keep film at a fixed temperature and maintain the calibration and experimental readout at the same time usually 24 hrs post exposure. Figure 7 shows color changes over time and associated OD. As seen that OD is a slow varying function and can be ignored after 24 hrs. There are

many expressions fitted to non- linear functions for saturation of the radiochromic films in various beams. Andres et al (2010) provided a detail explanation of the polymerization post exposure. In proton beam, Zhao et al (2010) provided a functional form Eq. 6 with two time parameters  $T_a$  and  $T_b$  which were empirically determined to be 25 and 1000 min, respectively and  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  are the fitting parameters.

$$\text{netOD} = \alpha + \beta (1 - \exp(-t/T_a)) + \gamma(1 - \exp(-t/T_b)) \quad (6)$$

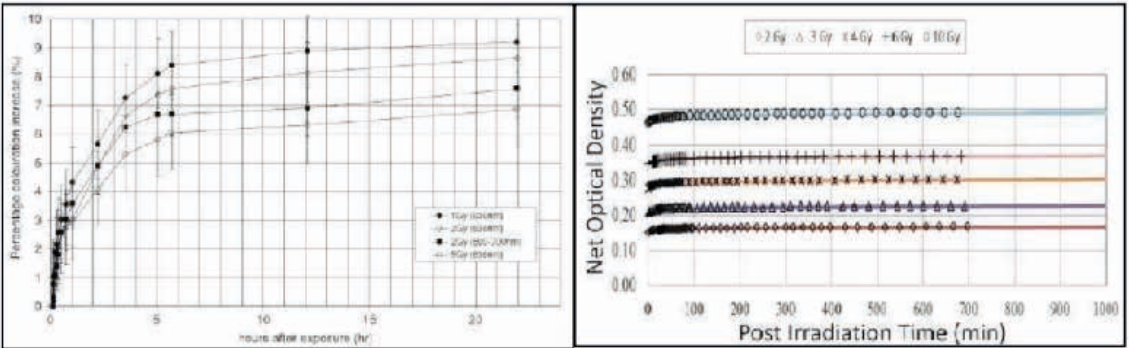


Figure 7 – (left panel) shows percent change in color using spectrometer versus time. It is noted that a saturation is achieved after 12 hrs but after 24 hrs it can be treated as complete. (right panel) indicates OD vs time for various dosage from proton beam. The solid lines are fitted to the Eq 6.

## 7. FILM SCANNING DISTORTION

The heart of film dosimetry is film scanning system (scanner). As described earlier, it involved from point dosimeter red channel to Vidar scanner (white radiation). However, with evolution of flat bed scanner like EPSON 10000XL, the scientific accuracy has significantly improved and relatively reproducible. However, there are many issues with the scanners as shown in Figure 8. The sensitivity of scanner is positional dependent. Depending on the channel (frequency) the response from center to lateral dimensions are not constant rather variable (fig 8). Also, it depends on the film orientations, landscape to portrait as shown in fig 8. Apart from these considerations, dust particle and perfect contact with scanner as well as transmission or reflection modes are also a major consideration. These are the reasons, scanner should be clean, free from dust. Also, films should be handled with gloves and should be maintained with perfect contact with scanning surface. Orientation and position on scanning surface should be also maintained for each experimental film.

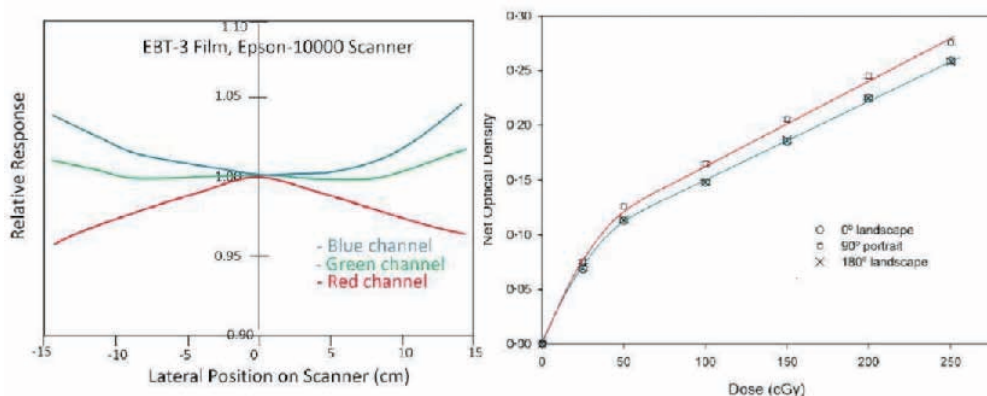


Figure 8 – Lateral response of an Epson scanner with red, blue and green Channel. Also the impact of orientation of the film for OD.

## 8. USAGE

Radiochromic films can be used in any radiation fields including, photon, electron and protons and ultraviolet. These films are ideal for 2-D dose mapping in complex radiation fields that otherwise will require significant amount of time for data collection. The radiochromic films have been used in multi-institutional postal dose verification, synchrotron radiation, ultraviolet radiation, brachytherapy (low dose rate, high dose rate), IMRT, electron, proton and many other options. The details of usage by technique is shown in the book by Das (2017). Use of film requires patience and high degree of art with a lot of precautions for a good science. Some of these are listed below.

## 9. PRACTICAL CONSIDERATION

1. Gafchromic film is a special type (commercial brand) of Radiochromic film.
2. Choose a proper film (EBT, XD) based on dosimetric purpose
3. Keep same batch for a particular measurement
4. Keep same temperature for storing and experiment
5. Do not expose excessive to heat, moisture or humidity
6. If cutting the film, use sharp cutter and leave 0,5 cm space from active area of measurement
7. Films can be used in water but dry them properly
8. If using in solid phantom, do not leave air column
9. If exposing solid phantom from side rotate 2-3 deg gantry angle

10. Always use film orientation in same direction for all measurement e.g. maintain film orientation
11. Allow a minimum of 24 hours before reading the film
12. When scanning, keep scanner plate clean
13. Avoid any air column, keep in close contact
14. Maintain the film orientation on the scanner same
15. Use same light frequency as pixel values change by color
16. PV and OD are also dependent on the beam energy e.g. kilovoltage, electron, megavoltage, proton, brachytherapy etc.
17. Pixel values/OD is dependent on scanning orientation and ROI
18. Results are film and scanner dependent
19. Avoid artifact due to dust contaminant particle during handling exposing and scanning
20. Avoid Gap artifact during exposure and scanning
21. For proton beam, be careful for linear energy transfer (LET) dependence especially near Bragg peak as shown by Zhao and Das (9).
22. Even though film has expiry date, it can be used with proper calibration.

## REFERENCES

Pai S, Das IJ, Dempsey JF, Lam KL, *et al.* TG-69: Radiographic Film for Megavoltage Beam Dosimetry. *Med Phys* 2007;34:2228-2258.

McLaughlin WL, Yun-Dong C, Soares CG, Miller A, *et al.* Sensitometry of the response of a new radiochromic film dosimeter to gamma radiation and electron beams. *Nucl Instrum Meth Phys Res* 1991;A302:165-176.

Das IJ. *Advances in Radiochromic Film for Radiation Dosimetry: Role and Clinical Applications*. Boca Raton, FL: CRC press/ Taylor & Francis Group; 2017.

Niroomand-Rad A, Chiu-Tsao ST, Grams MP, Lewis DF, *et al.* Report of AAPM Task Group 235, Radiochromic Film Dosimetry: An Update to TG-55. *Med Phys* 2020;(in print).

Zhao L, Coutinho L, Cao N, Cheng CW, *et al.* Temporal response of Gafchromic EBT2 radiochromic film in proton beam irradiation. *IFMBE Proceedings* 2012;39:1164–1167.

Devic S, Tomic N, Lewis D. Reference radiochromic film dosimetry: Review of technical aspects. *Phys Med* 2016;32:541-556.

Richter C, Pawelke J, Karsch L, Woithe J. Energy dependence of EBT-1 radiochromic film response for photon (10 kvp-15 MVp) and electron beams (6-18 MeV) readout by a flatbed scanner. *Med Phys* 2009;36:5506-5514.

Andres C, del Castillo A, Tortosa R, Alonso D, *et al.* A comprehensive study of the Gafchromic EBT2 radiochromic film. A comparison with EBT. *Med Phys* 2010;37:6271-6278.

Zhao L, Das IJ. Gafchromic EBT film dosimetry in proton beams. *Phys Med Biol* 2010;55:N291- N301.

**Carlos Eduardo de Almeida**

**Eder Aguirre**  
Colaborador

## 1. INTRODUÇÃO

O uso de programas de cálculo em dosimetria ajuda a estimar a distribuição da dose absorvida em um volume determinado, por exemplo, em um objeto simulador num fantoma de água. Tais programas são baseados em modelos de transporte de radiação os quais representam equações matemáticas que descrevem os mecanismos que regem o transporte de partículas e a sua interação com a matéria.

No momento de descrever o transporte de partículas em um dado meio, existem dois métodos principais, que usam estratégias diferentes para o cálculo da energia absorvida: *determinístico*, baseado na equação de Boltzman, e *probabilístico*, conhecido como o método Monte Carlo (MC).

O primeiro constrói um modelo mediante um sistema acoplado de equações diferenciais lineares. Esse sistema é mais complexo de resolver quando o meio é heterogêneo. Já o segundo, o Monte Carlo, é um método alternativo que é adequado para meios heterogêneos,

apresenta melhor precisão e exatidão nos resultados, mas o tempo de cálculo pode ser consideravelmente longo, exigindo uma capacidade de processamento alta.

A interação da radiação com a matéria é um processo estocástico, ou seja, governado por funções de probabilidade, sendo a história de uma partícula ionizante considerada como Markoviana. Isso significa que os estados futuros dessa partícula não dependem das suas interações prévias, apenas do seu estado atual. Essas duas características fundamentais do transporte de radiação fazem com que o método Monte Carlo seja uma ferramenta eficiente para estudar este problema, sendo uma alternativa para modelar a natureza através da simulação direta da dinâmica essencial do sistema em questão. Neste sentido, o método de Monte Carlo é conceitualmente mais simples na descrição de um sistema macroscópico através da simulação das suas interações microscópicas (Andreo et al., 2017).

## 2. PRINCÍPIOS BÁSICOS DO MÉTODO MONTE CARLO

O método Monte Carlo usa as funções de probabilidade dos diferentes processos de interação entre a radiação e as

características estruturais e composição do meio, obtendo através das simulações valores esperados de grandezas macroscópicas como uma solução aproximada. Esse método faz uso da estatística e dos sistemas de computação para reproduzir o comportamento de sistemas reais utilizando modelos matemáticos. Embora seja necessário bastante tempo de cálculo, os computadores modernos com múltiplos processadores que formam clusters potentes têm reduzido esse tempo e tornando essa solução mais viável.

A base do método Monte Carlo é amostrar as funções de densidade de probabilidade (PDF) que descrevem o comportamento das variáveis estocásticas envolvidas no transporte da partícula, usando números aleatórios. Essas variáveis permitem construir a trajetória de cada partícula, simulando cada uma delas individualmente com seus produtos secundários e os processos físicos que ocorrem no seu caminho, denominados *história*. Essa *história* é essencialmente conformada por deslocamentos livres e eventos de interação onde a partícula muda a sua direção de movimento, pode perder energia e produzir partículas secundárias. Devido à sua natureza estocástica, é necessário seguir muitas *histórias* para obter resultados consistentes.

As componentes básicas do método Monte Carlo que devem ser implementadas são cinco, cuja leitura pode ser aprofundada em Andreo et al. (2017).

- a. Primeiro**, usar um gerador de números aleatórios que produza números distribuídos de maneira uniforme entre 0 e 1.
- b. Segundo**, considerar todas as PDF dos processos físicos levados em conta na simulação.
- c. Terceiro**, usar métodos de amostragem das PDF e obter assim o valor da variável estocástica em questão. Os mais comuns são o método direto, por rejeição e misto.
- d. Quarto**, armazenar os valores das variáveis de interesse durante a simulação, como, por exemplo, a dose absorvida.
- e. Quinto**, estimar as incertezas estatísticas associadas às grandezas determinadas durante a simulação.

É importante visualizar em detalhe o que significam esses componentes e revisar duas leis importantes que representam a base matemática do método Monte Carlo.

## 2.1 Gerador de números pseudoaleatórios

O “coração” do método MC é o gerador de números pseudoaleatórios, assim chamados porque eles são gerados a partir de algoritmos determinísticos de modo que são os mais estocásticos possíveis para obter resultados consistentes nas simulações.

Normalmente, um gerador de números pseudoaleatórios parte de um número chamado

semente, e a partir dela é produzida uma série de números, cuja sequência começa a se repetir a partir de um certo período. Se a mesma semente for usada, será obtida sempre a mesma sequência de números pseudoaleatórios, devendo a sequência de números produzida ser distribuída uniformemente em um determinado intervalo (tipicamente entre 0 e 1), com um período suficientemente longo e números com pouca correlação.

O período de um gerador depende principalmente do tamanho dos dados binários usados pelo processador do computador para realizar suas operações, geralmente  $2^b$ , onde  $b$  é o tamanho daqueles dados. Inicialmente, quando os computadores usavam processadores de 32 bits, os períodos dos geradores ( $\sim 2^{32}$ ) podiam ser curtos para certas simulações. Agora que todos os processadores são de 64 bits, o período dos geradores ( $\sim 2^{64}$ ) é suficientemente longo na grande maioria das situações.

## 2.2 Funções de Densidade de Probabilidade (PDF)

Uma PDF ( $p(x)$ ) é uma medição da probabilidade de se observar num dado intervalo  $(x, x+dx)$ , por exemplo, a distância percorrida por uma partícula em um material até interagir com ele.

O domínio da função  $p(x)$  é, em geral,  $x_{min}, x_{max}$ , sendo assim, as propriedades dessa função são as seguintes:

$$p(x) \geq 0$$

$$Normalização: \int_{x_{min}}^{x_{max}} p(x) dx = 1 \quad (1)$$

A partir da PDF, a função cumulativa de probabilidade ou, simplesmente, função de probabilidade pode ser obtida de acordo com a relação:

$$c(x) = \int_{x_{min}}^x p(x') dx' \quad (2)$$

que representa a probabilidade da variável estocástica ter qualquer valor no intervalo  $(x_{min}, x)$  dada uma condição de normalização  $c(x_{max}) = 1$ .

## 2.3 Métodos de amostragem

Os métodos de amostragem fazem uso dos dois conceitos que empregam números aleatórios para amostrar as PDF. Três tipos de técnicas de amostragem podem ser

considerados: **método direto**, **método de rejeição** e **método misto**.

#### a) Método direto

Inicialmente, a PDF tem que ser convertida em sua correspondente função cumulativa de probabilidade para gerar um número pseudoaleatório que representa a probabilidade de se observar um valor correspondente da variável estocástica.

A partir daí, se resolve a equação  $\varepsilon = c(x)$  para obter o valor de  $x$ ,  $x = c^{-1}(\varepsilon)$ .

Todas as funções cumulativas são inversíveis, seja de maneira analítica ou numérica, sendo que a função inversa proporciona um mecanismo prático para a geração de valores estocásticos a partir de valores aleatórios de  $\varepsilon$ .

A Figura 1 mostra o resultado do método direto aplicado no caso de uma distribuição normal com domínio  $[a, b]$ .

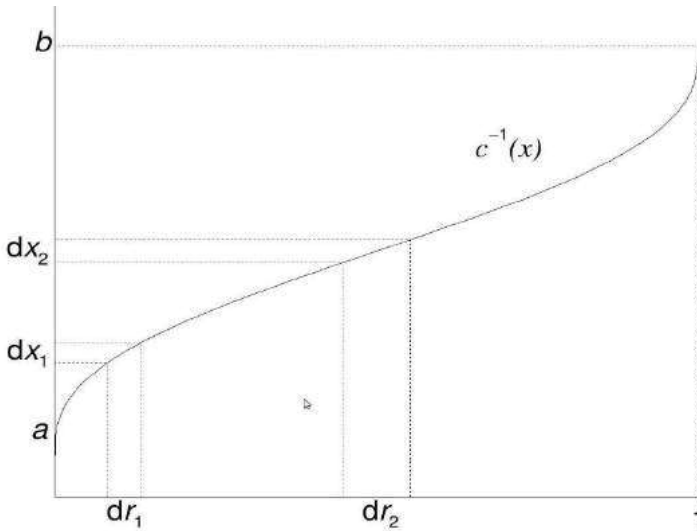


Figura 1 – O inverso da função cumulativa de probabilidade de uma distribuição normal típica.

Fonte: Bielajew (2001).

#### b) Método de rejeição

O primeiro passo é obter uma nova função de distribuição a partir da função de distribuição de probabilidade por seu valor máximo:

$$f(x) = \frac{p(x)}{p(x_{\max})} \quad (3)$$

o qual é 1 para  $x_{\max}$ .  $f(x) = p(x)/p(x_{\max})$ , o qual é 1 para  $x_{\max}$ .

Como segundo passo, escolhe-se um número aleatório,  $r_1$ , uniformemente distribuído no intervalo  $[0,1]$  para obter um valor de  $x$  que deve estar distribuído de maneira uniforme no intervalo da função de distribuição de probabilidade  $[a,b]$ .

Finalmente, um outro número aleatório,  $r_2$ , é escolhido para realizar a seguinte avaliação:

Se  $r_2 < p(x) / p(x_{\max})$  (região sob  $p(x) / p(x_{\max})$ ) na Figura 2, então  $x$  é aceito, se não for esse o caso, rejeitar (região sombreada acima de  $p(x) / p(x_{\max})$  na Figura 2) e voltar ao passo 2.

Claramente, esse método é limitado a valores finitos de  $a$  e  $b$ .

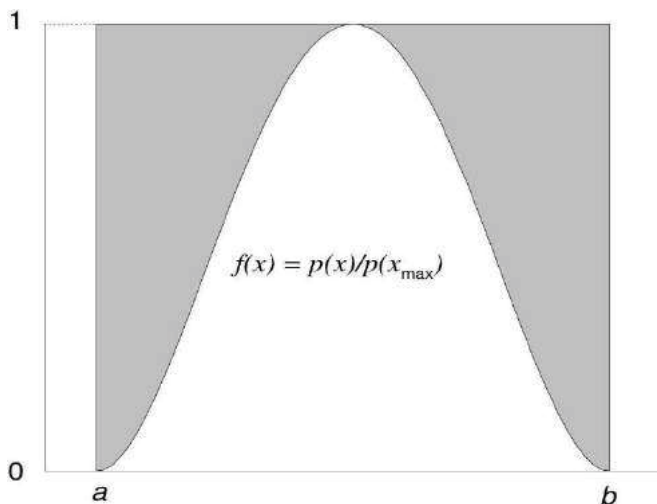


Figura 2 – A distribuição de probabilidade da distribuição normal típica escalada pelo método de rejeição.

Fonte: Bielajew (2001).

### c) Método misto

Este método é resultado de uma combinação dos dois métodos mencionados acima expressando a PDF como segue

$$p(x) = f(x)g(x) \quad (4)$$

onde  $f(x)$  é inversível e  $g(x)$  não é inversível.

Em seguida, ambas as funções devem ser normalizadas para se obter  $f'$  e  $g'$ , usando o método direto aplicado em  $f'$ , sendo o  $x'$  obtido usado para aplicar o método de rejeição em  $g'$ , ou seja, um número aleatório  $r$  uniformemente distribuído no intervalo  $[0,1]$  é gerado e, se  $g'(x') \leq r$ , o valor de  $x$  encontrado é aceito, se não, amostra-se um valor diferente para  $x$ .

## 2.4 Estimativa das incertezas estatísticas em MC

Em princípio, a incerteza associada ao valor médio de uma variável estocástica determinada por MC, em geral, é inversamente proporcional a  $N^{0,5}$ , sendo  $N$  o número de *histórias* simuladas.

### **Dicas:**

- De forma a reduzir a incerteza à metade, temos que aumentar quatro vezes o número de histórias.

Para isto, um valor que permita calcular na simulação utilizando o método de Monte Carlo deve ser assumido e, em seguida, deve-se usar a abordagem convencional para estimar a incerteza para  $N$  histórias. Assim, inicialmente, deve ser acumulada a soma dos valores de  $x_i$  e  $x_i^2$ , onde o subíndice  $i$  representa a  $i$ -ésima história simulada. Em seguida, as duas somas são divididas sobre  $N$  e, finalmente, a variância estimada da média ( $\bar{x}$ ) é calculada da seguinte expressão:

$$S_{\bar{x}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i^2 - (\bar{x})^2)}{N(N-1)}} \quad (5)$$

O resultado deve ser então:  $X = \bar{x} \pm S_{\bar{x}}$

## 3. A LEI DOS GRANDES NÚMEROS

A lei dos grandes números refere-se ao comportamento da soma de numerosas variáveis aleatórias. Se  $n$  números aleatoriamente com PDF uniforme no intervalo  $[a, b]$  forem escolhidos e cada um desses valores for avaliado na função, em seguida, a lei diz que a soma de tais funções deverá convergir para o valor esperado da função, segundo James (1980). Assim, o que precede pode ser expresso como segue:

$$\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n f(u_i) \rightarrow \frac{1}{b-a} \int_a^b f(u) du \quad (6)$$

Sob determinadas condições, o estimador que aparece do lado esquerdo da equação acima converge para o valor exato da integral quando tende ao infinito. Como o lado esquerdo é apenas uma estimativa por Monte Carlo da integral do lado direito, a lei dos grandes números pode ser interpretada como uma declaração de que a estimativa de Monte Carlo de uma integral sob “certas condições” é uma estimativa consistente, ou seja, converge para a resposta correta quando o tamanho da amostra aleatória se torna suficientemente grande.

### 3.1 Teorema do limite central

Este importante teorema diz que a soma de muitas variáveis aleatórias independentes normalmente apresenta-se como uma distribuição gaussiana. Não importa como estão distribuídas as variáveis aleatórias individuais, só os valores previstos (ou previsões matemáticas ou médias), e as variâncias têm que ser finitas e o valor de  $n$  deve ser suficientemente grande, conforme James (1980). Considerando que a lei dos grandes números ajuda a representar a estimativa de Monte Carlo de uma integral como correta para um  $n$  “infinito”, o teorema do limite central também indica como essa estimativa é distribuída.

A distribuição de Gauss é completamente definida conhecendo seu valor esperado e a variância  $s^2$ .

$$f(x) = \frac{1}{s\sqrt{2\pi}} e^{\frac{-(x-a)^2}{2s^2}} \quad (7)$$

### 3.2 Os códigos de Monte Carlo

Os códigos MC no transporte de radiação mais conhecidos e as referências fundamentais associadas para leitura complementar são:

- ETRAN (ElectronTRANsport), Seltzer (1991)
- EGSnrc (Electron Gamma Shower), Krakow e Rogers (2000)
- GEANT4 (GeometryANDTracking), Agostinelli et al. (2003)
- MCNP (Monte Carlo N-Particle), Brown et al. (2008)
- PENELOPE (PENetration and Energy LOSS of Positrons and Electrons), Salvat et al. (2008)

#### ETRAN (ElectronTRANsport)

Foi desenvolvido no *National Bureau of Standards* pelo legendário Seltzer (1991) e tinha como aplicação inicial o transporte de elétrons na faixa de energia de 1 keV até 100 GeV. O código tem como base a teoria de Molière, ao descrever as dispersões múltiplas em diferentes geometrias não muito complexas definidas pelo usuário.

Por ser o primeiro código criado para simular o transporte dos elétrons e fótons na matéria, foi muito utilizado em vários grupos de pesquisa. Exemplos de trabalhos podem ser obtidos em Borasi (1978), onde são apresentados diferentes aspectos da interação de feixes de fótons e elétrons em diferentes meios, comparando os resultados com dados experimentais.

## EGSnrc (ElectronGammaShower)

Código Monte Carlo de propósito geral desenvolvido por Krakov and Rogers (2006) para a simulação do transporte acoplado de elétrons e fótons para uma dada geometria arbitrária e energias de partículas na faixa de 1 keV a 10 GeV. Em particular, incorpora melhorias significativas na implementação da técnica de história condensada para a simulação do transporte de partículas carregadas e melhores seções transversais de baixa energia.

O código contém uma versão multiplataforma com vários códigos de usuário como: DOSRZnrc, que pontua a dose em uma geometria cilíndrica generalizada, e FLURZnrc, que pontua a fluência de partículas na mesma geometria, assim como o EGSP, pacote de geometria para implementar geometrias quase arbitrárias.

Existe uma grande variedade de trabalhos que utilizam este código, e especificamente na área de física médica, como descrito por Rogers (2006), sendo amplamente utilizado para modelar diferentes feixes de uso clínico em radioterapia, como em fontes de braquiterapia. Campos e de Almeida (2015) estudam diferentes parâmetros dosimétricos da fonte Bebig de Cobalto 60 utilizando o formalismo do TG-43U1 da AAPM (2004) necessários ao planejamento de tratamento de pacientes com esse tipo de fonte.

## GEANT4 (GeometryANdTracking)

Desenvolvido pela colaboração mundial de físicos e engenheiros de software, Agostinelli et al. (2003), Geant4 é um conjunto de ferramentas usadas para simular a interação de partículas pela matéria. Tem uma gama completa de funcionalidades, incluindo rastreamento, geometria, modelos físicos, entre outros. Os processos físicos disponíveis no código incluem processos eletromagnéticos, hadrônicos e ópticos, assim como um grande conjunto de partículas, materiais e elementos de vida longa, na faixa de 250 eV até energias da ordem de TeV.

O código foi estruturado para lidar com geometrias complexas e permitir a fácil adaptação em diferentes conjuntos de aplicações. Ele foi criado explorando a engenharia de software e a tecnologia orientada a objetos e implementado na linguagem de programação C ++, sendo usado regularmente em aplicações em física de partículas, física nuclear, design de aceleradores, engenharia espacial e física médica.

O artigo de Archambault et al. (2003) exemplifica um conjunto de aplicações utilizando o código Geant4 em diferentes áreas, como em física médica (radioterapia e braquiterapia), em estudos a nível celular, por Bernal et al. (2015), radiodiagnóstico, entre outros.

## MCNP (Monte Carlo N-Particle)

O código MC implementado no MCNP foi desenvolvido por *Los Alamos National Laboratory* e descrito por Brown et al. (2008). Este software é muito utilizado em projetos e pesquisas que envolvem partículas do tipo não carregadas, como nêutrons e fótons, assim como elétrons, rastreando essas partículas em amplas faixas de energia. O código permite desenvolver uma configuração tridimensional arbitrária de materiais em células geométricas delimitadas por superfícies de primeiro e segundo grau e toros elípticos de quarto grau.

Este código apresenta recursos padrões importantes que o torna muito versátil e fácil de usar que incluem diferentes tipos de fontes; plotters de geometria e contagem de saída; uma ampla coleção de técnicas de redução de variância; uma estrutura de contagem flexível; e uma extensa coleção de dados de seção transversal.

Exemplos de trabalhos utilizando este código na área de física médica estão descritos por de Kim et al. (2001), que caracterizou os colimadores multilâminas MLC de um acelerador para tratamentos com IMRT dinâmico, assim como Ajaj e Ghassal (2003), que simularam um acelerador linear específico.

## PENELOPE (PENetration and Energy LOSS of Positrons and Electrons)

PENELOPE é um código utilizado para fazer simulações acopladas de transporte fótons-elétrons em praticamente qualquer meio. Este código pode lidar com o transporte de fótons, elétrons e pósitrons desde 50 eV até aproximadamente 1 GeV, segundo Salvat et al. (2008).

Uma estratégia de simulação mista pode ser utilizada para simular o transporte de elétrons e pósitrons, onde uma parte da história da partícula carregada é condensada e a outra tratada em detalhe. Além disso, o usuário pode configurar o código para acompanhar a partícula carregada passo a passo, ou seja, em uma simulação detalhada. PENELOPE é um código de MC bem documentado, e com uma estrutura relativamente simples com parâmetros **C1** e **C2** que controlam o livre caminho médio entre interações duras ou catastróficas no algoritmo de simulação misto. Por outro lado, **Wcr** e **Wcc** definem a energia limiar para a criação de uma partícula secundária mediante eventos de emissão radiativos e de colisão, respectivamente.

Estes parâmetros determinam a precisão e a velocidade da simulação exigindo que **C1** e **C2** tenham valores pequenos para garantir uma boa precisão da ordem de 0,05, valor, em geral, recomendado para cada um; obtendo uma simulação mais rápida para valores maiores do que esse. Por outro lado, os parâmetros **Wcr** e **Wcc** influenciam principalmente na distribuição da energia simulada, tendo uma simulação mais rápida quanto maior forem seus valores, embora uma distribuição de dose distorcida para valores muito grandes seja um resultado indesejável.

Por meio do pacote PENGEO, os sistemas materiais são projetados com geometria definida, tendo alguns exemplos disponíveis para o usuário. Além disso, PENELOPE tem um banco de dados de 280 materiais pré-definidos, cada um com número de identificação próprio, sendo possível criar um arquivo de seções de choque virtual para qualquer meio material, desde que sua composição química seja conhecida.

**Dicas:**

- O usuário deve fornecer um “código de usuário” ou programa principal para o seu problema particular. No código de usuário, a geometria é controlada quanto à evolução das histórias (tracks) e faz seguimento das grandezas relevantes.

O pacote de distribuição PENELOPE inclui dois códigos de usuário: PENCYL e PENMAIN. O primeiro simula o transporte de partículas para meios cilíndricos e o segundo para geometrias quadráticas. Ambos têm estruturas e formato similares, produzem arquivos de saída com informações genéricas, tais como o número de partículas primárias simuladas, a velocidade da simulação em partículas primárias por segundo, o número médio de partículas secundárias geradas, a energia média depositada etc. A incerteza estatística de todas as grandezas e as distribuições avaliadas são reportadas como  $3\sigma$ .

Os pacotes de sub-rotinas principais do PENELOPE são:

- a) **Penelope.f**: para a simulação do transporte acoplado de fótons e elétrons em um meio homogêneo.
- b) **Pengeom.f**: para o rastreamento de partículas em qualquer geometria com materiais constituídos por diferentes corpos homogêneos limitados por superfícies quadráticas.
- c) **Penvared.f**: contém as sub-rotinas de redução de variância.
- d) **Timer.f**: constituído pelas sub-rotinas de sincronismo, com base em procedimentos intrínsecos convencionais de Fortran 95.
- e) **Material.f**: o programa principal para gerar arquivos com seções eficazes de interação para os materiais levados em conta na simulação.

No pacote de sub-rotinas penelope.f, a história de cada partícula é simulada, consistindo cada uma delas em uma sequência de segmentos ou passos, chamados “voos livres” ou “jumps”. No final de cada segmento, a partícula interage com o meio, onde ela pode perder energia, mudar de direção e criar partículas secundárias. A função KNOCK é a encarregada de simular os eventos de colisão, explicitamente, ao final de cada passo.

Para o par acoplado elétron-fóton, simulam-se chamando sucessivamente as seguintes sub-rotinas que estão no arquivo **penelope.f**:

- **Sub-rotina CLEANS**: inicia a pilha secundária, onde os estados iniciais das partículas secundárias são armazenados.

- **Sub-rotina START:** força o evento seguinte de interação para ser um evento suave antes de iniciar uma nova história ou sub-história, seja de uma partícula primária ou secundária, respectivamente, e quando uma partícula atravessar uma interface. A sub-rotina START é estritamente necessária apenas para elétrons e pósitrons.
- **Sub-rotina JUMP:** aqui o comprimento do passo da partícula até o evento catastrófico seguinte é calculado.
- **Sub-rotina KNOCK:** calcula a nova energia e direção do movimento, e armazenados estados iniciais das partículas secundárias são gerados, se houver.
- **Sub-rotina SECPAR:** estabelece o estado inicial de uma partícula secundária e remove-a da pilha secundária.
- **Sub-rotina STORES:** armazena uma partícula na pilha de partículas secundárias.

As simulações que utilizam o método MC têm sido utilizadas em diferentes áreas da ciência, e em particular na área da física médica, durante as últimas décadas (Rogers, 2006). A radioterapia utiliza radiação ionizante para tratar doenças como o câncer, entregando dose de radiação letal nos tecidos tumorais, buscando o controle dos tecidos tumorais e preservando ao máximo os tecidos normais. Do ponto de vista físico, a tarefa principal no planejamento dos tratamentos de radioterapia é a determinação da distribuição de doses de radiação no volume alvo desejado, sendo Monte Carlo o método mais exato para determinar essas distribuições, conforme Andreo (1981).

Por exemplo, o feixe de elétrons é um tipo de radiação utilizada na radioterapia para tratamentos mais comuns, como os casos de tumores superficiais, ou em combinação com feixes de fótons, para uma melhor distribuição na profundidade. Especialmente nesse tipo de feixes, devido ao seu caráter de partícula carregada, sendo, portanto, sua interação dominada por processos diferentes dos fótons, as distribuições de dose em meios não homogêneos são difíceis de estimar, devido às variações na densidade do material. Para tecidos como pulmão, osso etc., por exemplo, a penetração dos elétrons é uma função da densidade dos átomos no material, como definida por Carron (2006).

Documentos internacionais recomendam uma forma de modificar as distribuições de dose mediante a utilização do CET (*Coefficient of equivalent thickness*), definido, para um feixe paralelo, como a razão da espessura de água na qual a não homogeneidade produz a mesma transmissão de taxa de dose absorvida, conforme o ICRU (1984). Existem, porém, pesquisas que demonstram o fato de se observar baixa concordância com a realidade, e pouco avanço se tem feito na sua implementação clínica. Além disso, existem casos em que são utilizados blocos de “cerrobend” ou chumbo para definir campos com formas especiais, e nos casos em que o paciente é portador de algum tipo de prótese na região de tratamento pode haver um nível de espalhamento significativo modificando a distribuição de dose.

Devido à necessidade de se garantir de forma fisicamente correta essas situações, o

método Monte Carlo pode ser usado no transporte da radiação para algumas situações clínicas, validando previamente cada feixe através de comparação direta com medições experimentais, para logo depois serem utilizados em diferentes casos de heterogeneidades.

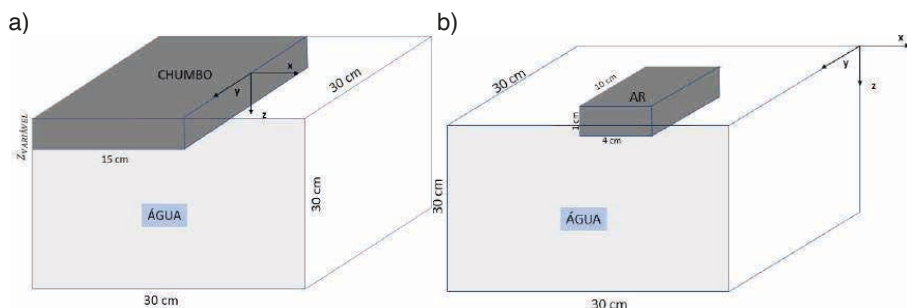
Várias aplicações podem ser citadas adicionalmente, como a caracterização dosimétrica das fontes de  $^{125}\text{I}$  relatado por Rodrigues et al (2005); a determinação dos fatores de correção da atenuação da parede de câmaras cilíndricas usadas na braquiterapia de alta taxa de dose, conforme Ferreira et al. (1999); a determinação de fatores de perturbação para câmaras cilíndrica e de placas paralelas em feixes de radiação gama num meio homogêneo, de acordo com Ferreira (1998); espectros e deposição de dose em profundidade em um fantoma de mama de PMMA, como aponta David et al. (2012).

### 3.3 Simulação de um tratamento em meios não homogêneos

Neste exemplo foi utilizado o código PENELOPE versão 2008 para as simulações de feixes de elétrons, usando para seu processamento um cluster de dezenas de processadores. As simulações iniciais foram feitas utilizando feixes com energias de 6, 9 e 12 MeV validados com as curvas de PDP medições experimentalmente, descritas por Aguirre et al. (2019). Os valores dos parâmetros de transporte intrínsecos do código PENELOPE, como energia limiar de absorção das partículas, energia de corte para colisão inelástica e de tipo *bremstrahlung*, utilizados em todas as simulações foram:  $E_{\text{abs}}=10\text{ keV}$ ,  $C1=C2=0,1$  w  $W_{\text{cc}}=W_{\text{cr}}=100\text{ keV}$ .

Foram simulados três alvos com diferentes heterogeneidades: água-ar, campo hemi-bloqueado com chumbo e um caso de um planejamento de tratamento de câncer de mama descritos na Figura 3.

Todas as geometrias foram definidas através das superfícies quadráticas do pacote PENELOPE. No segundo caso do campo hemi-bloqueado, encontram-se relatadas na literatura as distribuições de dose para um feixe mono energético de 25 MeV por Pohlit (1976), sendo, por isso, de interesse simular aquele feixe para a comparação com a respectiva referência.



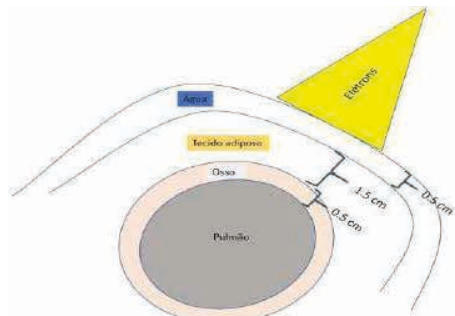
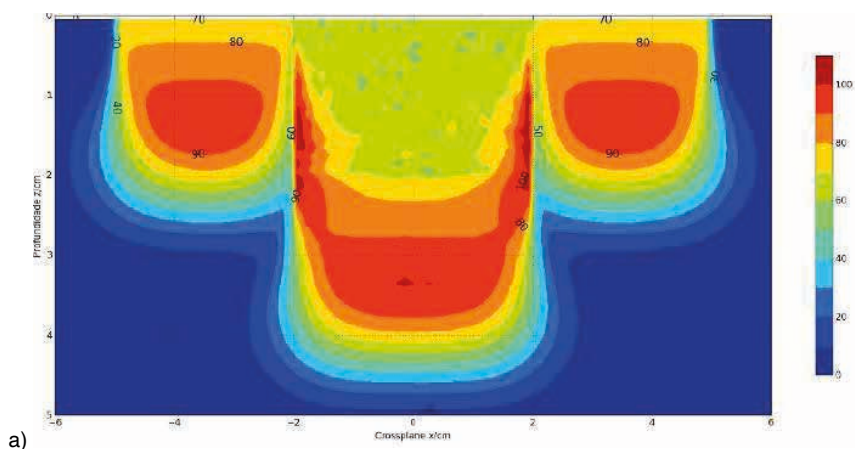


Figura 3 – Geometrias de simulação heterogêneas: a) água-ar; b) campo hemi-bloqueado; c) mama com suas estruturas. Fonte: Autores.

### Exemplo 1: Interface água-ar

O caso hipotético apresentado consiste em uma cavidade de ar em um meio homogêneo situada a 2 cm de profundidade da posição típica da laringe, usando um feixe de elétrons com energia nominal 6 MeV, mais apropriado para esta profundidade. O que se destaca nos resultados é o deslocamento quase do mesmo valor da cavidade de ar (2 cm) nas curvas de isodose e nos PDP, conforme a Figura 3, devido à pouca interação e a correspondente entrega de dose nessa região do ar. Também pode-se apreciar uma diminuição de dose nas laterais da interface água-ar, o que poderia levar a uma subdosagem no tratamento nessa região. A comparação entre os dois tipos de feixes, considerando o espectro e o monoenergético, apresentada na Figura 4b, indica que existe um deslocamento da maior parte do PDP do feixe, chegando a ter uma interseção em aproximadamente 20% da dose após a região de máxima dose. Isso é devido às baixas energias do espectro que são absorvidas na região mais próxima da superfície do alvo.



a)

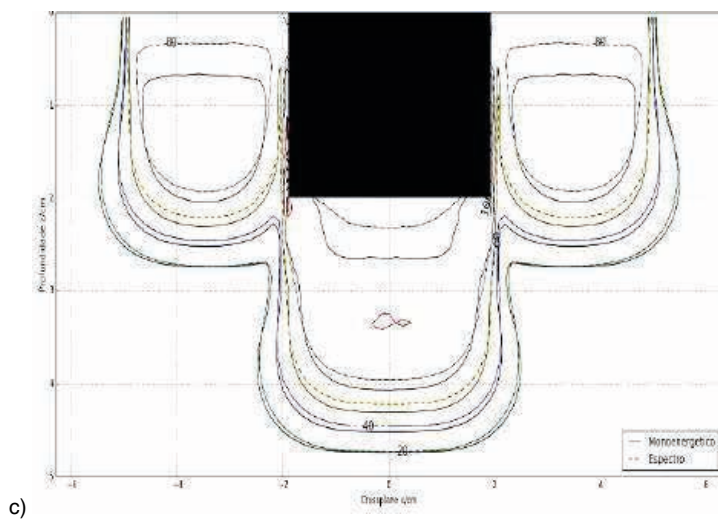
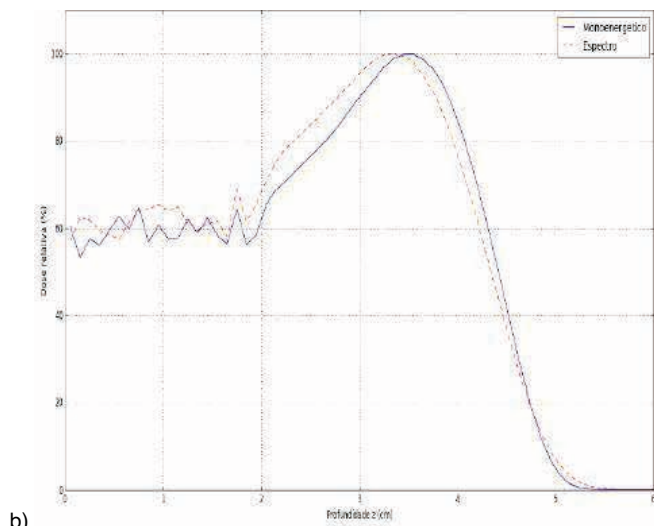


Figura 4 – a) Isodose de um feixe de 6 MeV e campo quadrado de  $10 \text{ cm}^2$ ; b) e c) Isodose e PDPdos dois tipos de feixe de 6 MeV, respectivamente.

Fonte: Autores.

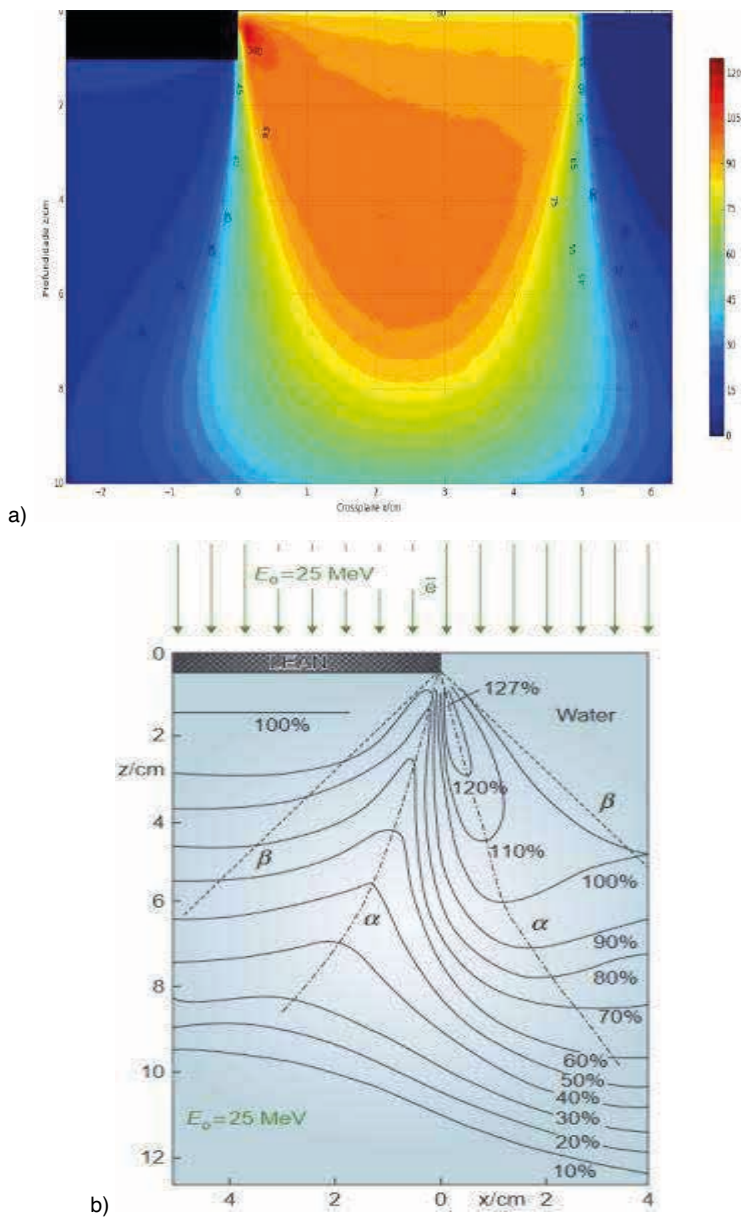


Figura 5 – a) Curva de isodose de elétrons monoenergéticos de 25 MeV simulada com MC; b) Referência encontrada na literatura.

Fontes: Autores esquerda e à direita Pohlit (1976).

## Exemplo 2: Tratamento do câncer de mama

Foi simulada uma situação clínica de câncer de mama usando duas energias nominais de elétrons, 6 e 9 MeV, e um meio heterogêneo composto por 4 componentes: água (0,5

cm), tecido adiposo (1,5 cm), osso (0,5 cm), e pulmão (2,5 cm). As simulações feitas para cada feixe em um fantoma homogêneo de água serviram como padrão para a comparação dos PDP.

Os resultados são similares para as duas energias simuladas, sendo apresentado como exemplo somente os resultados para a energia de 9 MeV e tamanho de campo de 6 x 6 cm<sup>2</sup> (Figuras 6 e 7).

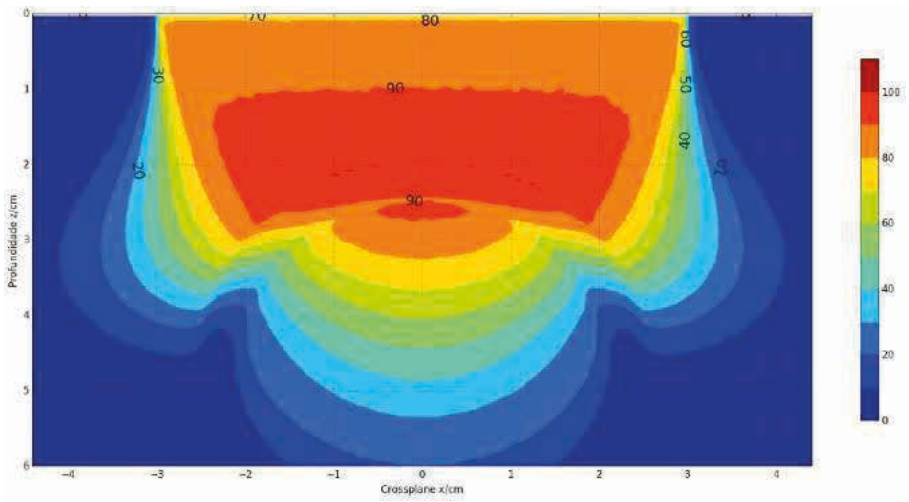


Figura 6 – Curva de Isodose do feixe de elétrons de energia nominal de 9 MeV e campo quadrado de 6 x 6 cm<sup>2</sup> no meio heterogêneo simulando um caso de câncer de mama.

Fonte: Autores.

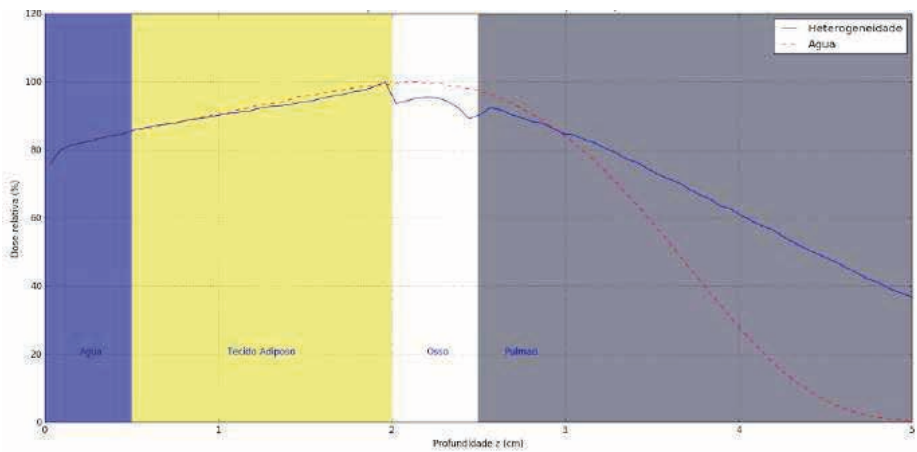


Figura 7 – Curvas de PDP do feixe de elétrons de energia nominal de 9 MeV e campo quadrado de 6 x 6 cm<sup>2</sup> no meio heterogêneo e no meio homogêneo (água).

Nesse último exemplo, mais complexo, foram usados os espectros validados em simulações prévias, e, como resultado, as curvas de isodose apresentam uma forma pouco comum, pois os elétrons interagem com o osso, gerando um retroespalhamento causado pela mudança de densidade que influencia o valor de dose, podendo ser mais bem apreciado nas curvas de PDP. No entanto, após atravessar a região de pulmão, se observa uma menor interação e, assim, um maior alcance na deposição de dose, gerando uma “cauda” que fica mais pronunciada para o feixe de energia nominal de 9 MeV (Figura 7). A influência do tamanho de campo é de pouca relevância nas curvas de PDP e de isodose, e à medida que aumenta, vai se tornando isodose já conhecida na literatura por causa da interação com a água nessa região.

## 4. CONCLUSÃO

Na radioterapia, a acurácia no cálculo de dose pelos TPS é de vital importância como parte do programa de garantia da qualidade em um serviço. Esse cálculo de dose é uma componente importante na otimização do ganho terapêutico, ou seja, na maximização da dose no tumor, poupando dose em tecido sadio para pacientes tratados com radiação. Embora, não tenha sido quantificado nem demonstrado ainda o benefício clínico de distribuições de doses mais acuradas e como elas impactam na recorrência do tumor, existem evidências de diferenças de dose da ordem de 7 % que são detectáveis clinicamente, conforme Dutreix (1984). Muitos estudos têm demonstrado que uma variação em 5 % da dose pode resultar em mudanças entre 10 a 20 % da Probabilidade de Controle Tumoral (TCP) ou mudanças de até 20 ou 30 % na Probabilidade de Complicação no Tecido Normal (NTCP) se a dose de prescrição cair ao longo da região mais íngreme das curvas dose-efeito, segundo Orton (1984), Stewart (1975), Goitein (1975).

Contudo, o método Monte Carlo como ferramenta de cálculo de dose em diferentes meios é o que apresenta a melhor acurácia atualmente. A quantidade de pesquisas nas últimas décadas utilizando este método tem aumentado exponencialmente, sinalizando que aplicações futuras deste método continuarão em expansão para feixes de fótons, elétrons e outros tipos de partículas na área de física médica.

## 5. KEY POINTS

1. Método Monte Carlo: Ele estima grandezas macroscópicas de interesse como por exemplo a dose absorvida, que é resultado da interação da radiação ionizante com a matéria através da simulação de interações microscópicas.
2. Componentes do método Monte Carlo: São gerados números aleatórios utilizados para amostrar diferentes funções que descrevem interações físicas entre a radiação e a matéria. Depois de muitas interações, o método consegue estimar a grandeza desejada e reportar o valor da incerteza associada.

3. Base matemática do método: A lei dos grandes números e o teorema do limite central estabelecem a consistência do método. A primeira considera o resultado da simulação como próximo ao valor real e a segunda, como esse resultado é distribuído de maneira normal.

4. Incerteza das simulações: As incertezas associadas ao método Monte Carlo são do tipo A ou também chamadas de incertezas estatísticas, caracterizadas pelo valor médio e o desvio padrão dos dados coletados.

## REFERÊNCIAS

AGOSTINELLI, S.; ALLISON, J.; AMAKO, K.; APOSTOLAKIS, J. et al. Geant4-a simulation toolkit. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A*, v. 506, n. 3, p. 250-303, 2003.

AGUIRRE, E.; DAVID M.; VENENCIA, D.; de ALMEIDA, C. E. Estudo da distribuição de dose de feixes clínicos de elétrons em meios heterogêneos. *Brazilian Journal of Radiation Science*, v. 8, n.3, 2020.

AJAJ, F. A.; GHASSA, N. M. An MCNP-based model of a medical linear accelerator x-ray photonbeam. *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.*, v. 26, n. 3, p. 140-144, 2003.

ANDREO, P. Monte Carlo Techniques in medical radiation physics. *Phys. Med. Bio.*, v. 36, n. 7, p. 861-920, 1981.

ANDREO, P.; BURNS, D. T.; NAHUM, A. E.; SEUNTGEN, J.; ATTIX, F. H. *Fundamental of Ionizing Radiation Dosimetry*. New York: John Wiley & Sons Inc., 2017.

ARCHAMBAULT, L.; BEAULIEU, L.; CARRIER, J-F.; CASTROVILLARI, F. et al. Overview of Geant4 applications in medical physics. *Nuclear Science Symposium Conference*, v. 3, IEEE, 2003.

BERNAL, M. A.; de ALMEIDA, C. E.; INCERTI, S.; CHAMPION, C.; IVANHENKO, V.; FRANCIS, Z. The Influence of DNA Configuration on the Direct Strand Break Yield. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, p. 1-8, 2015.

BIELAJEW, A. F. *Fundamental of the Monte Carlo method for neutral and charged particle transport*. 1. ed. The University of Michigan: [s.n.], 2001.

BORASI, G.; CERCHIARI, U. CORONA, M.; MARCHESINI, R. [Applications of Monte Carlo ETRAN code system for electron and photon transport through homogeneous media (author's transl)]. *La Radiologia Médica*, v. 64, n. 11, p. 1275-1282, 1978.

BROWN, F.B. et al. MCNP version 5. *Trans. Am. Nucl. Soc.*, v. 87, n. 273, p. 4, 2002.

CAMPOS, L. T.; de ALMEIDA, C. E. Monte Carlo Dosimetry of the <sup>60</sup>Co BEBIG High Dose Rate for Brachytherapy. *PLoS ONE*, v. 10, n. 9, 2015.

CARRON, N. J. *An introduction to the Passage of Energetic Particles through Matter*. 1. ed. New York, USA: Taylor & Francis Group, 2006.

- DAVID, M. G.; PIRES, E. J.; de ALMEIDA, C. E.; ALVES, C. F. E. Espectros e deposição de dose em profundidade em fantoma de mama de PMMA: obtenção experimental e por método de Monte Carlo. XVII Congresso Brasileiro de Física Médica, v. 1, Salvador 2012.
- POHLIT, W.; MANEGOLD, K. H. Electron-beam dose distribution in inhomogeneous media. In: KRAMER S.; SUNTHARALINGAM N.; ZINNINGER G. F. (ed.). *High Energy Photons and Electrons*. New York, NY: John Wiley & Sons, 1976.
- DUTREIX, A. When and how can improve precision in radiotherapy?. *Radiotherapy Oncology*, v. 2, n. 4, p. 275-292, 1984.
- FERREIRA, I. H.; de ALMEIDA, C. E.; MARRE, D.; MARECHAL, M. H.; BRIDIER, A.; CHAUAUDRA, J. Monte Carlo Calculations of the Ionization Chamber Wall Correction Factors for Ir-192 and Co-60 Gamma Rays and 250 kV X-Rays for use in Calibration of Ir-192 HDR Brachytherapy Sources. *Physics in Medicine and Biology*, v. 44, n. 8, p. 1897-1904, 1999.
- FERREIRA, I. H.; BRIDIER, A.; de ALMEIDA, C. E.; MARRE, D.; CHAUAUDRA, J. Perturbation corrections for flat and thimble-type cylindrical standard ionization chambers for Co-60 gamma rays: Monte Carlo calculations. *Physics in Medicine and Biology*, v. 43, n. 10, p. 2721-2727, 1998.
- GOITEIN, M.; BUSSE, J. Immobilization error: Some theoretical considerations. *Radiology*, v. 117, n. 2, p. 407-412, 1975.
- ICRU. *Report 35. Radiation Dosimetry: Electrons with Initial Energies between 1 and 50 MeV*. Maryland, USA: ICRU, 1984.
- JAMES, F. Monte Carlo Theory and practice. *Reports on progress in physics*, v. 43, n. 9, p. 1145-1189, 1980.
- KAWRAKOW, I.; ROGERS, D. *NRC Report PIRS-701. The EGSnrc code system: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*. Ottawa: NRC, 2000.
- KIM, J. O.; SIEBERS, J. V.; KEALL, P. J.; ARNFIELD, M. R.; MOHAN, R. A Monte Carlo study of radiation transport through multileaf collimators. *Med. Phys.*, v. 28, n. 12, p. 2497-2506, 2001.
- ORTON, C. G.; MONDALEK, P. M.; SPICKA, J. T.; HERRON, D. S.; ANDRES, L. I. Lung corrections in photon beam, treatment planning: are we ready?. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, v. 10, n. 12, p. 2191-2199, 1984.
- RIVARD, M. J.; COURSEY, B. M.; DEWERD, L. A.; HANSON, W. F.; HUQ, M. S.; IBBOT, G. S. et al. Update of AAPM Task Group N° 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Medical Physics*, v. 31, n. 2, p. 633-674, 2004.
- RODRÍGUEZ, E. A. V.; ALCÓN, E. P. Q.; RODRÍGUEZ, M. L.; GUTT, F.; de ALMEIDA, C. E. Dosimetric parameters estimation using PENELOPE Monte Carlo simulation code: Model 6711 a  $^{125}\text{I}$  brachytherapy seed. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 63, n. 1, p. 41-48, 2005.
- ROGERS, D. W. O. Fifty years of Monte Carlo simulation for medical physics. *Phys. Med. Bio.*, v. 51, n. 13, p. 287-301, 2006.

SALVAT, F.; FERNANDEZ-VAREA, J. M.; SEMPAY, J. PENELOPE: a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. Workshop Proceeding Issy-les-Moulineaux, France, 5-7 nov., 2008.

SELTZER, S. M. Electron-photon Monte Carlo calculations: the ETRAN code. *International Journal of Radiation Applications and Instrumentation. Part A. Applied Radiation and Isotopes*, Elsevier, v. 42, n. 10, p. 917-941, 1991.

STEWART, J. G.; JACKSON, A. W. The steepness of the dose response curve both for tumor cure and normal tissue injury. *Laryngoscope*, v. 85, n. 7, p. 1107-1111, 1975.

## WHAT IS BEHIND THE QUALITY ASSURANCE PRINCIPLES

Saiful Huq

## 1. INTRODUCTION

The main treatment modalities used for the treatment of malignant cancer comprise of radiation therapy, surgery, chemotherapy, immunotherapy, and hormonal therapy. These modalities may be used separately or in combination with each other to eradicate cancer (curative treatment) or to relieve the symptoms associated with it (palliative treatment). Radiation therapy remains an important component of cancer treatment with approximately 50% of all cancer patients receiving radiation treatment during their course of illness; it contributes towards 40% of curative treatment for cancer.

To gain insight into the question “why quality management in radiation therapy”, it will be important to undertake the journey that a cancer patient takes as he/she undergoes the radiation treatment and appreciate the impact of quality, technologies used for radiation treatments, sources of errors in radiation therapy, safety, accuracy in dose delivery, etc on the clinical outcome.

## 2. QUALITY AND QUALITY MANAGEMENT

The Institute of Medicine (2000) defines “quality” of care as the degree to which health services for individuals and populations increase the likelihood of desired health outcomes and are consistent with current professional knowledge. This definition can be adapted for use in radiation therapy: it can be defined as the degree to which radiation therapy is consistent with current professional knowledge; the prescription is appropriate, i.e., evidence-based and the prescription is delivered within consensus determined tolerances. It is the physician’s responsibility to make sure the prescription is appropriate; the delivery of prescription dose is primarily the responsibility of the technicians (therapists), dosimetrists and physicists.

Quality management (QM) in a radiation therapy clinic represents the planning, deployment, coordination, monitoring, evaluation, and modification of all activities to ensure that diagnostic testing, imaging and treatment planning, delivery and follow up processes are controlled, and patient treatment is optimal and safe. QM program therefore consists of all the activities designed to achieve the desired quality goals.

This concept is consistent with how Task Group (TG) 100 of the American Association of Physicists in Medicine defined QM in their report, “The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of Risk Analysis Methods to Radiation Therapy Quality Management” AAPM TG100. Huq *et al* (2016).

### 3. TECHNOLOGIES USED FOR RADIATION TREATMENT

In the past two decades, rapid advances in technology have pushed the development of technology-intensive, image-guided modalities for cancer treatment that we recognize as modern radiotherapy. Anatomic and biologic information from various imaging modalities is used increasingly to delineate target volumes accurately and is becoming an integral part of the treatment design process. Some of the newer technologies and associated complex treatment procedures include, but are not limited to, MR linac, PET linac, conventional linacs with advanced treatment capabilities, proton machines, Gamma Knife, CyberKnife, image-guided high dose rate brachytherapy, stereotactic radiosurgery (SRS) and stereotactic body radiotherapy (SBRT), intensity modulated radiotherapy (IMRT), image registration and fusion from various imaging modalities, and image-guided radiotherapy (IGRT). Image-guided radiotherapy, SRS, SBRT, and IMRT require image guidance combined with immobilization devices such as breathing control or gating devices to minimize the impact of geometric uncertainties of organ motion and setup error. Accelerators are being marketed with integrated imaging devices to provide a means of seamless target identification, real time monitoring, delivery modification, delivery verification, dose reconstruction, and adaptive radiotherapy.

There has been an explosion of technologies, and this is happening at a rate much faster than the user can keep up with it. Professional societies often take years to publish authoritative guidance documents on the safe use of these technologies. This leaves early adopters of new technologies to decide for themselves how best to use these technologies in a safe manner. Major academic centers may have the resources to invest to determine how best to use these technologies, but the community centers do not always have such resources and thus are vulnerable to potentially using these technologies in a manner not meant to be used thereby causing significant harm to the patients.

The developments in radiotherapy technology and the improved performance of modern equipment cannot be fully exploited to deliver safe and high quality care to patients unless a high degree of accuracy and reliability in dose delivery is reached. Existence of a good “Quality Management Program” within an organization ensures that the clinical benefits of the use of these advanced technologies, consistent with the current professional knowledge, will likely be fully realized and that errors arising from various failure modes in the treatment process using these technologies will be mitigated and not reach the patient to cause harm.

## 4. ERROR IN RADIATION THERAPY AND THEIR POTENTIAL IMPACT ON PATIENTS

Errors will likely occur in radiotherapy treatments because radiotherapy treatments are complex using very sophisticated technologies, technologies can malfunction, handoff misunderstandings among professionals can occur, humans are involved, etc. When an error occurs, then depending on the type and the severity of the error, there is the potential to underdose a tumor resulting in compromised clinical outcome or overdose normal tissue resulting in severe toxicities; catastrophic errors can lead to death of patients. There is a large body of reported errors in the literature that ranged from insignificant errors in the dose delivered to the tumor to major events that injured or killed patients. Examples of these include, but are not limited to, publications in New York Times in 2010 Bogdanich (2010) of 621 events and two deaths resulting from 1264 causes. The author of the article “The Radiation boom. Radiation offers new cures and ways to do harm” investigated data from New York State records from 2001-2008 and reported that 46% of the events missed target volume, 41% of the patients received wrong dose, and 8% of the patients treated were incorrect patients. The author also reported that 94% of the errors were due to human errors. Shafique *et al* (2009) analyzed 7741 radiotherapy incidents and near misses over a period of 1976-2007. They found that 3125 patients were affected that resulted in harm to patients; 38 deaths were reported. The British Institute of Radiology (2008) published a report “Towards Safer Radiotherapy” in 2008. The author analyzed 181 incidents affecting 338 patients covering a period from 2000-2006. They found an error incident rate of 40 per 100,000 courses; 3 cases were clinically significant. World Health Organization (WHO) (2008) published a report “Radiotherapy Risk Profile” in which they analyzed 3125 patients and near misses and 4616 adverse events. The International Commission on Radiation Protection (ICRP) published a report ICRP 112 (2009) in 2009 which reviewed 11 safety issues with incidents: all these reports discussed various errors that occurred during radiotherapy treatments in different countries, identified the causes of errors and provided various quality management recommendations on how to mitigate them. The International Atomic Energy Agency (IAEA) has also published reports analyzing various events, identifying sources of major and minor errors, and providing quality assurance and quality management recommendations on how to reduce errors in radiation therapy (IAEA Report 17).

These data clearly establish the importance of developing a good Quality Management Program, the objective of which will be to minimize the number of occurrences of errors and to identify them at the earliest possible opportunity, thereby minimizing their consequences. There is evidence in the literatures that show how the development and implementation of good quality management program reduces the likelihood of occurrence of errors in radiation treatments.

## 5. SAFETY

More than 20 years ago, the Institute of Medicine published a report called “To Err Is Human: Building a Safer Health System” Institute of Medicine (2000). This report estimated that as many as 98,000 people die in any given year from medical errors that occur in the hospitals in the US. A key theme of the book is that errors are not generally reported because of legitimate liability concerns. The book emphasized further that the problem is not bad people working in the hospital but is that good people are working in bad systems that need to be made safer and the book provides guidance for raising the level of patient safety in American healthcare. This report highlighted the need to make patient safety a major priority for health care authorities. Since then, the pressure to enhance patient safety has continuously grown in western countries. Priority has focused on identifying and reducing preventable events. Important changes have already been made to the accident and incident reporting system, and the associated techniques of analysis. However, the upper limit of harm prevention remained unclear. Many investigators have proposed that adapting the success strategies and tools of ultra-safe systems, such as those used in the aviation and nuclear power industries, will lead to comparable successes and safety outcomes in health care. The reality is probably more complicated.

## 6. RADIOTHERAPY PROCESS AND RISK-BASED PROSPECTIVE QUALITY MANAGEMENT PROGRAM

To meet the requirements of quality and safety, sustained efforts will have to be applied to all areas of the radiotherapy process. Modern radiotherapy process is a multi-disciplinary process involving professionals from different disciplines, complex equipment, and procedures for the delivery of high-quality safe treatment. Every step in the process will need to be carefully controlled and executed so that patients can receive the intended prescribed treatment correctly and safely.

Current quality assurance (QA) and QM guidelines are provided by various scientific, professional, regulatory organizations, or vendors. These are, for example, AAPM, ACR, ESTRO, IAEA, NRC, FDA, IEC, NEMA etc. The guidelines from AAPM, ACR, IAEA etc are generally operations oriented; those of NRC, FDA are generally regulatory oriented, those from vendors are device safety oriented, and those of IEC, NEMA are product quality oriented. The main source for AAPM QA guidance is the various QA reports such as AAPM TG 40, 45, 53, 56, 142, 100 etc. Other QA recommendations can be found in the publications by Mayles *et al* (1999); Leer *et al* (1995, 1998); McKenzie *et al* (2000); Thwaites *et al* (1995); Van Dyk *et al* (1993); World Health Organization (1988). The focus of all current QA

recommendations is, for example, on measuring functional performance of radiotherapy equipment by measurable parameters with tolerances set at strict but achievable values. Except for the recommendations of TG-53, these QA/QC guidelines are device centric and prescriptive in nature.

Task Group 100 of the AAPM performed a prospective analysis of the causes of failure for the planning and delivery of intensity modulated radiation therapy (IMRT) treatment. Their findings are summarized in Figure. 1. They found that 35% of the failures for IMRT arise from human failure, 15% from lack of standardized procedures, 15% from inadequate training of professionals, 10% from inadequate communication, 9% from hardware and software failure, 6% from lack of resources, 5% from design failure, 3% from inadequate commissioning, and 2% from defective materials/tools.

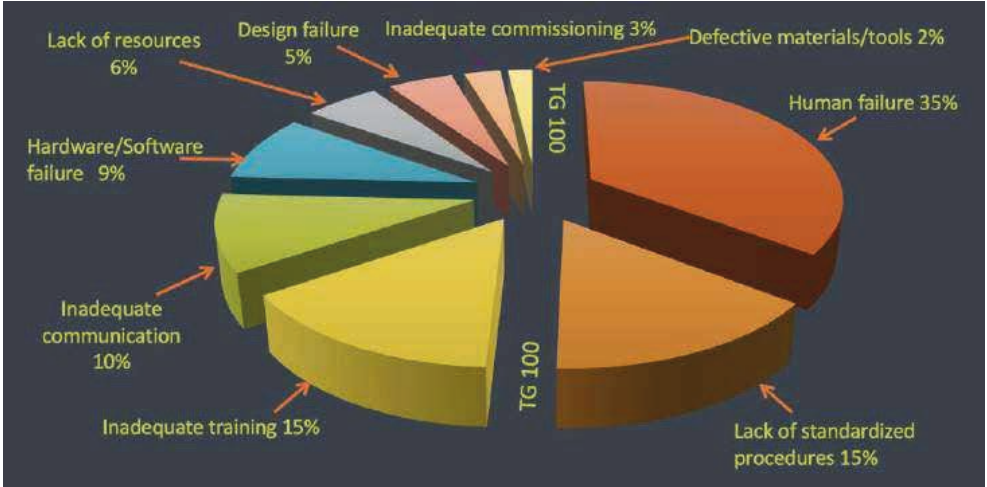


Figure 1 – Causes of failure for intensity modulated radiation therapy as identified by the Task Group 100 of the American Association of Physicists in Medicine. For details see text.

Since one of the goals of radiation therapy is to give high confidence that patients receive the prescribed treatment correctly and safely, the Task Group 100 recommended that a cross-disciplinary team of professionals involved in the care of patients should work together and design and develop a risk-based prospective quality management program such that for a given process one identifies prospectively the various failure modes (i.e., what can go wrong), the potential causes of failures, the severity of failures, and the risks associated with them. Then put various controls in place such that the failures arising from both technological and other aspects (as shown in Figure. 1) do not propagate through the process and cause harm to the patient. Establishment of such a comprehensive quality management program will likely ensure that all requirements for quality of care will be met

and patients will receive the intended treatment safely and correctly.

The TG100's analysis of IMRT process produced several observations regarding root causes of radiotherapy errors, mistakes, or incidents (collectively, potential failure modes) and quality controls that could eliminate or mitigate them. After completing the process tree, performing failure modes and effects analysis (FMEA) and Fault Tree Analysis (FTA) for IMRT treatment, the TG100 group noted that a significant number of potential-failure modes that they identified had the same, or very similar root causes. Potential root causes of failure modes which appeared frequently included:

- Inadequate communication
- Lack of formal procedures or processes
- Inadequate resources (specifically a lack of trained operators, technicians, professionals, etc.)
- Stress
- Inadequate training

These categories of root causes are often identified as leading to potential failure modes or errors. Radiation therapy clinics could benefit by closely examining their policies, practices and guidelines in these areas and making improvements in their quality management program Teixeira (2016).

## **7. ACCURACY OF DELIVERED DOSES NEEDED FOR THE BENEFIT OF RADIATION TREATMENT**

The clinical requirements of accuracy of delivery of prescription dose are based on evidence from dose response (dose effect) curves for tumor control probability (TCP) and normal tissue complication probability (NTCP). These curves are typically sigmoid in shape, have a threshold dose, and a relatively steep rise and reaches a saturation effect at high enough doses. Analysis of such curves show that high accuracy is necessary to attain a high tumor control rate while maintaining complication rates within acceptable levels. Fig. 2 shows a schematic of a TCP and NTCP curve as a function of dose for a hypothetical situation. As can be seen from the curve, the steepness of the TCP and NTCP curve determines the change in response that can be expected from a given change in delivered dose. Therefore, any uncertainty in delivered dose results in a reduction in TCP or an increase in NTCP, both of which contribute to an adverse clinical outcome.

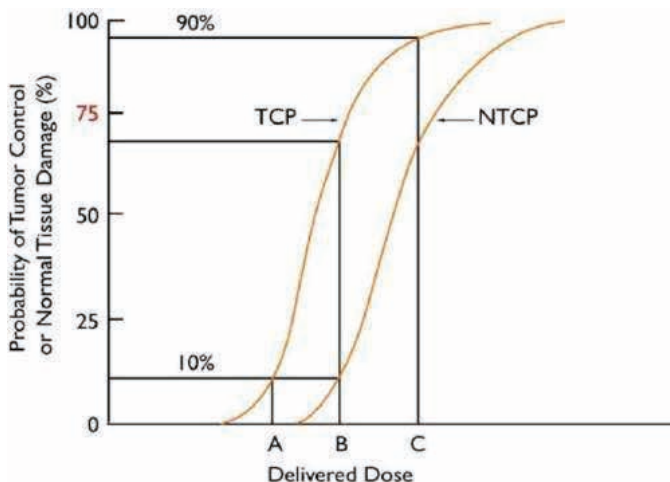


Figure 2 – Tumor control probability (TCP) and the probability of normal tissue complication (NTCP) as a function of radiation dose, in a hypothetical case. Point A on the curve represents a dose level at which there is no radiation injury; however, the TCP is low at this dose level. At point B, there is a certain probability for normal tissue complication; but at this dose level the TCP is high. Beyond point C, the NTCP increases significantly with not much improvement in TCP.

The International Commission on Radiological Units and Measurements report 24 (1976) reviewed TCP data and recommended that patients would benefit from radiation treatment if the dose delivered to the target volume is within  $\pm 5\%$  of the prescription dose. This is shown by the orange histogram in Figure.3: the central vertical line (shown in red) represents the prescription dose, and the width of the histogram (orange region) represents  $\pm 5\%$  uncertainty from the prescription dose. So, according to ICRP 24, if a patient receives dose within this orange region, the patient will benefit from radiation treatment. Despite being quoted widely as a standard; it was not made clear what confidence level this represented. It is generally interpreted as 1.5 or 2 times the standard deviation (s.d.).

Absence of a good quality management program can also contribute to patients being underdosed or overdosed. The long tails and the regions outside of the orange rectangle show the regions of underdose and overdose. Patient treatments are compromised if the delivered doses lie in these regions.

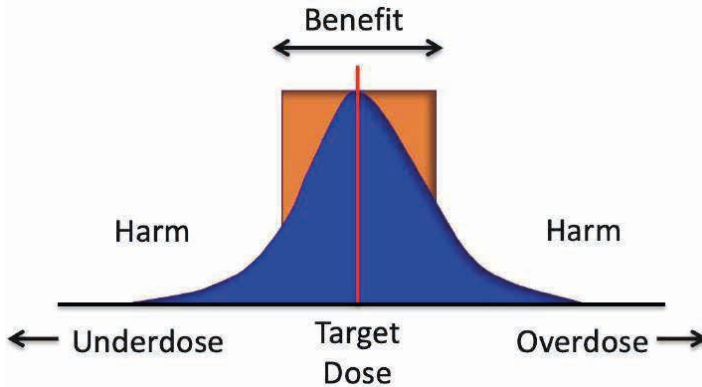


Figure 3 – ICRU 24 states that patients will benefit from radiation treatment if the delivered dose is within  $\pm 5\%$  of the prescription dose. Absence of a good quality management program can contribute to patients being underdosed or overdosed. This Figure shows a schematic of this concept. The red line represents the prescription dose, and the width of the rectangular histogram (shown by orange color) represents  $\pm 5\%$  uncertainty from the prescription dose. So, if a patient receives radiation dose within this orange region, then according to ICRU 24 analysis the patient will benefit from radiation treatment. The regions outside the orange-colored rectangle and the longtails show regions where patients are either underdosed or overdosed which will cause harm to the patients.

Mijnheer *et al* (1987), investigated dose-effect curves in terms of absorbed dose needed to produce a change in the probability of normal tissue complication from 25% to 50% and arrived at a value of 3.5%, as one relative standard deviation as the general accuracy requirement of on absorbed dose delivery. Brahme *et al* (1988), considered the effect of dose variations on TCP, and recommended a general Figure of 3% (relative s.d.) on the dose delivered to the patient as the tolerance level on accuracy of dose delivery, to keep variations in the probability of tumor control within acceptable limits. So, a 3% (relative s.d.) Figure can now be taken as a recommended value for general accuracy requirement on the value of the dose delivered to the patient at the dose specification point. When combined with systematic uncertainties, (of say better than 1-2%), the overall required accuracy in absorbed dose distributions should be in the range of 3-5%. This accuracy level may change for high dose per fraction hypo-fractionated treatments. In addition to dosimetric accuracy, one also needs to consider geometric uncertainties in radiotherapy treatments because geometric uncertainties translate into dosimetric uncertainties. The sources of geometric uncertainties are manifold. Examples include uncertainties in machine specifications and tolerances, patient setup, patient motion, organ motion and deformation etc. Margins are used around the clinical target volume to account for these uncertainties. Analysis of published data has led to recommendations on spatial uncertainty of between 5 and 10 mm (at the 95% confidence level). Of these, the 5mm uncertainty is generally associated with equipment related (mechanical and geometric) problems and 8-10 mm spatial uncertainty is used for clinical setup error.

Good quality management programs need to be in place to ensure that accuracy requirements for dosimetric and geometric uncertainties are met for all radiotherapy treatments. Otherwise, patient can receive sub-optimal treatments.

## **8. ADDITIONAL BENEFITS OF GOOD QUALITY MANAGEMENT PROGRAMS**

In addition to the benefits discussed above, there are other advantages of having a good quality management program. A few examples are:

### **8.1 Opportunities for building a more cohesive work environment**

As mentioned earlier, TG 100 of the AAPM recommended that all cross- functional members involved in the care of patients should get together and develop process maps, perform risk analysis, and develop a risk based prospective quality management program for every process used for patient treatment in radiation therapy. There is already data in the literature that show that implementation of TG100 recommendations has changed the culture at workplaces and significantly enhanced the camaraderie among the multidisciplinary professionals. One reason for this positive change is that professionals from each discipline learn, understand, and appreciate what others do for the care of the patient. Additionally, they all feel ownership of the program because each member of the team contributes to the development of the quality management program.

### **8.2 Continuing Quality Improvement (CQI)**

A Quality Management Program provides the framework for implementing the organizational structure, responsibilities, procedures, and resources. Continuous evaluation of the program and implementation of constructive changes facilitates continual improvement of quality of care provided to patients.

### **8.3 Increase of Efficiency**

The prospective risk-based approaches to quality management program that TG100 recommended, includes a recommendation that states that all processes and associated controls should be reviewed at a certain frequency to determine whether the quality controls put in place to mitigate risk and severity of a process have indeed lowered the risk of harm and severity caused to patients. By feeding the improved results of the quality analysis back into the process, this mechanism provides the means to increase the efficiency.

### **8.4 Morale of Personnel**

Strong support and active engagement of senior administration is essential to develop and implement a good quality management program. Education and training of professionals, mentoring of future leaders etc are an integral part of a good QM program.

This helps with professional growth and individual members of the organization feels that the organization pays attention to their needs and professional development. This aids in boosting the morale of all personnel. Additionally, staff members feel good about being part of an organization that focuses on staff involvement in activities for improving patient care, engages team members to develop clear requirements or standards for prevention of problems and improved communication among professionals, and encourages the team to create a roadmap for enhancing safety and quality of care provided to patients. The overall result of this is a general awareness of being part of a well-run organization, which, itself, contributes to the raised morale.

### 8.5 Reduction of Litigation?

It was mentioned earlier that a key theme of the book “To Err Is Human: Building a Safer Health System” is that errors are not generally reported because of legitimate liability concerns. We live in a society where litigation has become a part of our daily lives. There are many stories of patients suing the healthcare organizations for errors in the management of their care. Since a good quality management program reduces the likelihood of errors, this will also reduce the likelihood of litigation. Litigation also requires access to various documentation related to the incident. A good quality management program ensures maintenance of good documentation of patient care and thus can very easily provide access to such documentations even years after rendering full patient care.

### 8.6 Increase of Competitiveness

We live in an era of digital communication. Patients these days are very savvy and routinely review websites of different radiotherapy centers to determine where they will get the best quality of care. Quality and safety are paramount in their minds. Radiotherapy centers routinely provide information on their websites about their team of professionals, technologies used, and programs in place for providing efficient, safe, and high-quality care. Thus, centers with advanced technologies, good professionals and an efficient, safe and good quality program will be at an advantage to attract patients and bring positive benefits to them compared to their neighbors who may not have these capabilities. To be competitive and attract patients, all centers will thus make best effort to develop a good quality program.

## REFERENCES

BIR (British Institute of Radiology) Towards Safer Radiotherapy. *The Royal College of RadiologistsBCFO (08)1 London.2008*

BRAHME A, Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons *Acta. Oncol. (suppl 1)* 5-76. 1988

BOGDANICH W, *The New York Times* Sunday January 24. 2010

FRASS B, DOPPKE K, HUNT M, KUTCHER G, STARKSCHALL G, STERN R and VAN DYKE J. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning *Med Phys* **25** 1773-1829. 1998

HUQ M S, FRASS B, et al. The report of the Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management *Med. Phys.* **43** 4209-4262, 2016

IAEA (International Atomic Energy Agency) Lessons Learned from Accidental Exposures in Radiotherapy. Safety Reports Series no. **17**. IAEA, Vienna. 2000 [http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1084\\_web.pdf](http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1084_web.pdf) (last accessed 24/1/08)

ICRP (International Commission on Radiological Protection) Preventing accidental exposures from new external beam radiation therapy technologies *ICRP Report* **112** Ann ICRP 39 (4). 2009

ICRU (International Commission on Radiological Units and Measurements) Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures *ICRU Report* 24 (Bethesda, MD:ICRU). 1976

Institute of Medicine (US) Committee on Quality of Health Care in America, To Err is Human: Building a Safer Health System Linda T. Kohn, Janet M. Corrigan, Molla S. Donaldson, editors. Washington (DC): National Academies Press (US) PMID: 25077248 , 2000 Bookshelf ID: NBK225182 DOI: 10.17226/9728

KLEIN E E, HANLE J, et al Task Group 142 Report: Quality assurance of medical accelerators *Med Phys* **36** 4197-4212

KUTCHER G J, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40 *Med Phys* **21** 581-618. 1994

LEER J W, CORVER R, KRAUS J J, TOGT J C and BURUMA O J. A quality assurance system based on ISO standards: experience in a radiotherapy department *Radiother Oncol* **35** 75-81. 1995

MAYLES W P M, LAKE R, McKENZIE A, et al. Physics aspects of quality control in radiotherapy *IPEM report* **81** Institute of Physics and Engineering in Medicine York UK. 1999

McKENZIE A, KEHOE T and THAITES D I. Quality assurance in radiotherapy physics In: Williams J R, Thwaites D I (eds) *Radiotherapy physics in practice* Oxford Medical Publishing, Oxford. 2000

MIJNHEER B J, BATTERMANN J J and WAMBERSIE A. What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy? *Radiother. Oncol.* **8** 237-252. 1987

NATH R, BIGGS P J, BOVA F, et al. 1994 AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No 45 *Med Phys* **21** 1093-1121. 1994

NATH R, ANDERSON L L, MELI et al. Code of Practice for Brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No 56 *Med Phys* **24** 1557-1598. 1997

SHAFIQUE J, BARTON M, NOBLE D, LEMER C, Donaldson L J, An international review of patientsafety measures in radiotherapy practice, *Radiother. Oncol.* **92** 15-21. 2009

TEIXEIRA, I.C. de ALMEIDA, C.E. and Huq, s Failure mode and effects analysis based risic profile assessment for stereotactic radiosurgery propen is the centers in Brasil. *Medical Physic* v. 43, n. 1. p 171 - 178 - 2016.

THWAITES D, SCALLIET P, LEER J W and Overgaard J. Quality assurance in radiotherapy. European Society for Therapeutic Radiology and Oncology Advisory Report to the Commission ofthe European Union for the Europe Against Cancer Programme *Radiother Oncol* **35** 61–73. 1995

Van DYK J, BARNETT R B, CYGLER J E and SHRAGGE P C. Commissioning and qualityassurance of treatment planning computers *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **26** 261–273. 1993

WHO (World health Organization) Radiotherapy risk profile WHO/IER/PSP/2008.12 *WHO* Geneva, Switzerland. 2008

WHO (World Health Organization) Quality assurance in radiotherapy *WHO* Geneva, Switzerland. 1988.

GARANTIA DA QUALIDADE EM FÍSICA DA  
RADIOTERAPIA**Carlos Eduardo de Almeida****Leo Franco**  
Colaborador**1. INTRODUÇÃO**

Conceitualmente um Programa de Garantia da Qualidade (PGQ) deve ser abrangente, partindo de uma definição clara dos objetivos, dos *constraints*, da documentação de todo o processo, de forma a permitir a seleção e o acompanhamento dos parâmetros a serem controlados, sua periodicidade, sua forma de medir, de interpretar, de analisar e de documentar os dados.

Assim, o PGQ define os limites aceitáveis de cada parâmetro e o Programa de Controle da Qualidade (CQ) executa de forma estruturada e periódica as medições para garantir que as premissas pré-estabelecidas e as condições definidas no comissionamento estão de acordo. Cada equipamento emissor de radiação ou de medição tem suas particularidades e limite operacionais, mas o princípio básico que define o programa embora seja o mesmo, os parâmetros e os tipos de medições podem ser similares, porém distintos. de

Almeida e Sibata (1979) ainda na época do cálculo manual, já registrava a importância do “double check” das fichas de planejamento identificando as fontes de erro mais frequentes. Com advento dos computadores esses erros passaram a ser reduzidos, porém, o nível de complexidade dos equipamentos e das técnicas de tratamento cresceram de forma bem rápida, exigindo outros componentes de controle além do simples “double check” das fichas de tratamento como parte do PQG e CQ.

Na verdade, os tipos de erro que podem ocorrer num ambiente clínico envolvem diferentes membros da equipe e diferem no resultado e no impacto ao paciente, por exemplo:

- se o rádio-oncologista comete um erro, normalmente pode afetar um único paciente;
- se o dosimetrista comete um erro, pode afetar um paciente ou a localização do tumor;
- se o tecnólogo comete um erro, pode afetar uma sessão de tratamento;
- entretanto, se o físico comete um erro na calibração, pode afetar muitos pacientes até que seja percebido.

A organização de um programa de Garantia da Qualidade (PQQ) deve envolver a parte clínica porém a responsabilidade legal cabe ao diretor do Departamento de Rádio-oncologia e ao Físico especialista liderar, treinar e conduzir os profissionais envolvidos no PGQ, além de analisar os dados e apresentá-los ao Comitê de Qualidade.

Um programa de QA ou de CQ deve procurar evitar estes erros por meio de auditorias periódicas interna, buscando a sua origem e analisando o processo como um todo. Não se deve analisar a falha em si pois em geral um erro tem sempre como falha algum ponto da cadeia do processo, e muitas vezes algum sinal que foi subestimado ou uma série de sinais.

Isto tem ocorrido com maior frequência nos equipamentos digitais que possuem alto nível de automação, nos quais os controles e informações são superestimados como se fossem infalíveis, ou quando as sinalizações não são valorizadas.

A concepção dos programas de QA e de CQ associados, se inicia a partir da análise do projeto de cada máquina e das características do equipamento de medição, devendo estar atento para:

- garantir a consistência dos dados de performance diária ao longo do tempo e da manutenção dentro das tolerâncias pré-definidas;
- definir os níveis de ação a partir do não atendimento dos níveis de tolerância;
- identificar os componentes que influenciam a qualidade do feixe, ou seja, a fluência de energia do feixe, sua homogeneidade e sua estabilidade a curto, médio e longo prazo;
- reconhecer os parâmetros externos mais sensíveis a flutuações das grandezas ambientais como temperatura, pressão e umidade, além das flutuações na rede elétrica etc.;
- identificar os componentes que sofrem mais desgastes mecânicos;
- acompanhar os parâmetros que indiquem a expectativa de vida média dos componentes principais;
- avaliar permanentemente se o treinamento da *staff* é adequado ao nível de tecnologia em uso e realizá-lo de forma efetiva e periódica.

## 2. ACELERADOR LINEAR

Na estrutura do Linac, é importante entender e monitorar o papel de alguns componentes mais críticos como, por exemplo:

- o valor da corrente do filamento que libera elétrons a serem injetados pelo canhão na guia de onda;
- o valor da tensão na Thyatron (válvula eletrônica que, no seu interior, ao invés de usar vácuo como nas válvulas comuns, usa um gás ionizável, como vapor de mercúrio, néon ou xenônio, e estabelece uma alta tensão, sendo, portanto, uma válvula controladora da tensão);

- as possíveis alterações na razão D20/D10, que estão relacionadas a mudanças na qualidade do feixe e podem ser um indicador do mal funcionamento da Klystron (amplificador de potência de micro-ondas que opera pelo princípio de velocidade de modulação para transmissão de sinais em alta frequência e que alimenta o guia de onda de forma a acelerar os elétrons);
- a câmara de transmissão (em geral dupla com quatro quadrantes), selada ou aberta neste caso com conexão ao ambiente, portanto, sensível à temperatura e à pressão ambiente, devem ser controladas pois monitora a taxa de dose;
- a posição mecânica do *flattening filter* (que torna o feixe plano na distância de tratamento);
- a repetitividade do movimento dos (Colimadores Multi Laminas) MLC (que define os campos estáticos e dinâmicos); os motores dos colimadores MLC (que mantêm a distância e a velocidade de deslocamento dos colimadores e sua geometria dinâmica) durante o movimento do *gantry*;
- o espelho que reflete o campo luminoso (e sua correlação com o campo de radiação, pois o campo luminoso projetado é utilizado para definir o campo de radiação na superfície do paciente);
- a simetria dos colimadores multilâminas e seus movimentos lineares livres;
- a estabilidade e o nível da mesa (eventual desgaste devido ao peso de pacientes obesos);
- o isocentro mecânico (importante para a correta entrega da dose, principalmente em campos pequenos);
- a estabilidade do feixe nas condições de tratamento;
- a homogeneidade do campo de radiação (embora seja controlada em parte pela câmara de transmissão);
- a estabilidade da energia média do feixe;
- a consistência do sistema de gestão, por exemplo, Aria (Varian) ou Mosaic (Elekta), quanto à identificação dos pacientes e ao registro das doses diárias.

**Dica:**

- Deve-se acompanhar o valor da tensão na Thyatron mensalmente; e quando este valor começar a aumentar, é indicativo de que a válvula começa a dar sinais de vida curta. Normalmente, ela tem uma vida média de 2 a 4 anos, dependendo do número de pacientes tratados diariamente.

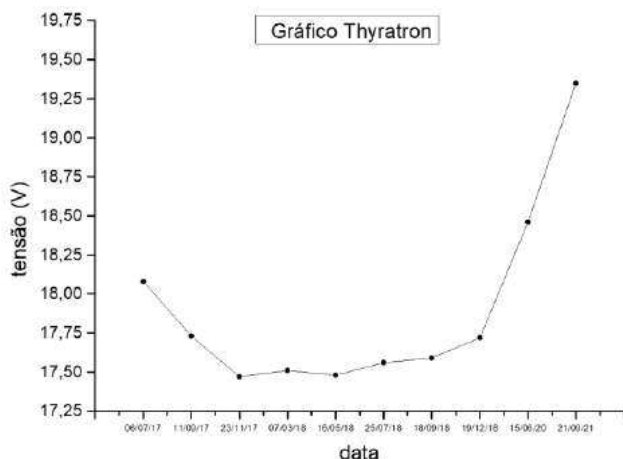


Figura 1 – Evolução do comportamento da vida útil de uma Thyatron para um número 50 pacientes diários.

Fonte: Autores.

Observa-se neste caso uma demanda crescente de aumento de tensão, indicando que a vida útil da Thyatron está terminando.

#### **Dicas:**

- Em situação similar a esta, deve-se providenciar a aquisição de outra Thyatron, pois o custo financeiro diário de uma máquina parada pode ser significativo e para o paciente a interrupção do tratamento não é desejável.
- Na Magnetron os sinais de vida curta são difíceis de prever, pois em geral são tardios. Quando começam a dar “sparks”, normalmente não duram muito tempo, talvez apenas mais alguns dias ou poucas semanas.
- Tanto a Thyatron como a Magnetron são válvulas e possuem o que se denomina de “vida de prateleira”. Portanto, ao serem colocadas em funcionamento depois de um certo período sem uso, podem dar um “spark” e parar de funcionar ou funcionar por pouco tempo. Caso tenha uma dessas válvulas de reserva, não fique muito tempo sem usar, coloque em funcionamento pelo menos a cada 6 meses, pois os dados mostram que assim a chance de dar “sparks” logo de início diminui consideravelmente.
- Filamento: provoca queda na taxa de dose e a diminuição consistente de sua corrente pode significar um processo de deterioração. A sua vida média em geral é de 1-5 anos dependendo do número de pacientes pode sendo tratados diariamente.

- Câmara de transmissão: Os testes diários podem indicar uma flutuação excessiva ou reduzida na resposta da câmara de transmissão ou do feixe e precisa ter sua causa identificada. Ajustes no valor da alta tensão aplicada à câmara resolve o problema na maioria das vezes. Sua expectativa de vida é alta e sua troca é rápida, porém seu custo é elevado.
- A corrente do “bending” tem seus valores registrados e tolerâncias bem definidas devem ser observadas nas manutenções periódicas.
- Os motores dos MLC: Deve-se criar um plano “ouro” de tratamento com (Terapia com Intensidade Modulada) IMRT e checar mensalmente com o array sua constância, assim como realizar o teste do “picket fence” e testes recomendados pelo fabricante.

|                                      | sem IMRT  | com IMRT  | SRS/SBRT  |
|--------------------------------------|-----------|-----------|-----------|
| Procedimento                         |           |           |           |
| Output diário dos feixes de raios X  | 3%        | 3%        | 3%        |
| Output diário dos feixes de elétrons | 3%        | NA        | NA        |
| Localização do laser                 | 2 mm      | 1,5 mm    | 1,0 mm    |
| Indicador de distância               | 2 mm      | 2 mm      | 2 mm      |
| Indicador de tamanho de campo        | 2 mm      | 2 mm      | 1,0 mm    |
| Interlock da porta                   | funcional | funcional |           |
| Intercomunicação visual e sonora     | funcional | funcional | funcional |
| Interlock estereotático              | NA        | NA        | funcional |
| Monitor de área                      | funcional | funcional | funcional |
| Indicador de feixe ligado            | funcional | funcional | funcional |

Tabela 1 – Procedimentos e tolerâncias recomendadas dos principais parâmetros a serem verificados diariamente.

Fonte: AAPM (2009).

### **Dicas:**

- A tendência atual é de que os testes mensais e anuais contenham apenas parâmetros que não foram medidos e acumulados nas medições diárias ou que tenham sido parcialmente incorporados ao longo do tempo, otimizando assim o tempo e evitando duplicações desnecessárias.
- Vários dos testes diários podem ser feitos pelo tecnólogo ou pelo dosimetrista, sendo que a análise dos dados deve ser obrigatoriamente feita pelo Físico responsável.
- Os testes mensais podem ser feitos pelos dosimetristas com supervisão direta do Físico responsável.
- Os testes anuais devem ser feitos exclusivamente pelo Físico responsável.

## **3. BRAQUITERAPIA**

A braquiterapia é um procedimento, em geral, invasivo, podendo ser classificada como baixa (LDR), com taxa de dose entre 0,4 e 2 Gy/h, média (MDR), com taxa de dose de 2 a 12 Gy/h, e alta (HDR), com taxas de dose maiores que 12 Gy/h.

A braquiterapia de alta taxa pode usar fontes de  $^{192}\text{Ir}$  ou  $^{60}\text{Co}$ , ambas emissoras de alta taxa de dose, sendo o tratamento feito de forma remota (ou seja, não há manuseio da fonte). Com as fontes de baixa taxa de dose, como o  $^{125}\text{I}$ , por exemplo, o tratamento é feito através de implantes permanentes, com exposições ocupacionais mensuráveis, porém muito baixas.

Um dos objetivos na área de rádio oncologia externa é procurar garantir que a dose prescrita no volume de tratamento seja entregue de forma correta no órgão onde deve ser aplicada, bem como nos tecidos normais em volta, de forma a preservá-los máximo possível. Na braquiterapia, esta situação é muito crítica, pois os gradientes de dose são maiores e o impacto na distribuição espacial da dose pode ser significativo.

É importante que sejam indicadas as grandezas comumente usadas na Braquiterapia:

- Atividade (A): quantidade de material expresso em Curie (Ci) =  $3,7 \times 10^{10}$  ou Becquerel (Bq);
- Taxa de dose: para não ser confundido com dose;
- Constante de taxa de exposição ou constante gama  $\Gamma$ : a taxa de exposição por mili curie de qualquer elemento a 1 m de distância;
- Taxa de exposição (X) =  $\Gamma A$ ;
- “Source strength”: especificado como a taxa de kerma no ar a uma distância de 1 metro, sendo  $1\text{U} = 1 \mu\text{Gy/h/m}^2$ .

**Dicas:**

- Duas fontes podem ter a mesma Atividade nominal em Ci ou Bq, porém, dependendo do tipo de material usado no seu encapsulamento, a taxa de dose pode ser diferente, visto que a absorção e o espalhamento são diferentes.
- Muita atenção deve-se ter com as grandezas e unidades que são inseridas no TPS. Esta é uma das fontes mais frequentes de erros.

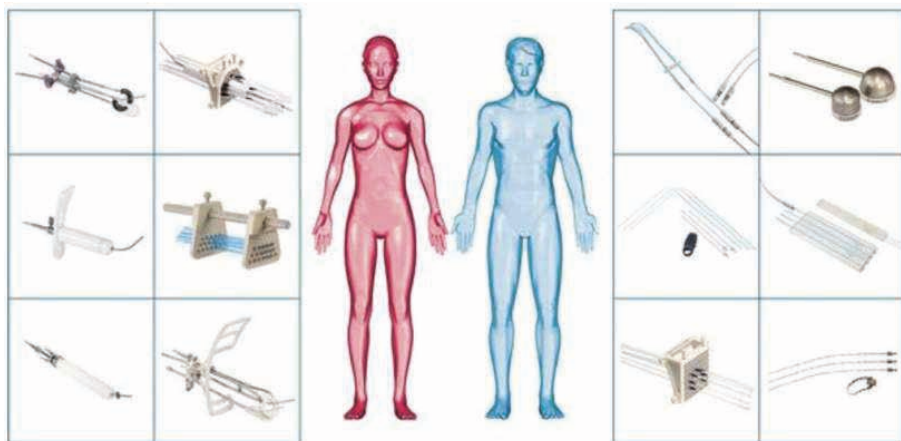


Figura 2 – Tipos de aplicadores que são usados para o tratamento de tumores específicos de homens e mulheres.

Fonte: Elekta (2022).

Atualmente as fontes seladas são inseridas em cateteres de forma remota, chegando até o interior dos aplicadores já posicionados no interior do órgão a ser tratado. Em seguida, imagens são obtidas com um aparelho de raio X, tomógrafo ou MRI, (aplicadores específicos são disponíveis para cada um dos sistemas de imagem) em todos os casos usando uma fonte falsa, e a informação é inserida no sistema de planejamento para definição do volume de tratamento. Como resultado, uma distribuição espacial bem típica pode ser observada, como descrita na Figura 3.

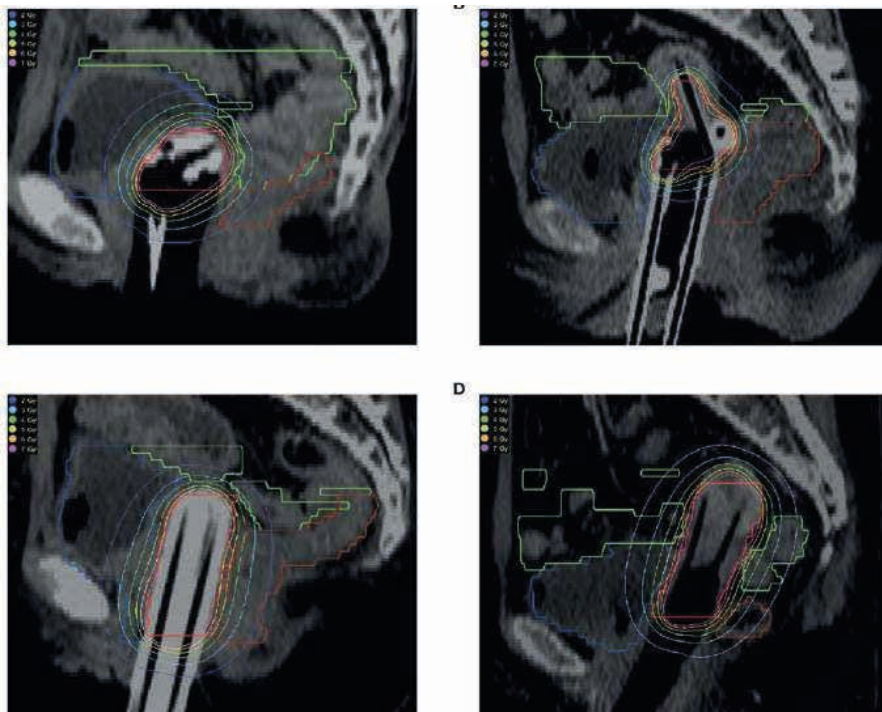


Figura 3 – Exemplo típico de curvas de isodose de quatro aplicadores diferentes usado para o tratamento do câncer de colo de útero. No sentido horário: ovoide duplo, aplicador tipo tandem, aplicador multicanal e tandem com agulhas. As cores indicam as curvas de isodose da órgão: vermelha (CTV), azul (bexiga), marrom (reto) e sigmoide (verde).

Fonte: Elekta (2022).

Como anteriormente afirmado, é importante que a performance do equipamento de tratamento se mantenha constante, respeitando as tolerâncias ao longo da sua vida de uso clínico. Os pacientes são tratados de acordo com as especificações e as medições de sua performance, cujos valores são definidos a partir dos testes quando do aceite e do comissionamento.

O controle da qualidade CQ, previsto no programa de garantia da Qualidade PGQ, deve incluir verificações periódicas de vários parâmetros obtidos durante o comissionamento, tendo como objetivo identificar desvios superiores aos níveis de tolerância preestabelecidos e, caso ultrapassem estes valores, ativar de pronto as ações corretivas.

Dentre os pontos mais importantes que devem ser incorporados e registrados, destacam-se:

- a definição dos parâmetros a serem verificados;
- os testes específicos e suas tolerâncias;
- as ações requeridas quando as tolerâncias são excedidas;
- o equipamento de medição a ser usado e sua confiabilidade;
- a geometria da medição;

- a frequência da medição;
- o membro da staff que deverá realizar o teste;
- o formato da documentação a ser apresentada ao Comitê de Qualidade;
- a documentação relativa ao paciente:
  - a identificação pessoal,
  - as imagens com a posição das fontes e aplicadores,
  - a dose prescrita,
  - a folha de dados do equipamento,
  - o comprimento do cateter usado,
  - os pontos de parada inicial, intervalos e parada final da fonte no cateter,
  - o plano de tratamento provado pelo rádio oncologista,
  - a dose total e por fração, a dose nos órgãos críticos e observância dos “constraints” de dose;
  - a ficha clínica da enfermagem de alta do paciente.

Como resultado, espera-se a execução de programas bem estruturados, com a análise crítica dos dados, a implantação de ações corretivas e uma consciência individual da cultura de segurança possa reduzir consistentemente potenciais incidentes e acidentes, além do enfoque em ações preventivas.

#### ***Dicas:***

- Quando fontes radioativas são usadas, a determinação da taxa de dose nas condições de referência é muito crítica, pois as doses são depositadas a curta distância e o efeito de gradiente é muito importante.

| Isótopo           | Meia-vida | Forma física    | Aplicações  |
|-------------------|-----------|-----------------|---|
| $^{137}\text{Cs}$ | 30 anos   | Tubos e agulhas | LDR intersticial e intracavitário                                       |
| $^{60}\text{Co}$  | 5,26 anos | esferas         | HDR intracavitário  |
| $^{125}\text{I}$  | 60 dias   | sementes        | LDR intersticial  |
| $^{103}\text{Pa}$ | 17 dias   | sementes        | Intersticial  |
| $^{198}\text{Au}$ | 2,7 dias  | sementes        | Intersticial  |
| $^{90}\text{Sr}$  | 28,9 anos | placas          | superficial e ocular  |
| $^{192}\text{Ir}$ | 74,2 dias | sementes        | Intracavitária, intraluminal, intersticial, superficial e intravascular |

Tabela 2 – Radioisótopos mais usados com suas formas físicas e aplicações.

Fonte: Adaptada de Clifford et al. (2002).

(a) Braquiterapia de alta taxa de dose com fontes de  $^{192}\text{Ir}$  ou  $^{60}\text{Co}$

O uso da técnica com HDR, seja com fontes de  $^{192}\text{Ir}$  ou  $^{60}\text{Co}$ , requer a observância de vários pontos críticos que devem ser considerados e acompanhados periodicamente, sendo alguns deles mencionados na tabela abaixo.

| Item  | Materiais e métodos   | Frequência                             |
|---|---|--|
| Os resultados dos cálculos de doses   | Double-check, independentemente dos valores   | Cada paciente                          |
| Protocolo de tratamento   | Os aplicadores devem ser identificados individualmente por causa da sua geometria e blindagem   | Cada paciente                          |
| DVH   | Dose volume histogramas   | Quando troca de software               |
| Integridade do software   | Testar com casos <i>benchmarks</i> selecionados   | A cada 6 meses ou quando houver dúvida |
| Integridade física dos aplicadores e blindagens   | Verificação com imagem de raio X em geometria pré-definida  | Inicialmente e a cada 6 meses          |
| Alarmes visuais e sonoros   | Visual  | Diário                                 |
| Recolhimento manual da fonte  | Com fonte falsa   | Semestral                              |
| Monitor de área   | Visual  | Antes do tratamento                    |
| <i>Interlock</i> da porta   | Visual  | Antes do tratamento                    |
| Obstrução no cabo   | Usar a fonte falsa  | Antes do tratamento                    |
| Data, relógio e atividade (superimportante).<br>Atenção: ao horário deverão e à atividade da fonte indicada | Double-check visual. Verificar manualmente o valor da atividade usando a equação $A(t) = A_0 e^{-\lambda t}$  | Antes do tratamento                    |
| Estabilidade do sistema de medição câmara-poço, cabo e eletrômetro  | Usar uma fonte de referência ou irradiar num feixe de fótons em condições geométricas bem definidas. Campo de radiação $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , distância fonte-superfície de 100 cm, e número fixo de MU (unidades monitoras) | Trimestral                             |

Tabela 3 – Algumas recomendações consideradas importantes como parte do programa de Garantia da Qualidade.

Fonte: Autores.

**Dicas:**

- Não trocar de staff (tecnólogos e físicos) sem que seu treinamento esteja atualizado.
- Como a taxa dose é crítica, ela deve ser medição quando do recebimento da fonte e comparada com os dados do fabricante com sistema de medição (câmara de ionização tipo poço) calibrado e rastreado à rede de metrologia.
- Fontes de baixa taxa de dose tipo  $^{137}\text{Cs}$  e  $^{60}\text{Co}$  se ainda em uso, devem ser testadas semestralmente.
- Verificar para cada paciente se o cateter está livre para a passagem da fonte falsa e da verdadeira.
- O tempo de trânsito (entrada e saída da fonte) deve ser constante e verificado a cada troca de fonte. Sua importância no valor da dose entregue passa a ser ligeiramente mais significativa com o decaimento da fonte.
- A repetibilidade da posição da fonte deve ser confirmada através de imagem com filme.
- O retorno da fonte ao cofre de armazenagem deve ser garantido através do sinal no console de controle enviado pelo monitor do aparelho, porém, na dúvida, deve ser usado um detector portátil.
- Quanto ao funcionamento do monitor da sala, deve-se fazer um “double-check” sobre a retirada da fonte do paciente com um monitor portátil.
- Identificar distorções na qualidade das imagens obtidas que serão inseridas no planejamento.
- Pré-definir os níveis de radiação aceitáveis para os pacientes liberados com fontes de LDR tipo  $^{125}\text{I}$  usadas como implantes definitivos.
- Obter a documentação de todo o processo de tratamento de cada paciente.
- Manter o livro de registro de incidentes atualizado.

- Garantir procedimentos escritos e processos bem documentados, como uso da câmera poço, aquisição de imagem, entrada de dados no TPS, cálculo da dose, validação das doses, ficha de tratamento e ficha controle de liberação.
- Manter atualizado o procedimento de emergência caso a fonte fique presa no cateter com a ativação do sistema manual.
- Deve-se destacar mais uma vez que a maior fonte de erros está relacionada ao uso incorreto das unidades da grandeza fornecidas pelo fabricante e sua inserção no TPS, uma vez que a grandeza “source strength” pode ser especificada de formas diferentes.
- É importante também comparar os valores medidos das novas fontes com o histórico da instituição, relativizando para cada atividade nominal.

Para maiores detalhes, ver de Almeida (2011) e de Almeida, Followill e Sibata (2013).

#### 4. SIMULADORES CT

Com mais frequência, os tomógrafos são usados como peça fundamental para os tratamentos modernos, por permitir com detalhes a obtenção das diferentes densidades e a geometria espacial de forma que as heterogeneidades dos tecidos possam ser consideradas no cálculo da dose no volume alvo.

A reconstrução da imagem é feita através da medição da intensidade do feixe transmitida pelo meio e captada pelos detectores diametralmente opostos ao tubo gerador de raios X. Como resultado, a atenuação linear é obtida da seguinte equação:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

Onde:

$I(x)$  = a intensidade do feixe medição após atravessar uma profundidade  $x$

$I_0$  = a intensidade inicial do feixe na superfície do paciente

$\mu$  = o coeficiente de atenuação linear

$x$  = espessura do meio

A variação do coeficiente é representada por uma escala de cinza na imagem, transformada em uma escala adimensional que relaciona o valor da atenuação na água para o mesmo espectro de raios X pela seguinte equação:

$$\text{Valores de CT} = 1000 * \left( \frac{\mu - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \right) \quad (2)$$

Os valores de CT são correlacionados aos valores de atenuação linear relativos ao da água e do ar, sendo adimensionais, dado que consiste numa razão entre dois valores da mesma grandeza e com a mesma unidade, chamada de unidade Hounsfield (HU). Esta denominação homenageia o Físico Geoffrey Hounsfield, agraciado com o Prêmio Nobel pelo desenvolvimento do CT. Devido a variações na fluência de energia gerada por cada tubo do tomógrafo, é importante que cada equipamento tenha sua curva determinada durante o comissionamento e após cada troca de tubo.

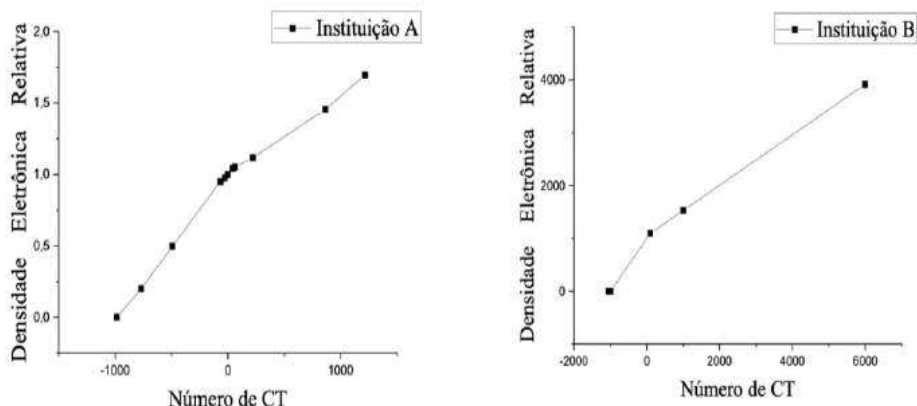


Figura 4 – Curva de calibração típica de dois tomógrafos, onde as curvas de calibração especificadas em unidades de Hounsfield (número de CT versus densidade eletrônica relativa) onde se observa uma variação entre elas.

Fonte: Martins (2021).

#### **Dicas:**

- Parâmetros específicos devem ser observados com atenção, tais como:
  - o alinhamento do laser no “gantry” com o centro da imagem;
  - a exatidão dos chamados CT “numbers” com relação à água, ao músculo e ao ruído inerente às imagens;
  - a confiabilidade com a informação espacial nas direções x e y, de forma a se identificar distorções nas imagens;
  - a confiabilidade nos cortes e no formato a ser usado para transferir as imagens para o TPS.

| Procedimento   | Tolerância                          |
|--|-------------------------------------|
| Exatidão do número de CT                                     | +/- 5 HU                            |
| Ruído na imagem  | Verificar especificações fabricante |
| Integridade espacial nos eixos X e Y                         | +/- 1 mm                            |
| Alinhamento do laser do <i>gantry</i> com o centro da imagem | +/- 2 mm                            |

Tabela 4 – Recomendação simplificada preliminar para alguns dos testes mais importantes a serem feitos, com as frequências diárias, mensais e anuais..

Fonte: AAPM (2003).

É importante saber se os seus valores de densidade eletrônica, de massa e Densidade Eletrônica Relativa (DER) estão compatíveis com valores típicos publicados antes de introduzir os dados no TPS.

| Material Simulado    | Densidade em massa (g/cm <sup>3</sup> ) | Densidade eletrônica (x10 <sup>23</sup> elétrons/cm <sup>3</sup> ) | DER (relativo à água) |
|----------------------|---|--|-----------------------|
| Pulmão em inspiração | 0,205                                   | 0,668  | 0,200                 |
| Pulmão em expiração  | 0,507                                   | 1,658  | 0,496                 |
| Tecido adiposo       | 0,960                                   | 3,171  | 0,949                 |
| Mama                 | 0,990                                   | 3,261  | 0,976                 |
| Água                 | 1,000                                   | 3,340  | 1,000                 |
| Músculo              | 1,060                                   | 3,483  | 1,043                 |
| Fígado               | 1,070                                   | 3,526  | 1,056                 |
| Osso trabecular      | 1,160                                   | 3,730  | 1,117                 |
| Osso cortical        | 1,530                                   | 4,862  | 1,456                 |
| Osso compacto        | 1,820                                   | 5,663  | 1,696                 |
| Titânio              | 4,510                                   | 12,48  | 3,735                 |

Tabela 5 – São apresentados os valores típicos das densidades obtidas em um tomógrafo usando o fantoma *Elétron Density Phantom* 062M (2021) da CIRS (Computerized Imaging Reference Systems Inc. – Norfolk, Virgínia, EUA).

Fonte: Santos (2021).

## 5. SISTEMAS DE IMAGEM ACOPLADOS AO ACELERADOR

A unidade de detecção e o processador podem fazer parte do *gantry* do acelerador, sendo a imagem capturada, arquivada e armazenada em disco rígido dedicado para uso clínico.

O processador digital substitui as imagens de baixa resolução obtidas com o feixe de alta energia, resultando em imagens de melhor qualidade e cerca de 1 s mais rápidas usando baixas doses. O sistema é formado por um écran fluoroscópico transferindo as imagens para uma câmara projetada por um espelho a 45 graus. A câmara deve ser calibrada diariamente e o detector a cada mês.

A técnica “Imaging Guided Radiation Therapy” (IGRT) é um conceito que foi introduzido para equacionar o potencial de:

- uso de campos menores,
- doses maiores por fração,
- acompanhamento do movimento do alvo durante o tratamento,
- manutenção das margens dentro do planejado.

Portanto, é fundamental preservar ao máximo os tecidos sadios com o uso frequente de imagens obtidas durante o tratamento. Em alguns casos é necessária até mesmo uma avaliação diária dos deslocamentos dos órgãos para observar se estão dentro das margens, sendo sua posição ajustada caso se configure um movimento para fora dos limites estabelecidos para aquele alvo em tratamento.

Sistemas de marcadores refletores colocados na superfície (SMS) também são usados, capturando sinais por uma vídeo câmara que acompanha o movimento do paciente.

Também são utilizados frequentemente sistemas não invasivos usando ultrassom tipo Accuity Elekta (2022) e sistemas invasivos permanentes com três emissores de radiofrequência diferentes e captados por uma antena tipo Calypso - Varian (2022) que permitem uma análise bem cuidadosa do posicionamento diário do alvo clínico.

### ***Dicas:***

- O que devemos observar:
  - a consistência do espaçamento dos cortes tomográficos,
  - a qualidade da imagem obtida,
  - o tempo de vida útil dos écrans,
  - a correlação entre as imagens e os movimentos dos órgãos,
  - as doses relativas a cada sessão de tratamento e se devem ser ou não incorporadas à dose total do paciente,
  - a deterioração do espelho associado ao sistema de fluoroscopia.
  - potenciais distorções nas imagens.

#### *(a) Sistemas de dosimetria eletrônica Portal (EPID)*

Os sistemas EPID são usados com muita frequência para verificações dosimétricas em tratamentos com a técnica IMRT e como parte dos programas de PGQ. É importante entender o seu projeto, os tipos de detectores usados, como calibrá-los e o seu comportamento a fim de garantir o grau de exatidão desejado aos seus resultados. Métodos rápidos de avaliação são recomendados de forma a minimizar o tempo de coleta de dados. Maiores detalhes ver em, da Silveira (2018).

#### ***Dicas:***

- Os sistemas devem ser calibrados periodicamente para garantir a qualidade das imagens, evitando repetições.
- Os sistemas on-board-image (OBI) precisam ser calibrados periodicamente de forma a garantir que o sistema digital de processamento de imagem esteja adequado.
- Alguns sistemas enviam mensagens periódicas indicando a necessidade de ajustes.
- Quando se tratar de diodos, deve-se atentar para sua vida útil devido ao desgaste causado pela radiação, devendo ser realizada uma calibração cruzada com câmaras de ionização quando são utilizados para QA paciente específico.

## **6. RADIOTERAPIA ESTEREOTÁTICA (SRS)**

A radioterapia estereotática ou radiocirurgia são técnicas que usam campos bem pequenos, múltiplos feixes coplanares ou não coplanares e altamente conformados para tratar alvos bem localizados com altas doses, em alguns casos doses únicas, buscando reduzir as doses nos tecidos normais ao seu redor.

Doses únicas com SRS vêm sendo usadas também em tumores benignos, desordens funcionais, metástases e reforço de dose.

#### ***Dicas:***

- Como as margens são bem pequenas, a imobilização do paciente é de suma importância, seja com parafusos fixados na calota craneana ou máscaras rígidas.
  - A monitoração da posição do alvo e de uma possível movimentação deve ser contínua de forma a garantir que o feixe esteja bem direcionado para o alvo.

- Tomografias e ressonâncias são feitas com a mesma orientação, de acordo com o mesmo protocolo, ou seja, início da cabeça para o pé ou do pé para a cabeça.
- Imagens obtidas pós-fixação do frame garantem uma boa qualidade no tratamento.
- Deve-se verificar o movimento angular da mesa girando em torno de um ponto e o gantry também em torno de um ponto deve estar dentro das especificações definidas no protocolo de tratamento e PGQ específico.
- Marcadores fiduciais nos frames são de extrema importância para a localização e o deslocamento do alvo.
- Usar detectores com dimensão suficientemente pequena para não ser afetado pelo efeito de volume é altamente desejável. Para mais detalhes, ver TRS nº 483 (IAEA, 2017) e consultar os capítulos 7 e 24.

## 7. ACESSÓRIOS DE TRATAMENTO

Os acessórios são muito usados para indicar a direção do feixe e a posição do isocentro, e posicionar ou imobilizar o paciente. Dentre eles, o “*breast board*”, os “*lasers*” “*cross hairs*”, os leitores digitais de ângulo no *gantry*, os cones para uso dos feixes de elétrons, os filtros compensadores, os filtros dinâmicos, os materiais tipo “*bolus*”, os colimadores multilâminas, o apoio de cabeça e o “*vac-lock*” são provavelmente os que exigem uma maior atenção.

### **Dicas:**

- Verificar a integridade física e a confiabilidade de cada acessório deve fazer parte do programa de PGQ, com frequências específicas para cada um.
- Alguns já possuem testes recomendados bem definidos pelo fabricante, como para MLC, filtro dinâmico e ângulo do “gantry”.
- Os demais devem ser definidos de acordo com sua função e frequência de uso, por exemplo, os testes com os “interlocks” dos colimadores de elétrons, as bandejas e os filtros físicos, que são manuseados diariamente, devem ser feitos mensalmente, e o “bolus” diariamente, além da limpeza e da verificação da sua espessura.
- Nos sistemas de imobilização é importante verificar se existem fissuras e/ou distorções que possam comprometer sua rigidez mecânica e afetar a reprodutibilidade de posicionamento do paciente.

## 8. SISTEMA DE PLANEJAMENTO (TPS)

A entrada dos dados no TPS deve preceder de uma clara identificação e entendimento do algoritmo usado, sua versão e as recomendações do fabricante quanto à forma de adquirir os dados e de inserir adequadamente no TPS.

### ***Dicas:***

- Os dados típicos de entrada exigidos para o TPS são, por exemplo:
  - energia nominal;
  - tipo de radiação;
  - distância fonte-isocentro;
  - distância fonte superfície do fantoma (DFS);
  - maior campo nas direções X e Y;
  - número de perfis necessários e as profundidades correspondentes;
  - tamanho do campo de referência;
  - distância fonte-superfície do fantoma na configuração de calibração;
  - profundidade de calibração;
  - dose e unidades monitoras na calibração;
  - modelo do acelerador para estar de acordo com o espaço de fase;
  - tamanho do ponto focal do alvo, pois está relacionado à penumbra, parâmetro importante para os campos pequenos.

Com esses dados e os parâmetros de campo, pode-se calcular os dados de qualquer feixe pelo TPS com campo aberto. O processamento dos dados avalia o tamanho dos perfis, tendo pelo menos 7 cm de leitura após o fim da penumbra, e se os perfis atendem o mínimo de dados necessários.

Ao fim do processamento, o TPS apresenta para análise os seguintes dados:

- a energia média radial para o feixe;
- o perfil de intensidade;
- os parâmetros de campo aberto;
- a contaminação de elétrons;
- o espectro energético;
- as curvas e os perfis processados;
- o retro espalhamento do colimador;

- os perfis e Percentuais de Dose Profunda (PDDs) calculados;
- o histograma e erro gama médio do PDD e perfil de campo aberto;
- a comparação das curvas medições e processadas em diferença percentual de dose.

*(b) Testes de validação do TPS*

O processo de validação do sistema de planejamento deve seguir as recomendações do TECDOC n° 1583 (IAEA, 2008) quanto à análise de diferentes elementos em separado, antes da avaliação final com heterogeneidade e tratamento modulado.

Para simplificação, a análise total da validação, deve ser observado as recomendações de documentos bem estabelecidos quanto à tolerância sugerida para o aceite do TPS, a partir da literatura e da especificidade do feixe comissionado. Um conjunto de critérios para sua validação como, por exemplo, são apresentados na tabela 6.

| Tipo de Fantoma | Situação analisada              | Tolerância percentual para dose pontual |
|-----------------|---------------------------------|---|
| Homogêneo       | Campos quadrados                | 1,5 %                                   |
|                 | Gantry angulado                 | 1,5 %                                   |
|                 | DFS variado                     | 2,0 %                                   |
|                 | Campos colimados e assimétricos | 2,5 %                                   |
| Heterogêneo     | Fantoma em fatias               | 3,0 %                                   |
|                 | Fantoma antropomórfico          | 3,0 %                                   |

Tabela 6 – Tolerâncias para validação do comissionamento do feixe 6XSRS.

Fonte: Autores.

## 9. SISTEMA DE MEDIÇÃO: ELETRÔMETRO + CABO + DETECTOR + CONECTOR

*(a) Eletrômetro*

Testes preliminares devem ser realizados quando do recebimento do equipamento e periodicamente, principalmente, antes de se iniciar o processo de medição da grandeza dose absorvida ou kerma no ar nas condições de referência ou mesmo em medições relativas. Alguns deles são recomendados a seguir e maiores detalhes não podem ser encontrados no Capítulo 12.

- fuga elétrica pré e pós-irradiação;
- consistência dos tempos de aquecimento e equilíbrio após troca de sensor;
- consistência entre as escalas analógicas ou digitais em ambos os modos de leitura, corrente ou carga;
- proteção do conector de entrada com a capa apropriada ou papel alumínio.



Figura 5 – Visão típica de um eletrômetro onde chama a atenção o protetor do seu conector de entrada, importante para preservar o sistema de umidade e poeira.

Fonte: Standard Imaging (2022).



Figura 6 – Verificação da cor da sílica gel, um bom indicador das condições de umidade: quando a cor está azul, está correto, quando se torna rosa, a sílica precisa ser trocada ou regenerada numa estufa a 35 °C.

Fonte: PTW (2022).

#### (b) Cabo

Como um dos componentes mais importantes, é em geral, maior fonte de problemas, por esta razão sugere-se que se faça pelo menos:

- teste de continuidade com multímetro entre as extremidades do cabo e suas correspondentes conexões;

- inspeção visual de todo o cabo para identificar amassados, cortes etc.;
- limpeza dos conectores com álcool isopropílico, tendo cuidado para não deixar fiapos de algodão;
- manutenção da estanqueidade dos conectores com as capas metálicas ou revestidas de papel de alumínio preso por uma borracha.



Figura 7 – Visão no sentido horário de um conector tri axial com sua capa metálica protetora; do conector de entrada no eletrômetro protegido com folha de alumínio; da extremidade de um cabo sem capa metálica, mas com proteções de alumínio; e da parte posterior do Quickcheck protegido com *tape* em todas as entradas que possam ser caminho para umidade e poeira.

Fonte: Foto. Autores

### (c) Câmara de Ionização

Alguns testes devem ser conduzidos assim que a câmara for adquirida e posteriormente ao longo do seu uso, tais como (maiores detalhes no capítulo 12):

- radiografia inicial para verificar a posição do eletrodo e possíveis fissuras na parede ou no eletrodo;
- linearidade de resposta com a dose;
- sensibilidade a pequenas variações de sinal;

- dependência direcional;
- fuga elétrica;
- conexão com o ambiente, se câmara for aberta;
- estabilidade a curto e médio prazo;
- tempo de estabilização;
- estabilidade do coeficiente de calibração através do uso de uma fonte de referência ou de calibrações cruzadas com outras câmaras e com outros eletrômetros.



Figura 8 – Exemplo de uma radiografia típica nos planos anterior e lateral de uma câmara cilíndrica (as imagens mostram um alinhamento muito bom do eletrodo com o eixo da câmara).

Fonte: Foto - Autores.

***Dica:***

- Para avaliar a conexão do volume sensível com o ambiente, coloque a câmara dentro da fonte de referência e aproxime um secador de cabelo rapidamente que cederá calor devendo refletir de imediato no valor de leitura da escala de corrente.

## 10. CONJUNTO ELETRÔMETRO + CABO + CÂMARA

O sistema câmara + cabo + eletrômetro é responsável pela qualidade do resultado da medição da grandeza de interesse e requer uma atenção muito especial. Embora as

características fundamentais de cada um dos componentes já tenham sido discutidas anteriormente e em detalhe no capítulo 12, alguns pontos serão aqui ressaltados e devem ser considerados nos programas de Garantia e Controle da Qualidade.

**Dicas:**

- Com muito cuidado para evitar um curto, verifique o valor real da alta tensão aplicada, comparando com o valor nominal fornecido pela câmara. Se tiver dúvida de como fazer, não faça, peça ajuda.
- Embora os amplificadores operacionais possuam uma linearidade excelente, o capacitor pode introduzir uma não linearidade se tiver uma fuga além da absorção dielétrica típica que não interfere no valor final.
- Use uma fonte de referência de  $^{90}\text{Sr}$  ou  $^{137}\text{Cs}$  com leituras corrigidas para temperatura, pressão e decaimento da fonte, colocando a câmara na mesma posição, ou seja, com a marca de referência apontada para a marca na parte externa da fonte.



Figura 9 – Geometria do teste de estabilidade a longo prazo de uma câmara cilíndrica tipo Farmer PTW (2022) (com uma fonte teste de  $^{137}\text{Cs}$  e com um termômetro inserido na cavidade do irradiador para ajustar sua resposta a uma temperatura ( $^{\circ}\text{C}$ ) ambiente e considerar o valor da pressão de referência.

Fonte: Foto Autores.

**Teste de Fuga e Repetitividade**

DATA:

Câmara de Ionização:

Eletômetro:

Fonte Cs-137:

**Teste de Fuga**

Tempo =  min

| Tensão     | L1 (pC) | L2 (pC) | Fuga (%) | Condição |
|------------|---------|---------|----------|----------|
| V = -300 V | 168,600 | 168,900 | 0,178    | OK       |

**Teste de Repetitividade**

| Leituras | L1 (nC) | L2 (nC) | L3 (nC) | L4 (nC) | L5 (nC) | L6 (nC) | L7 (nC) | L8 (nC) | L9 (nC) | L10 (nC) |
|----------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|----------|
| nC       | 40,970  | 40,970  | 40,970  | 40,970  | 41,000  | 40,970  | 40,970  | 41,040  | 41,000  | 40,990   |

| Média  | SD%  | P(mbar) | 918,70 |   | mmHg   |
|--------|------|---------|--------|---|--|
| 40,985 | 0,06 | T(°C)   | 25,1   | $\phi_{P,T} =$ <input type="text" value="1,122"/> | <input type="text" value="0,00"/> mbar (hPa) |

**Leitura Média Corrigida para  $\phi_{P,T}$ , Decaimento da Fonte e Data de Referência**

Data de referência:  Dias decorridos:

Leitura de referência:  nC Meia-vida do Cs-137  dias

$L_{MC} =$   nC

| Desvio (%) | Condição |
|------------|----------|
| 0,00       | OK       |

Feito por:

Figura 11 – Exemplo típico do resultado de um controle periódico do sistema de medição usando afonte de referência.

Fonte: Autores.

### Dicas:

- Caso não tenha disponível uma fonte de referência, selecione uma energia de fótons como padrão e, nas condições de referência (DFS, campo e profundidade), realize periodicamente (a cada 3 meses) leituras com o segundo sistema do departamento para analisar a concordância.
- Caso seu segundo sistema câmara + cabo + eletômetro também esteja fixo no console de comando, troque o eletômetro, mantenha a câmara e analise a repetibilidade dos dados, em seguida, correlacione com os dados históricos e registre.
- Realize calibrações cruzadas periódicas com outras câmaras usadas para medir a grandeza dose absorvida na água de forma a estabelecer um sistema de confiabilidade cruzada.
- Verifique a fuga elétrica pré e pós-irradiação do sistema, identificando qual componente pode ser responsável pela fuga, cujo valor típico deve ser inferior a  $10^{-15}$  A.

## 11. SISTEMAS USADOS PARA VERIFICAÇÃO DIÁRIA

Os sistemas usados para verificações diárias usando diodo ou câmaras devem ser acompanhados e calibrados periodicamente (pelo menos uma vez por mês) ou todas as

vezes em que se observe alguma tendência nos dados com relação aos valores originais, mesmo que seja inferior a 1 %.

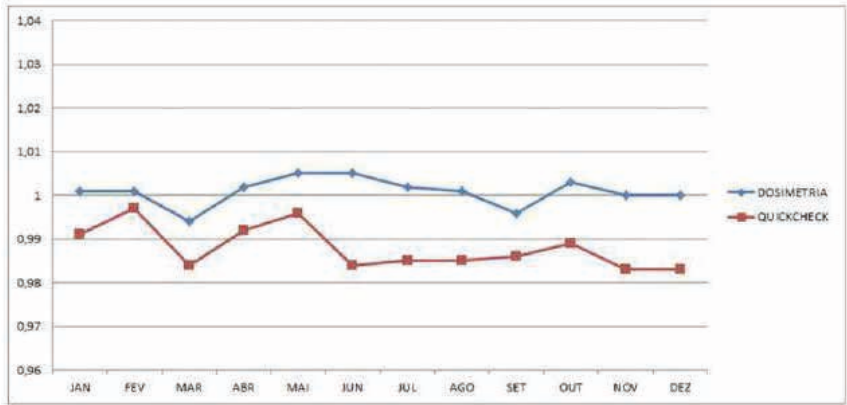


Figura 12 – Gráfico típico onde se observa uma tendência de redução na resposta do sistema Quickcheck, PTW (2022), demonstrando um erro sistemático com relação aos valores medidos com câmara de ionização. Embora o desvio padrão dos dados coletados mensalmente tenha sido inferior a 0,7 % num feixe de raio X de 6 MV, campo 10 cm x 10 cm, a ausência de calibração periódica do Quickcheck permitiu que se estabelecesse um erro sistemático detectado na auditoria interna anual.

Fonte: Autores.

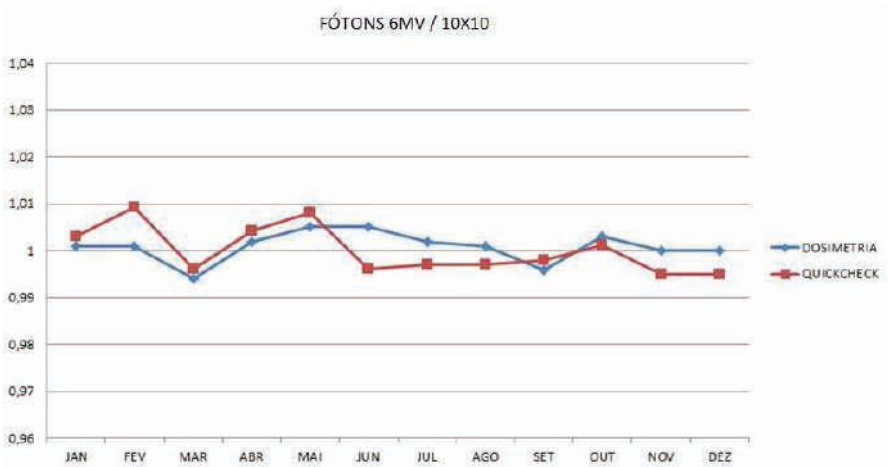


Figura 13 – Gráfico com os mesmos valores agora renormalizados para um valor médio estabelecido depois de meses de observação medidos pela câmara de ionização. O desvio padrão máximo observado é de menos de 0,7 %

Fonte: Autores.

## 12. SISTEMA USADOS PARA VARREDURA DE FEIXES

Normalmente são compostos de um tanque de acrílico de 40 x 40 x 40 cm<sup>3</sup> preenchido com água, um detector se deslocando em duas ou três dimensões, um detector fixo de referência colocado lateralmente, um sistema de nivelamento eletrômetro de dois canais, sistema de conversão analógico digital com processadores software de controle e transferência de dados para um computador. Alguns sistemas também oferecem uma bomba mecânica para encher e esvaziar o tanque, em que é possível a leitura de filmes e acessórios que são fixados no *gantry*, permitindo varreduras bidimensionais no ar.

Ao testar estes sistemas, antes de serem usados, é importante confirmar os dados dos fabricantes para evitar a aquisição de dados distorcidos.

Os principais pontos que devem ser observados são:

- exatidão;
- linearidade melhor do que 1%;
- repetibilidade de posicionamento com valor aceitável de 0,5 mm para um deslocamento de 200 mm, medindo inicialmente no ponto central, em seguida nas extremidades e finalmente em dois pontos intermediários;
- desvio padrão da média dos valores medidos de ionização numa dada profundidade menor do que 1,5 % na região de trabalho.

### ***Dicas:***

Caso o sistema não esteja funcionando e as leituras para campos diferentes estejam discordantes, pode haver um problema de umidade:

- Deixe o sistema, por exemplo, 2D-ARRAY seven29, ligado por ao menos 12 horas em sala com controle de umidade. Aconselha-se deixá-lo ligado durante uma noite na sala do acelerador.
- Depois de aquecido nesse período, realize uma pré-irradiação, de acordo com o manual do usuário.
- Tente realizar o zero e analise os dados obtidos.
- Se continuar com problema, contate o fabricante para ajuda.

| Relatório AAPM | Título   | Objetivo   |
|----------------|--|--|
| TG nº 142      | Quality Assurance of medical accelerators  | Frequências, limites e tolerâncias. Um update do TG nº 13 e do TG nº 40 em função da evolução tecnológica, incluindo colimadores assimétricos, MLC, filtros virtuais e dinâmicos, bem como os sistemas de imagens associados ao Linac. |
| TG nº179       | Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technology | Revisa os sistemas de imagem KV, incluindo funcionalidade, testes de aceite e QA.  |
| TG nº 147      | Quality assurance for non-radiographic localization and positioning systems        | Focaliza nos sistemas de posicionamento e verificação, incluindo câmeras infravermelho, SMS e sistema de radiofrequência.  |
| TG nº 135      | Quality assurance for robotic radiosurgery   | Define padrões para radiocirurgia robótica e para organizar um programa de QA.   |

Tabela 7 – Referências gerais e específicas úteis para consulta e formulação de um programa de QA.

Fonte: Autores.

## 13. DETECTORES DE ESTADO SÓLIDO

### (a) Diodo

Devido à perda de sensibilidade com o histórico de dose, sua vida útil será menor, além de uma dependência importante com taxa de dose e sensibilidade a variação da temperatura e da fluência de energia, de forma que pelo menos um teste importante deve ser feito periodicamente:

#### **Dica:**

- Verificação cruzada com câmaras de ionização em condições de referência deve ser feita a cada mês.

### (b) Diamante

Considerando a robustez deste detector com baixa dependência com temperatura, energia e taxa de dose pelo menos um teste importante deve ser feito:

#### **Dica:**

- Verificação cruzada com câmaras de ionização em condições de referência deve ser feita trimestralmente.

## 14. KEY POINTS

1. Importância de um programa de Garantia da Qualidade e de Controle da qualidade.
2. Os componentes mais importantes de um acelerador.
3. O papel da tomografia no planejamento de tratamento
4. Controle da qualidade dos feixes FF e FFF
5. Vida média de alguns componentes principais de um acelerador
6. Controle da qualidade das fontes de braquiterapia
7. Importância de ter um plano ouro para verificação do TPS
8. Integridade física dos acessórios
9. A refrigeração do alvo do LINAC
10. Fonte de HDR  $^{192}\text{Ir}$  devem ser calibradas quando chegam e a câmara calibrada periodicamente
11. Diferença entre os campos luminoso e de radiação
12. Como proteger o eletrômetro, os cabos e conectores da umidade

## REFERÊNCIAS

AAPM. Committee Task Group n° 66. **Quality assurance for computer-tomography simulators in Radiation Oncology**. Medical Physics, v. 30, n. 10, p. 2762-2792, 2003.

AAPM. Committee Task Group n° 135. **Quality assurance for robotic radiosurgery**. Medical Physics, v. 38, n. 6, p. 2914-27936, 2011.

AAPM. Committee Task Group n° 142. **Quality assurance of medical accelerators**. Medical Physics, v. 36, n. 9, p. 4197-4212, 2009.

AAPM. Committee Task Group n° 147. **Quality assurance for non-radiographic localization and positioning systems**. Medical Physics, v. 39, n. 4, p. 1728-1747, 2012.

AAPM. Committee Task Group n° 179. **Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies**. Medical Physics, v. 39, n. 4, p. 1946-1963, 2012.

da SILVEIRA T.B. **Dosimetria in vivo utilizando EPID**. Tese Doutorado IRD. 2018

CLIFFORD, C. K. S.; PEREZ, C. A.; BRADY, L. W. **Radiation oncology management decisions**. Philadelphia: Lippincott, Williams and Wilkis, 2002.

Catálogo CIRS (Computerized Imaging Reference Systems Inc. – Norfolk, Virginia, EUA). 2022

de ALMEIDA C.E. e SIBATA C.H. Avaliação dos erros durante o calculo manual das doses ABFM1979

de ALMEIDA C. E. **The Brazilian National Quality Control Program in Radiation Oncology**. NCI. 1988.

de ALMEIDA, C. E. **The need for quality control in high dose rate brachytherapy**. In: IVANOV, O. Applications and experiences of quality control. London: Intechweb.org, 2011. p 11-26.

de ALMEIDA, C. E; FOLLOWILL, D.; SIBATA, C. Quality Audits in Brachytherapy. In: VENSELAAR, J.; MEIGOONI, A. S.; BALTAS, D.; HOSKIN, P. J. **Comprehensive Brachytherapy: Physical and Clinical Aspects**. Flórida: CRC Press, 2013. p 461-474. Elekta Catálogo. (2022).

IAEA. Technological Reports Series nº 398: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. Vienna: IAEA, 2000.

IAEA. Technological Reports Series nº 483: **Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy-An International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination**. Vienna, Austria: IAEA, 2017.

IAEA. TECDOC-1583. **Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques**. Report of the Coordinated Research Project (CRP) on Development of Procedures for Quality Assurance of Dosimetry Calculations in Radioterapy. Vienna, Austria: IAEA, 2008.

SANTOS, M. R. **Comissionamento e Validação do feixe de alta taxa de dose no acelerador TrilogyTM para tratamentos hipofracionados com correção de heterogeneidade. Tese (Mestrado em Física Médica) – Programa de Pós-Graduação em Física Médica, Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ), Rio de Janeiro, 2021.**

MARTINS, Paola. **Avaliação experimental dos algoritmos de cálculo de dose dos sistemas de planejamento: Mônaco, Eclipse e CAT3D. Tese (Mestrado em Física Médica) – Programa de Pós-Graduação em Física Médica, Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ), Rio de Janeiro, 2021.**

PTW, Catálogo (2022)

Standard Imaging Catálogo (20220)

Varian, Catálogo (2022)

## COMISSIONAMENTO DE UM ACELERADOR CLÍNICO PARA USO NA RADIOCIRURGIA

Maíra Ribeiro dos Santos

## 1. INTRODUÇÃO

Radiocirurgia estereotática (RS) é uma modalidade na Radioterapia que tem como premissa a entrega de altas doses em volume pequeno, preferencialmente em uma única fração, ou em poucas frações. Para essa entrega de dose ser confiável, é necessária uma localização precisa, como a localização estereotática que engloba os deslocamentos e rotações nas três dimensões.

A Radiocirurgia extra cranial estereotática, do inglês “Stereotactic Body Radiotherapy” (SBRT) é o termo comumente usados para tratamentos semelhantes à radiocirurgia, porém para regiões extra craniais e com a dose entregue em tratamentos hipofracionados, usualmente entre uma e cinco frações.

A primeira radiocirurgia relatada historicamente é de 1953, realizada por Lars Leksell utilizando a localização estereotática desenvolvida por ele em 1908. A primeira unidade de tratamento projetada e construída para tal modalidade foi o Gamma Knife (Elekta Inc., Atlanta, EUA) em 1968, usando fontes de Cobalto-60

utilizando a geometria de localização estereotática de Leksell.(1983).

O avanço tecnológico dos aceleradores lineares associados a elementos como o micro MLC (mMLC, Brain Lab AB, Heimstetten, Alemanha), aceleradores como o Novalis (Brain Lab.), Cyberknife (Accuray Inc., Sunnyvale, EUA), True Beam (Varian, Palo Alto, EUA) e Versa HD (Elekta) permitiu tratamentos como a radiocirurgia em tecidos extra craniais com a mesma precisão de posicionamento.

Essas unidades associam dispositivos de imagem com elementos mecânicos para garantir a precisão de entrega da dose.

Independente da escolha da modalidade, seja RS ou SBRT, ambas exigem alta precisão e exatidão quanto à entrega de dose e quanto à localização pré-tratamento (algumas unidades possuem dispositivos de localização durante toda a entrega de dose do paciente, por exemplo). Como resultado, as características das unidades de tratamento comercializadas para RS e SBRT permitem garantir uma melhor precisão de posicionamento do paciente, quando comparadas com as unidades de tratamento não dedicadas.

Para o tratamento de pacientes com essas modalidades de tratamento, os

feixes a serem usados devem estar aptos ao tratamento com campos pequenos, isto é, comissionados e validados. O processo de instalação de uma unidade de tratamento possui três importantes etapas que devem ser claramente observadas:

- aceitação,
- comissionamento e
- validação.

A **aceitação** consiste na realização de um conjunto de testes inicialmente propostos pelo fabricante para atestar as capacidades, especificações e limitações da unidade de tratamento. Sendo realizado sempre por ao menos um engenheiro da empresa fabricante acompanhado de um físico especialista do Serviço de Radioterapia onde ocorre a instalação.

O **comissionamento** é um processo extenso de testes e medições necessários para a execução de um determinado tipo de tratamento, sendo realizado pela equipe de físicos especialistas do Serviço ou por uma empresa terceirizada, entretanto, a responsabilidade sobre a integridade dos dados e avaliação dos mesmos são da equipe de físicos especialistas do Serviço.

Por fim, a **validação** é um conjunto de testes, simulações e/ou cálculos para verificar a capacidade de entrega de dose pela unidade de tratamento quando comparado ao valor definido com o planejamento e aprovado. Comumente se usa o termo validação **end-to-end** quando deseja-se avaliar as doses calculadas pelo sistema de planejamento após o seu comissionamento, confrontando com as medições do planejamento simulado.

Dessa maneira, o intuito desse capítulo é reunir e esclarecer as premissas do comissionamento e validação dos testes **end-to-end** para tratamentos com campos pequenos, ressaltando os pontos chaves e essenciais para garantir o grau de precisão e exatidão exigidos para os tratamentos de radiocirurgia e SBRT na prática clínica.

## 2. O COMISSIONAMENTO

O processo de comissionamento consiste no levantamento e caracterização de todos os parâmetros físicos do feixe desejado devendo incluir os acessórios a serem usados, sejam cones ou colimadores multi-lâminas. Como resultado o comissionamento estabelece o referencial de performance de um dado acelerador associado a um sistema de planejamento (TPS).

O documento mais utilizado como referência para o processo de comissionamento atualmente é o TG-106 (Das, 2008) Este documento descreve todas os parâmetros que a equipe de física deve atentar durante esta etapa, desde a definição da rotina, dos equipamentos usados, da metodologia até a modelagem e preparação dos dados a serem inseridos no sistema de planejamento.

Entretanto, as considerações sobre campos pequenos ainda se mostraram muito sucintas diante do panorama de uso dos campos pequenos atualmente. Somado ao TG-106 deve-se considerar as recomendações do IAEA-TRS-483 (IAEA 2017) que descreve com clareza as medições e comissionamento de campos pequenos.

No comissionamento, antes de iniciar as medições, deve-se compreender e discriminar dois grandes grupos de medições:

- dados requisitados pelo sistema de planejamento e
- os dados necessários para cálculos manuais.

Para tal compreensão, deve-se estudar a documentação referente ao algoritmo utilizado no sistema de planejamento. A alimentação dos dados para o algoritmo de cálculo no sistema de planejamento que será comissionado permitirá o estabelecimento de um conjunto mínimo de dados necessários para os cálculos manuais e que contemplem todos os tipos de tratamentos desejados (inclui-se aqui a RS e SBRT).

A partir desse conjunto de dados, inicia o planejamento do comissionamento, estabelecendo primordialmente quais dados e a sequência do que será medido. Para tratamentos com campos pequenos, dois conjuntos de dados (Tabela 1) são definidos de acordo com o modo de varredura do feixe. Estes dois conjuntos são um exemplo possível de dados requisitados pelo sistema de planejamento.

| <b>Dados de Varredura<br/>(contínua ou passo-a-passo)</b> | <b>Dados pontuais de referência<br/>e fatores relativos</b> |
|---|---|
| Perfis de dose na Profundidade                            | Fator Output na água  |
| Perfis da Razão Tecido-Máximo                             | Fator Output no ar  |
| Perfis dos campos quadrados*                              | Fatores de transmissão de acessórios                        |
| Perfis diagonais†   | Fator de transmissão do MLC                                 |
| Perfis de campos pequenos                                 | Dosimetric Leaf Gap (MLC)                                   |
| Perfis específicos (penumbra, no ar...)                   | Fatores de acessórios                                       |

Tabela 1 – Conjunto de dados mais comuns em comissionamento de um feixe de fótons.

Nota: (\*) Alguns sistemas de planejamento requerem apenas um perfil e outros pedem os perfis in-plane e cross-plane.

(†) Usualmente os sistemas de planejamento requerem apenas do maior campo.

Assim sendo, o comissionamento precisa ser planejado considerando o conjunto de dados, os equipamentos mínimos necessários e tempo suficiente para avaliar a qualidade dos dados, para que estes estejam dentro das tolerâncias de aceite que permitam a validação correta dos dados e do tratamento dos pacientes. O TG-106 (2008) sugere um cálculo simplificado para a estimativa de tempo necessário para todo o processo experimental.

Considerando campos pequenos, esses tempos podem aumentar consideravelmente caso a equipe que realiza o processo tenha pouca prática. Logo a estimativa de tempo deve incluir a certificação de que as medições foram realizadas corretamente.

***Dica:***

- Considerando o tema de campos pequenos em questão, a atenção deve ser redobrada na escolha de equipamentos e no levantamento dos dados do feixe.

### **3. TESTES MECÂNICOS**

A discussão sobre campos pequenos, requer que os valores das medições sejam dependentes dos tamanhos de campo, sejam eles medidos com os colimadores primários, com o MLC ou com cones. É recomendado que seja feito um conjunto criterioso de testes mecânicos e calibrações quanto aos parâmetros mecânicos para que estes estejam adequados aos requisitos mínimos vigentes para a modalidade de tratamento denominada de radiocirurgia.

Alguns documentos ICRU 91 (2014), Kim(2018) e Schell, (1995), emitidos por instituições internacionais, apresentam recomendações sobre tratamentos de radiocirurgia e SBRT quanto à precisão do posicionamento de todos os elementos mecânicos para garantir a precisão menor ou igual a 1 mm de quaisquer elementos mecânicos.

Usualmente costuma-se dar muita atenção aos colimadores primários do feixe, nos quais é preciso executar todos os testes mecânicos avaliando a garantia e repetibilidade do posicionamento com uma tolerância menor do que 1mm seja abrindo os colimadores ou fechando. Mas todos os outros elementos de colimação devem ser avaliados com o mesmo rigor.

Independente da unidade de tratamento, seja uma exclusiva ou não para radiocirurgia, nenhum parâmetro pode ser esquecido. Caso cones sejam usados para a colimação do feixe e entrega de dose, o alinhamento de todos os cones a serem comissionados deve ser verificado. Se os tratamentos forem realizados com micro MLC, ou mesmo MLC convencional, estes elementos também devem ser verificados.

Assim como os testes do posicionamento dos colimadores, cones e MLC, é importante realizar o teste de coincidência do campo luminoso com campo de radiação. Primeiramente pode-se realizar apenas na configuração que será realizado o comissionamento, mas é importante realizar um teste Winston-Lutz (Lutz 1988) criterioso, variando todas as posições de mesa, gantry e colimador para uma avaliação geral das possíveis limitações dos parâmetros mecânicos desejados.

Du *et al* (2016) mostra uma análise bastante criteriosa sobre as angulações escolhidas de gantry e colimador, mostrando o impacto expressivo do colimador nos desvios do teste Winston-Lutz. Neste trabalho, o autor mostra que, a partir de uma análise de várias angulações distintas, ele identifica oito angulações como cruciais e suficientes para demonstrar os desvios máximos da unidade de tratamento. Demonstrando o impacto de uma análise criteriosa de várias angulações para conhecer as limitações do acelerador.

Os equipamentos necessários para realizar esse teste podem ser ponteiros ou fantasmas. Há opções mais baratas e simples, como a ponteira Isoball da PTW (Freiburg, Alemanha), a Standard Imaging (Middleton, EUA) possui dois modelos de ponteira, uma mais simples e outra com sistema de correção 3D, ou o QUASAR™ Winston-Lutz Wand Phantom da Modus QA (Ontario, Canadá) são exemplos semelhantes que cumprem a mesma função com a esfera radiopaca para análise do isocentro de radiação.

Quanto aos fantasmas, existem opções mais simples como o fantoma cúbico da Varian (Palo Alto, EUA) que é entregue junto com o acelerador ou modelos mais elaborados como o Iso-Cube™ da CIRS (Norfolk, EUA), o MultiPhan da Sun Nuclear (Melbourne, EUA) ou o MIMI™ Phantom da Standard Imaging (Middleton, EUA) que costumam vir associados a um software para análise das imagens DICOM.

Uma terceira opção é a realização dos testes usando um dispositivo EPID considerando o MLC ou cones para análise do isocentro de radiação. Hao (2020) e Douglass (2021) mostram duas soluções mais atuais com *machine learning* ou com *scripting*, usando conhecimentos específicos de programação do operador para realização.

São apresentados na Tabela 2 um conjunto mínimo de testes a serem feitos antes do comissionamento, para garantir que os elementos mecânicos e dosimétricos estejam de acordo com as tolerâncias adaptadas à especificidade da unidade de tratamento e às modalidades de tratamento a serem realizadas no Serviço.

| Nº | Teste  | Tolerância |
|----|--|------------|
| 1  | Posição dos colimadores para campos simétricos e assimétricos          | 1 mm       |
| 2  | Posição de rotação do Gantry, colimador e mesa                         | 1°         |
| 3  | Translação longitudinal, vertical e lateral da mesa                    | 1 mm       |
| 4  | Tamanho do isocentro mecânico  | 1 mm       |
| 5  | Isocentro de Radiação do Gantry, Colimador e Mesa                      | 1 mm       |
| 6  | Coincidência do campo luminoso com o campo de radiação                 | 1 mm       |
| 7  | Alinhamento dos lasers em relação ao isocentro mecânico                | 1 mm       |
| 8  | Alinhamento dos cones de tratamento (em diferentes posições de gantry) | 1 mm       |
| 9  | Alinhamento e posicionamento do MLC (ou mMLC)                          | 1 mm       |

Tabela 2 – Testes Mecânicos mínimos pré-comissionamento.

## 4. EQUIPAMENTOS

Os equipamentos, obviamente são o primeiro ponto a ser considerado para a coleta de dados embora os fabricantes estejam cada vez mais provendo dados padrões das unidades de tratamento, chamado de *Golden Data*, (padrão-ouro) quando se trata de radiocirurgia e SBRT é fortemente desencorajado o uso desses dados. O ideal para essas modalidades de tratamento é sempre adquirir os dados específicos do feixe seguindo as recomendações mais relevantes atualmente para RS e SBRT que podem ser encontradas em dois documentos da AAPM, TG-106 (Das, 2008) e o TG-120 (Low, 2011).

O primeiro equipamento essencial é o fantoma cúbico motorizado, comumente chamado de fantoma 3D. Existem inúmeros modelos no mercado, dos principais fabricantes, que em princípio garantem o cumprimento das premissas bem estabelecidas no TG-106 (DAS, et al 2008) da AAPM que define o material, dimensões e possibilidade de alinhamento independente do acelerador. A Figura 1 mostra um exemplo com o fantoma BluePhantom<sup>2</sup> da IBA Dosimetry.

A eletrônica associada ao fantoma e o software que gere os dados coletados usualmente é fornecido com o fantoma e todos possuem versões que promovem ações bem semelhantes. O eletrômetro usualmente deve ter idealmente dois canais pois facilita o uso simultâneo de uma câmara adicional de referência.



Figura 1 – Exemplo de fantoma cúbico 3D de varredura em um acelerador TrilogyTM.

Fonte: Santos (2021).

**Dica:**

- As medições são relativas à câmara de transmissão do acelerador, logo não há interferência na normalização do sinal.
- Somente no momento de calibração de referência do feixe, ela não pode ser usada. Porém, as calibrações são feitas no campo de referência ou campo específico da unidade de tratamento e estes campos, usualmente, se afastam das situações de campos pequenos, logo isso não se configura um problema.
- O principal elemento nos equipamentos para comissionamento de campos pequenos é a escolha de detectores que são cruciais para o sucesso do levantamento de dados. A recomendação para campos pequenos é usar ao menos dois detectores. Não somente o uso de mais de um detector ajuda a confrontar as medições, mas o posicionamento é crucial para a qualidade dos dados.
- A mudança mais preponderante para a análise dos perfis no momento do comissionamento é o comportamento das penumbras de campo nos campos pequenos. Logo, o profissional precisa ter conhecimento de campos pequenos para comissioná-los.

A câmara de referência mesmo estando colocada fora do eixo central do feixe é usada para identificar e registrar flutuações do feixe no sinal da câmara que mede o feixe. A configuração tradicional consiste em colocar essa câmara de referência no canto dos campos e ela medirá algo suficiente para executar sua função sem interferir na medição principal. Porém, em campos pequenos isso se torna impossível devido às dimensões dos detectores, logo a premissa é que a câmara de referência seja uma câmara de transmissão. A Figura 2 mostra a diferença do uso da câmara de referência com campos grandes e com campos pequenos para exemplificar a importância do uso da câmara de transmissão.

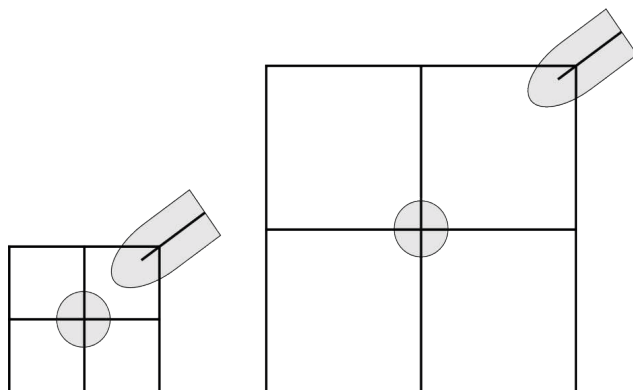


Figura 2 – Diferença da possibilidade de perturbação da câmara de referência sobre a câmara do eixo central em um campo pequeno (à esquerda) e um campo grande (à direita).

Fonte: A autora.

Li *et al* (2004) relatou discrepâncias na ordem de 10% no fator *output* referente ao posicionamento errado do detector, por motivos como esse, tanto o TG-106 (2008) quanto o TRS-483(2017) recomendam o alinhamento do detector pelo perfil do feixe antes das leituras dos fatores *output*. Pappas *et al* (2006) demonstra que essa variação devido à baixa resolução espacial das câmaras de ionização, tem impacto relevante do efeito volume, como demonstrado na Figura 3.

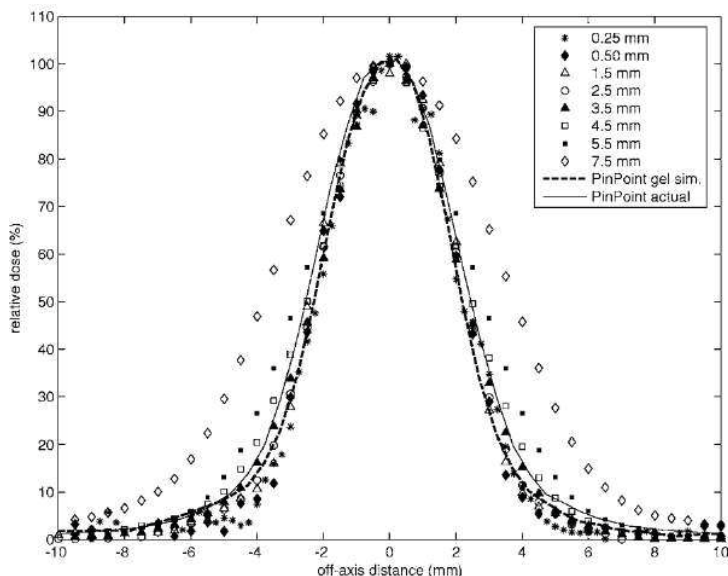


Figura 3 – Um perfil com diâmetro de 5 mm de um feixe de 6 MV que foi medido com dosimetria polimérica em gel com diferentes áreas de integração de sinais, gerando diferentes penumbras e, com isso, tamanhos de perfil diferentes.

Fonte :PAPPAS *et al.* (2006).

## 5. LEVANTAMENTO DOS DADOS

Considerando a relevância da escolha de equipamentos mínimos, do posicionamento dos mesmos e dos documentos de referência para a realização das tarefas, o passo seguinte é definir a metodologia de trabalho para o levantamento dos dados necessários e o conjunto de equipamentos para campos grandes e campos pequenos.

Uma forma simplificada de diferenciação da metodologia para as medições de campos grandes e pequenos de acordo com alguns pontos essenciais é mostrado na Tabela 1.

Os detectores de referência, como já comentados, são usualmente uma câmara de volume pequeno colocada na borda do campo. Mas nos campos pequenos ela precisa ser de transmissão, para não interferir na leitura da câmara do campo.

Quanto à câmara principal no eixo central, para os campos grandes, as câmaras de ionização de volume pequena já são bem descritas e bem discriminadas, logo não há dúvidas quanto ao seu uso. Porém, nos campos pequenos usa-se pelo menos dois detectores de volume pequeno específicos para tal uso. Os diodos costumam ser a solução mais prática na rotina, mas o diamante, microcâmaras de ionização e os filmes são opções também recomendadas.

Até o presente momento, não existem detectores que funcionem bem para todos os tamanhos de campo e faixas energéticas. A resolução espacial, a relação sinal-ruído, a dependência energética e o número atômico do volume sensível (ou do eletrodo central) são as principais características que definem os usos mais adequados para os detectores. Maiores detalhes são apresentados no Capítulo 6.

As minicâmaras existem nos modelos mais variados, incluindo variações no material do eletrodo central (gerando um impacto na sua dependência energética) podendo vir a subdimensionar as curvas de PDP em grandes profundidades.

As microcâmaras já possuem volumes substancialmente menores, tendo um impacto direto na relação sinal-ruído, logo precisa de atenção redobrada nas escolhas a serem feitas com seu uso para que o alto ruído não distorça os dados a serem medidos.

Os diodos blindados, como seu nome diz, já possuem uma camada de metal que permite a filtração de fótons de baixa energia, reduzindo sua dependência energética, associado ao endurecimento do feixe nos campos pequenos, pode ter uma sobredosagem que destoe dos valores “verdadeiros” do feixe, por isso demanda um pouco mais de análise no uso, incluindo a dependência com a taxa de dose.

Os diodos não blindados, assim como os blindados, possuem ótima resolução espacial e, por isso são também ótima opção para leitura dos perfis de campos pequenos, mas como a dependência energética é maior, não é a escolha mais adequada para campos grandes. Devido a falta da blindagem, pode precisar de uma verificação com a dependência com a taxa de dose para o seu melhor uso.

O diamante, por sua vez, é tido como a opção mais desejada devido ao sinal alto em relação ao ruído, à alta resolução espacial e a baixa dependência energética, porém ele possui uma dependência importante com a taxa de dose. Como é um detector relativamente novo frente aos outros, ainda precisa de mais caracterização e relatos na literatura.

Por sua vez, os filmes radiocrômicos, possuem a melhor resolução espacial para definir a referência dos perfis e tamanhos de campo de campos pequenos. Mas infelizmente é um dos detectores mais difíceis de trabalhar pela necessidade de calibração por lote, caracterização, manejo e por ser um detector “off-line”. Isto é, o operador não consegue identificar, no momento da medição as suas leituras para avaliar a necessidade de repetição ou se os dados estão aceitáveis.

Por fim, como mostrado por Chen (2007), De Oliveira (2007) e Calcina (2007), os detectores de alanina e fricke podem ser importantes ferramentas para dosimetria de campos pequenos. Devido à equivalência à água e às inúmeras possibilidades de geometria de medição, esses detectores possuem um papel relevante dentre os recursos de medição.

| Campos Grandes            | Diferenças   | Campos Pequenos             |
|---------------------------|--|-----------------------------|
| Câmara de volume pequeno  | Detector no campo                                  | PinPoint, Diodos, Diamante  |
| Câmara de volume pequeno  | Detector de referência                             | Câmara de transmissão       |
| Varredura contínua        | Modo de varredura                                  | Varredura passo a passo     |
| Uma medição de cada campo | Número de medições                                 | Três medições de cada campo |
| Tolerância < 1,5 mm       | Diferença entre campos dosimétrico e campo nominal | Tolerância < 1,0 mm         |

Tabela 3 – Esquema simplificado das diferenças quanto ao modo de levantamento dos dados com campos grandes e pequenos.

O levantamento dos perfis de campo, dose na profundidade e razão fantoma- tecido requer atenção redobrada quanto a escolha do detector, pois, como mostrado na Figura 5 e 6, a renormalização das curvas relativas pode carregar para os dados um erro sistemático quanto a largura do perfil ou a superficialização da curva de PDP nas maiores profundidades. O alargamento do perfil é devido ao efeito volume e o aumento do valor medido nas maiores profundidades é devido à divergência do feixe que permite um volume maior do detector ser irradiado, gerando uma curva de PDP diferente da real, podendo levar ao operador a interpretação de um feixe mais energético que o real.

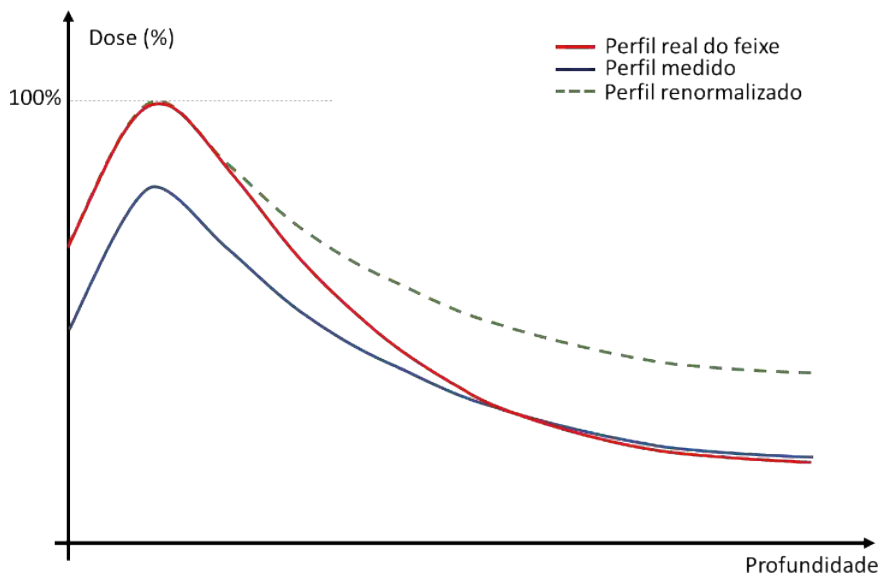


Figura 4 – Representação simplificada do perfil real do feixe, perfil medido por um detector não ideal e a curva normalizada deste detector.

Fonte: Autora.

## 6. FATOR *OUTPUT*

O fator *output*, pode ser apresentado em forma de tabela, usualmente como indicado para inserção nos Sistemas de Planejamento. Os dados da tabela são normalizados para o campo de referência, para aceleradores convencionais, um campo 10 cm x 10 cm. A configuração de aquisição desses dados é em SAD (distância fonte isocentro) onde o TRS-483 sugere a DFS de 90 cm e a profundidade de 10 cm.

### **Dicas:**

- As medições, por serem relativas, podem ser realizadas com qualquer número de unidades monitoras que o usuário preferir, sendo crucial que esse número seja mantido para todas as leituras realizadas, seja com campos grandes ou campos pequenos.
- Alguns eletrômetros permitem medições integradas no tempo, medições sem necessidade da interrupção do feixe, que pode reduzir o tempo total de trabalho.

Para os campos grandes, o fator *output* é definido apenas como a razão entre a leitura no campo desejado e a leitura no campo de referência. Para os campos pequenos o fator *output* precisa obrigatoriamente dos fatores de correção apresentados no capítulo 6 do TRS-483 (2017), assim como já apresentado por Alfonso (2008) e no Capítulo de campos pequenos.

## Exemplo 1: Como calcular o fator output

A explicação teórica pode parecer confusa e para evitar erros importantes, logo vamos exemplificar com um cálculo teórico do fator output para um campo de 1 cm por 1 cm em um acelerador linear convencional com um feixe de 6 MV, colimado com o MLC.

Considerando que foram cumpridos os requisitos descritos, foi usado um diodo sem blindagem modelo 60017 da PTW para as leituras dos campos pequenos e uma câmara de volume pequeno para a leitura de campos grandes (incluindo o campo de referência, 10 cm x 10 cm). O campo intermediário usado foi um campo 5 cm x 5 cm.

Durante o alinhamento do detector, foram medidos os perfis *in-plane* e *cross-plane* deste campo, obtendo 1,08 cm no perfil *in-plane* e 1,03 cm no perfil *cross-plane*. Depois da conferência do centro dos perfis, coincidindo com o centro do referencial de coordenadas com o fantoma, as cinco medições em nano Coulombs foram realizadas.

A partir da equação (8) do capítulo de campos pequenos, pode-se definir que equação do fator output pode ser escrita como:

$$\Omega_{Q_{1x1}, Q_{10x10}}^{1x1, 10x10} = \left[ \frac{M_{Q_{1x1}}^{f_{1x1}}}{M_{Q_{5x5}}^{f_{5x5}}} \cdot k_{Q_{1x1}, Q_{5x5}}^{f_{1x1}, f_{5x5}} \right]_{\text{diodo}} \cdot \left[ \frac{M_{Q_{5x5}}^{f_{5x5}}}{M_{Q_{10x10}}^{f_{10x10}}} \cdot k_{Q_{5x5}, Q_{10x10}}^{f_{5x5}, f_{10x10}} \right]_{IC} \quad (1)$$

Vamos considerar que o campo de 5 cm<sup>2</sup> não configura como campo pequeno para a câmara de volume pequeno, isto é, não corresponde a nenhuma das condições de campo pequeno na leitura do fator output com esse detector.

Podemos então concluir que o fator  $k_{Q_{5x5}, Q_{10x10}}^{f_{5x5}, f_{10x10}}$  deve ser 1. A equação então pode ser simplificada para:

$$\Omega_{Q_{1x1}, Q_{10x10}}^{1x1, 10x10} = \left[ \frac{M_{Q_{1x1}}^{f_{1x1}}}{M_{Q_{5x5}}^{f_{5x5}}} \cdot k_{Q_{1x1}, Q_{5x5}}^{f_{1x1}, f_{5x5}} \right]_{\text{diodo}} \cdot \left[ \frac{M_{Q_{5x5}}^{f_{5x5}}}{M_{Q_{10x10}}^{f_{10x10}}} \right]_{IC} \quad (2)$$

O fator  $k_{Q_{1x1}, Q_{5x5}}^{f_{1x1}, f_{5x5}}$  referente ao diodo não blindado deve ser consultado no TRS-483(2017). Para um acelerador convencional, com o feixe de 6 MV, a Tabela 26 do mesmo documento contém os fatores de correção necessários de acordo com o campo quadrado equivalente. Por isso, precisamos calcular, de acordo com a equação (6) do capítulo de campos pequenos, o campo equivalente para definir o fator escolhido.

Retomando os valores obtidos de FWHM de 1,08 cm e 1,03 cm, o campo quadrado equivalente será 1,05 cm<sup>2</sup>. Interpolando a linha referente ao detector PTW 60017 na Tabela 26, podemos calcular que o fator  $k$  para o campo  $S_{clin}=1,05$  cm será 0,993.

Considerando as leituras médias  $M_{Q_{1 \times 1}}^{f_{1 \times 1}}$  e  $M_{Q_{5 \times 5}}^{f_{5 \times 5}}$  com o diodo foram 67,6 nC e 81,3 nC respectivamente e as leituras  $M_{Q_{5 \times 5}}^{f_{5 \times 5}}$  e  $M_{Q_{10 \times 10}}^{f_{10 \times 10}}$  na câmara foram 1,62 nC e 1,72 nC respectivamente, podemos calcular o fator output do campo 1 cm<sup>2</sup>, segundo o formalismo do protocolo como:

$$\Omega_{Q_{1 \times 1}, Q_{10 \times 10}}^{1 \times 1, 10 \times 10} = \left[ \frac{67,6}{81,3} \cdot 0,993 \right]_{\text{diodo}} \cdot \left[ \frac{1,62}{1,72} \right]_{IC} = 0,778 \quad (3)$$

Esses passos devem ser repetidos para todos os tamanhos de campo simétricos e assimétricos medidos. Obviamente, os fatores *output* podem ser interpolados para economizar tempo no processo de tomada de dados, mas para campos pequenos isso é desencorajado, já que a interpolação pode introduzir mais erros no processo. A Figura 5 mostra o esquema simplificado de passos para a construção da tabela de fatores output.

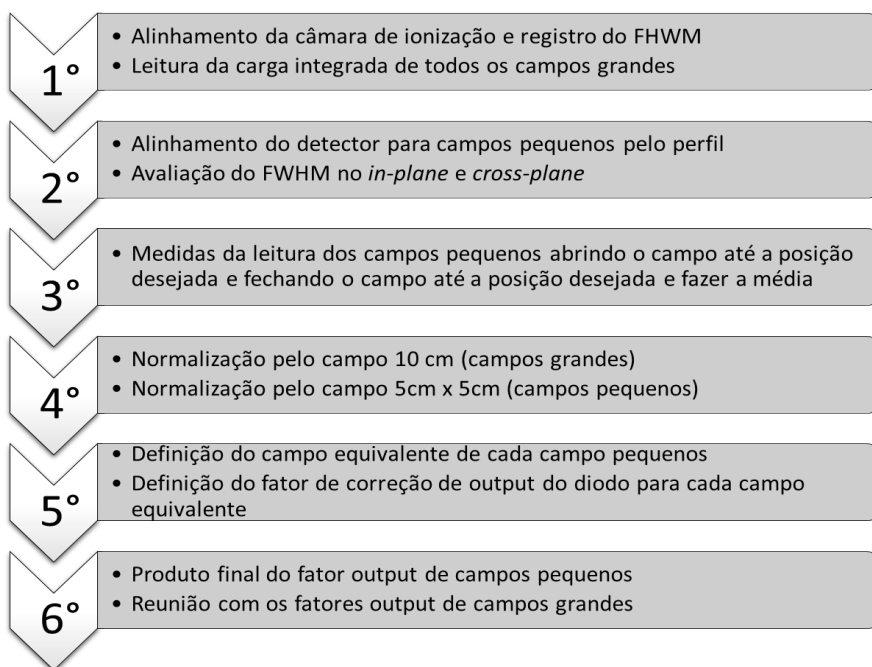


Figura 5 – Esquema de passos a serem executados para a construção da tabela de fatores output com apenas um detector para campos pequenos.

Fonte: Autora.

Na Figura 8, é possível ver as medições de fatores output de campos quadrados com seis diodos diferentes associados a uma mesma câmara CC13.

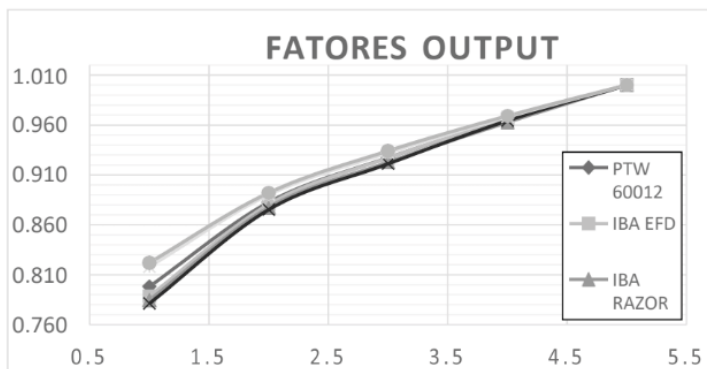


Figura 8 – Comparação gráfica entre fatores output de seis diodos diferentes

Fonte: Santos (2021).

Com esses dados fica claro que, mesmo utilizando a mesma configuração de medição, no mesmo fantoma e com os mesmos operadores, pode haver diferenças entre os fatores obtidos. Isso ocorre devido à razão do *stopping power* entre as doses de campo grande e campo pequeno onde se espera valores constantes, mas o trabalho de Sanchez-Doblado (2003) mostra que isso não se reproduz para campos pequenos, por isso a necessidade dos fatores de correção. Mas pode haver diferença entre o impacto desses fatores, levando a necessidade de mais trabalhos sobre o tema.

Apesar da sugestão mínima apresentada, existem muitas maneiras de construir a tabela de fatores output caso se tenha mais detectores para campos pequenos à sua disposição. Não há uma informação clara na literatura quanto a construção ideal da tabela de fatores output.

A Figura 9 apresenta uma solução local descrita por Neves (2017) mostrando que a proposta final foi de acordo com as respostas dos vários detectores disponíveis no serviço.

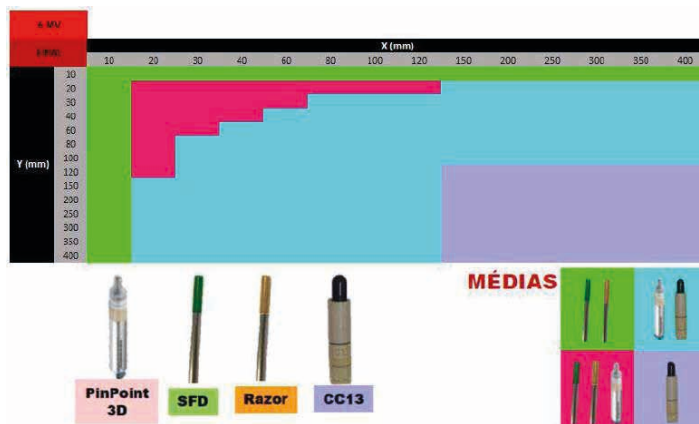


Figura 9 – Exemplo de elaboração de uma tabela de fatores output após a medição com os quatrodetectores apresentados na imagem utilizando o formalismo do TRS-483.

Legenda: Os detectores apresentados são: PinPoint 3D (PTW), diodo SFD (IBA), diodo Razor (IBA)e Câmara CC13 (IBA).

Fonte: Imagem cedida pelo físico Wellington F. Pimenta Neves Jr. (Neves, 2017)

#### (a) Validação dos dados

Após as medições, tratamento dos dados, alimentação do Sistema de Planejamento e verificação do sistema de planejamento, deve acontecer a validação dos dados coletados. Esse processo, quando denominado validação *end-to-end*, usualmente refere-se ao processo de comparação de medições de acordo com simulações executadas no sistema de planejamento com os dados coletados do feixe.

Para a validação do Sistema de Planejamento, existem três documentos principais comumente usados, que são: TECDOC n.1583(IAEA, 2008), o TG 53(AAPM, 1998) e o Booklet n.7 (ESTRO, 2004). Esses documentos definem, em graus de complexidade de material e de planejamento, as tolerâncias para as discrepâncias entre as medições de dose calculada pelo sistema de planejamento e medições em igual configuração.

Para campos pequenos, existem alguns fantasmas no mercado tanto para validação de radiocirurgia quanto para validação de SBRT, com fantasmas que simulam algumas regiões principais do corpo humano comumente tratados. Mas também pode ser manufaturadas soluções in loco, contanto que estas permitam o uso dos detectores de forma reprodutível quanto ao posicionamento e que não geram artefatos na imagem de tomografia e/ou ressonância no momento de simulação virtual.

Quanto ao avanço de complexidade dos planos de tratamento, nada difere do convencional já executado para campos grandes. Entretanto, com campos pequenos deve-se ter uma atenção redobrada com a escolha do detector frente ao tamanho de campo para que a medição não seja subdimensionada, diante do efeito volume.

## Exemplo 2: Validação “end-to-end “ do Comissionamento do Sistema de Planejamento e escolha dos detectores

Um exemplo de problemas que podem acontecer durante a validação com campos pequenos em um plano de radiocirurgia para validação foi mostrado por Santos (2021). Ao realizar a medição em um fantoma de placas de águas sólidas e uma câmara Farmer em um campo de 3 cm por 3 cm, foi adotada a diferença percentual máxima de 1,5% para as medições em fantoma homogêneo.

Todos os campos maiores que 3 cm tiveram diferença percentual entre o TPS e a medição menores que 1,0%, entretanto no campo em questão foi medido 155,53 cGy de dose absorvida enquanto o sistema de planejamento calculou 157,90 cGy de dose média no volume interno do detector.

Considerando a diferença percentual com a seguinte equação:

$$\text{Diferença}(\%) = \frac{(\text{Dose}_{\text{TPS}} - \text{Dose}_{\text{med}}) \cdot 100}{\text{Dose}_{\text{med}}} \quad (4)$$

A diferença percentual encontrada é 1,52%, acima da tolerância definida. Para investigar as condições da irradiação deste campo, lembrando das condições de campos pequenos a partir do alcance de partículas carregadas, considera-se que: o  $TPR_{20,10}(10) = 0,660$  para o feixe, logo o alcance eletrônico lateral será  $r_{LCPE} = 1,14$  cm.

Lembrando que o tamanho de campo mínimo para este detector deve ser  $FHWM \geq 2r_{LCPE} + d$  e a câmara Farmer tem 0,61 cm de diâmetro e 2,30 cm de comprimento, o FHWM calculado é 2,89 cm e 4,58 cm, respectivamente. Sendo o campo usado (3,0 cm) menor do que o campo mínimo (4,58 cm) para este detector, nesta qualidade, fica inapropriado considerar este campo no conjunto de dados de validação (Figura 10).

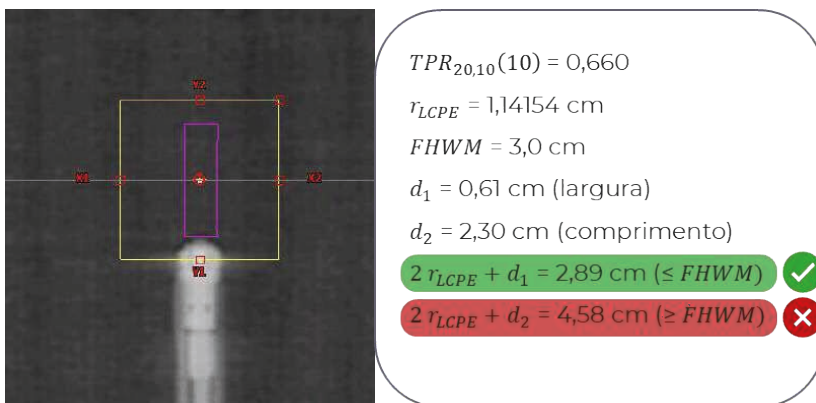


Figura 10 – Caso teste para validação de uma medição com câmara tipo Farmer.

Fonte: Santos (2021).

Logo, o único elemento limitador da validação quanto à escolha do detector (ou oportunidade que o operador disponha) é respeitar a condição de tamanho mínimo de campo para o detector, como descrito no exemplo acima.

No caso da disponibilidade apenas de dimensões não ideais para campos pequenos, é interessante considerar o filme radiocrômicos para fazer uma análise 2D com o índice gama. Novamente, recai nas mesmas questões discutidas quanto às vantagens e desvantagens de uso de cada detector, mas o filme segue sendo um importante aliado da rotina do físico quando a dificuldade é a resolução espacial. A física de campos pequenos pode ser complexa, portanto, revisar a literatura e conferir os dados nunca é um excesso.

***Dica:***

- As legendas “msr” e “ref” nunca devem ser confundidos em máquinas que
- Não são capazes de gerar um campo 10 cm por 10 cm.
- Antes da escolha do fator k de correção da leitura do detector usado nos campos pequenos, deve-se conferir a qualidade do feixe utilizada.
- Deve-se ter atenção redobrada com o impacto das perturbações nos detectores para a medição dos fatores output, mesmo em medições relativas. Logo o usuário deve conhecer a caracterização do detector.
- O ideal é sempre ter diferentes detectores para medir os campos pequenos e comparar estas medições, se possível, também confrontar com a literatura mais recente.
- Na validação do TPS, sempre deve-se observar se o detector usado não está em condições de campo pequeno, que pode ser uma fonte relevante de erros.

## **7. KEY POINTS**

1. O tamanho do detector versus tamanho do campo
2. Definição de testes de aceite, comissionamento e validação
3. Definição de campos grandes e pequenos
4. Relação sinal ruído com o volume sensível do detector
5. Volume do detector ideal para as medições de campos pequenos
6. Tipo de detector recomendado para campos pequenos
7. Papel do segundo detector nas medições e quando usar uma câmara de transmissão
8. Resolução versus sensibilidade dos detectores
9. Efeito da oclusão da fonte, tamanho do detector e relação com a perda de equilíbrio eletrônico lateral.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Departamento de Física Médica do Hospital Sírio Libanês, em especial ao Wellington Pimenta, pela concessão de uso da imagem de construção de tabela de fator output.

## REFERÊNCIAS

ALFONSO, R., ANDREO, P., CAPOTE, R., *et al.* "A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields", *Medical Physics*, v. 35, n. 11, p. 5179–5186, 28 out. 2008.

CALCINA, C. S. G., DE OLIVEIRA, L. N., de ALMEIDA, C. E., *et al.* "Dosimetric parameters for small field sizes using Fricke xylene gel, thermoluminescent and film dosimeters, and an ionization chamber", *Physics in Medicine and Biology*, v. 52, n. 5, p. 1431–1439, 2007.

CHEN, F. A., CALCINA, C. S. G., DE ALMEIDA, A., *et al.* Relative output factor and beam profile measurements of small radiation fields with an L-alanine/K-Band EPR minidosimeter. *Medical Physics*. [S.l.: s.n.], 2007

CHEN, F., GUZMÁN CALCINA, C. S., DE ALMEIDA, A., *et al.* "Small radiation field dosimetry with 2-methylalanine miniature dosimeters at K-band electron paramagnetic resonance", *Radiation Measurements*, v. 42, n. 6–7, p. 1213–1216, 2007.

DAS, I. J., CHENG, C. W., WATTS, R. J., *et al.* "Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM", *Medical Physics*, v. 35, n. 9, p. 4186–4215, 2008.

DE OLIVEIRA, L. N., CALCINA, C. S. G., PARADA, M. A., *et al.* "Ferrous Xylene Gel measurements for 6 and 10 MV photons in small field sizes", *Brazilian Journal of Physics*, v. 37, n. 3 B, p. 1141–1146, 2007.

DOUGLASS, M. J. J., KEAL, J. A. "DeepWL: Robust EPID based Winston-Lutz analysis using deep learning, synthetic image generation and optical path-tracing", *Physica Medica*, v. 89, n. August, p. 306–316, 2021.

DU, W., JOHNSON, J. L., JIANG, W., *et al.* "On the selection of gantry and collimator angles for isocenter localization using Winston-Lutz tests", *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 17, n. 1, p. 167–178, 2016.

FRAASS, B., DOPPKE, K., HUNT, M., *et al.* "American association of physicists in medicine radiation therapy committee task group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning", *Medical Physics*, v. 25, n. 10, p. 1773–1829, 1998.

HAO, Y., SCHMIDT, M. C., WU, Y., *et al.* Portal dosimetry scripting application programming interface (PDSAPI) for Winston-Lutz test employing ceramic balls. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. v. 21, n. 11, 2020

IAEA. TRS#398. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: based on Standards of Absorbed Dose to Water. Vienna, [s.n.], 2000. Disponível em: [http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/documents/CoP\\_V12\\_2006-06-05.pdf](http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/documents/CoP_V12_2006-06-05.pdf).

IAEA. TRS# 483,=. Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy: an IAEA-AAPM International Code of Practice for reference and relative dose determination.Vienna, 2017.Disponível em: <https://www.iaea.org/publications/11075/dosimetry-of-small-static-fields-used-in-external-beam-radiotherapy>.

IAEA TRS#583. Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: testing for Typical external Beam Treatment Techniques. Coordinated Research Project on Development of Procedures for Quality Assurance of Dosimetry Calculations in Radiotherapy. Viena, Austria, [s.n.],2008.

INTERNATIONAL COMISSION OF RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. "Report 91: Prescribing, Recording, and Reporting of Stereotactic Treatments with Small Photon Beams", Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements, v. 14, n. 2, p. 1–161, 2014.

KIM, J., SHIN, D. O., CHOI, S. H., *et al.* "Guideline on Acceptance Test and Commissioning of High-Precision External Radiation Therapy Equipment", Progress in Medical Physics, v. 29, n. 4, p.123, 2018.

LEKSELL, L. "Stereotactic radiosurgery.", Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry, v. 46,n. 9, p. 797–803, 1 set. 1983.

LI, S., RASHID, A., HE, S., *et al.* "A new approach in dose measurement and error analysis for narrow photon beams (beamlets) shaped by different multileaf collimators using a small detector",Medical Physics, v. 31, n. 7, p. 2020–2032, 2004.

LOW, D. A., MORAN, J. M., DEMPSEY, J. F., *et al.* "Dosimetry tools and techniques for IMRT",Medical Physics, v. 38, n. 3, p. 1313–1338, 16 fev. 2011.

LUTZ, W., WINSTON, K. R., MALEKI, N. "A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator", International Journal of Radiation Oncology\*Biolog\*Physics, v. 14, n. 2, p. 373–381,fev. 1988.

NEVES, W. F. P. "Comissionamento e Modelagem de TPS para IMRT". 2017. Programa Nacionalde Formação em Radioterapia – Curso de Atualização para Físicos Médicos. Rio de Janeiro, Brasil, Fundação do Câncer, 2017. p. 85.

PAPPAS, E., MARIS, T. G., PAPADAKIS, A., *et al.* "Experimental determination of the effect of detector size on profile measurements in narrow photon beams", Medical Physics, v. 33, n. 10, p.3700–3710, 2006.

SÁNCHEZ-DOBLADO, F., ANDREO, P., CAPOTE, R., *et al.* "Ionization chamber dosimetry ofsmall photon fields: A Monte Carlo study on stopping-power ratios for radiosurgery and IMRT beams", Physics in Medicine and Biology, v. 48, n. 14, p. 2081–2099, 2003.

SANTOS, M. R. Comissionamento e Validação do feixe de alta taxa de dose no acelerador Trilogy no Serviço de Radioterapia do INCA para tratamentos hipofracionados com correção de heterogeneidade. 2021. 106 f. Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 2021.

SCHELL, M. C., BOVA, F. J., LARSON, D. a, *et al.* Stereotactic Radiosurgery. . [S.l: s.n.], 1995.

## TESTES 'END-TO-END' PARA IMRT E VMAT

**Daniel Venencia****1. INTRODUCCIÓN**

En la última década, IMRT/VMAT se ha convertido en un estándar de tratamiento. La posibilidad de generar distribuciones de dosis cóncavas, disminuir la dosis en los OARs circundantes, la reducción de los tiempos de tratamiento, sistemas de colimación multiláminas como estándar en todos los nuevos aceleradores lineales y la simplificación de los controles de calidad paciente específico son algunos de los motivos por los cuales IMRT/VMAT se ha convertido en la modalidad de tratamiento predominante en la mayoría de los servicios de Radioterapia. Las ventajas clínicas de IMRT/VMAT son tan evidentes en los beneficios a los pacientes que reciben tratamientos radiantes que la justificación de su uso es inobjetable. Sin embargo, este uso generalizado de IMRT/VMAT podría estar acompañado de un aumento significativo del riesgo por la utilización de estas técnicas de tratamiento. La falta de equipamiento específico, mayor exigencia a las máquinas de tratamiento, ausencia de personal entrenado, no existencia de auditorías externas específicas y desconocimiento

de esta compleja modalidad de tratamiento son algunos de los motivos que deben generar preocupación. De allí que como Físicos Médicos debemos focalizarnos en intensificar todos aquellos procedimientos que permitan una aplicación segura.

**2. VERIFICACIÓN DE DOSIS CALCULADA - E2E TESTS**

Luego de que el modelo de cálculo ha sido generado es necesario realizar validaciones básicas de la dosis calculada por el TPS respecto a valores medidos. Es necesario para ello establecer las diferentes regiones de análisis, así como la complejidad del haz y/o plan para así establecer valores de tolerancias y metodologías de comparación basados en diferencias de dosis y/o distancia a coincidencia (DTA) Venselaar et al., (2001), Figura 1.

Dado que los haces de IMRT o VMAT contienen pequeños segmentos con separaciones mínimas entre láminas opuestas, la dosimetría de campos pequeños con el sistema MLC debe ser especialmente verificada.

El proceso de comisionamiento de IMRT es muy complejo. Este incluye la determinación y evaluación de un gran

número de parámetros físicos, algunos dependientes de la modalidad de tratamiento: Step&Shoot (S&S), dinámico (dMLC) oVMAT

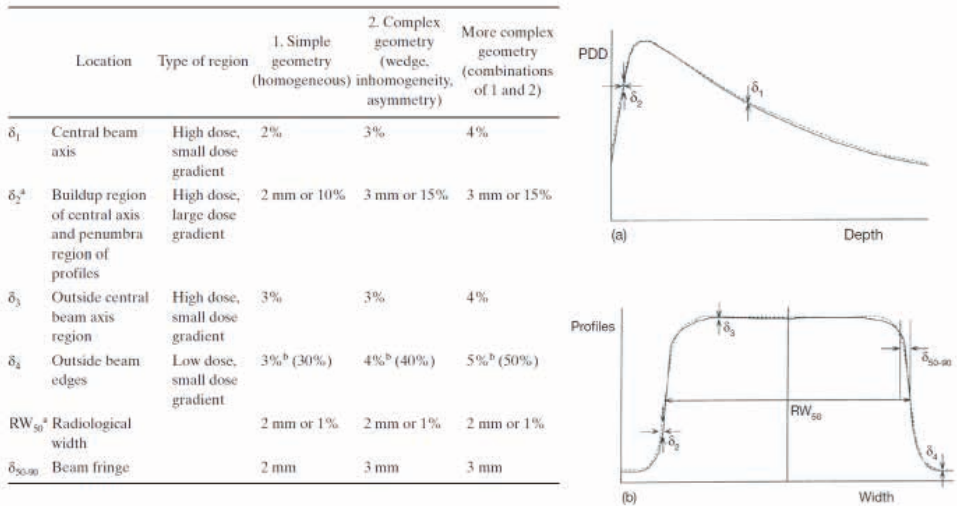


Figura 1 – Método de evaluación y tolerancias en haces de fotones.

Fuente: Venselaar et al., (2001).

Errores en la entrega del haz o falta de calidad en los datos dosimétricos pueden degradar el resultado final del haz de tratamiento, de allí que es necesario establecer controles globales antes de incluir una nueva variable como es la información anatómica del paciente. Recomendaciones de criterio de evaluación para distribuciones de dosis compuestas de IMRT, puede verse en la Tabla 1.

| MEASUREMENT METHOD       | REGION                                  | TOLERANCE  |
|--------------------------|---|--|
| Ion Chamber              | Low-gradient targetregion<br>OAR region | 2% of prescribed dose 3% of<br>prescribed dose   |
| Plannar/Volumetric Array | All regions                             | 2% 2mm <sup>2</sup> , no pass rate tolerance<br>butareas that do not pass need to be<br>investigated |
| End-to-End               | Low-gradient targetregion               | 5% of prescribed dose  |

Tabela 1 – Dimensões, em mm, da ampola utilizada pelo NIST edo frasco 10R Schott utilizado pelo LNMRI.

<sup>2</sup>Application of a 2%2mm gamma criterion can result in the Discovery of easily correctable problems with IMRT commissioning that may be hidden in the higher (and ubiquitous) 3%3 mm passing rates.<sup>(39)</sup>

Fonte: Smilowitz et al. (2015).

La verificación en IMRT / VMAT debe ser realizada en campos individuales y planes compuestos. Cabe destacar que muchas veces es necesario un ajuste fino de parámetros dosimétricos específicos que afectan especialmente a haces de intensidad modulada (transmisión MLC, dosimetric leaf gap, número de segmentos, etc.). Estos ajustes pueden ser necesarios para mejorar los resultados de predicción del modelo de cálculo de dosis (IAEA, 2008). La verificación de haces de IMRT/VMAT debe incluir verificaciones con diferentes grados de complejidad que incluyan el MLC como sistema de delimitación del haz.

Es importante considerar que las diferencias entre mediciones y cálculo pueden ser causada por la incertidumbre en las mediciones, limitaciones del cálculo de dosis del TPS y limitaciones en el mecanismo de entrega del haz.

Como último paso en el proceso de verificación E2E tenemos la utilización de maniquís antropomorfos, la cual ha sido ampliamente estudiada. Las evaluaciones y resultados del uso de maniquís antropomorfos son una guía para otros nuevos usuarios.

Las verificaciones iniciales deberían incluir la comparación de dosis puntual calculada versus dosis medición con cámara de ionización en un medio homogéneo, Figura 2.

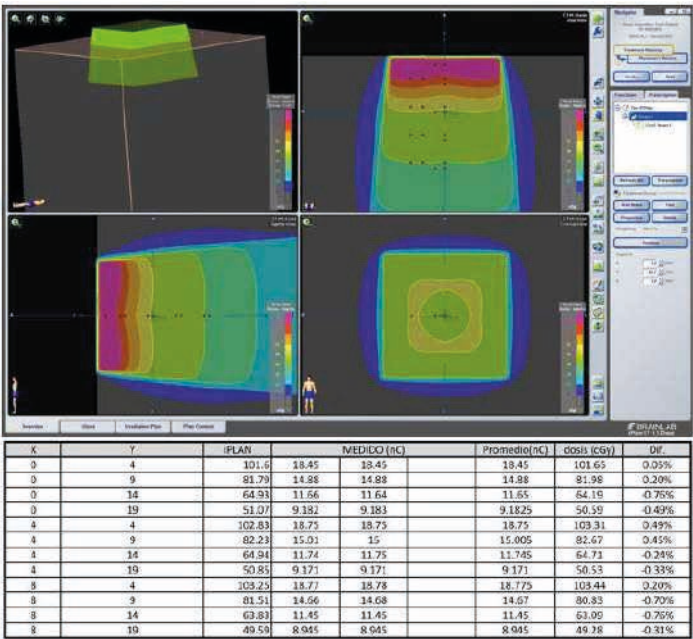


Figura 2 – Ejemplo de verificación de dosis puntual en CAX y off axis en maniquí homogéneo paracampos no modulados.

Fuente: Venencia (2010).

La dosis calculada debe corresponder a la dosis media en un volumen que represente el de la cámara de ionización y se debe utilizar una planilla de cálculo para la determinación de las variaciones. En el caso de campos abiertos la dosis debe verificarse en tamaños de campo utilizados en la generación del modelo de cálculo de dosis y otros tamaños no incluidos. Las mediciones deben ser realizadas sobre el eje central y off axis.

En particular, debemos verificar PDD y rendimiento de campos pequeños (menores a  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ). El TRS-1583, IAEA, (2008) provee una guía y ocho tests para la verificación de TPS en campos no modulados, utilizando un maniquí específico de tórax (Maniquí CIRS Modelo 002LFC).

Cada uno de estos Tests está acompañado con una Tabla para registrar variación de dosis puntuales basado en criterios Test específico de coincidencia, Figura 3.

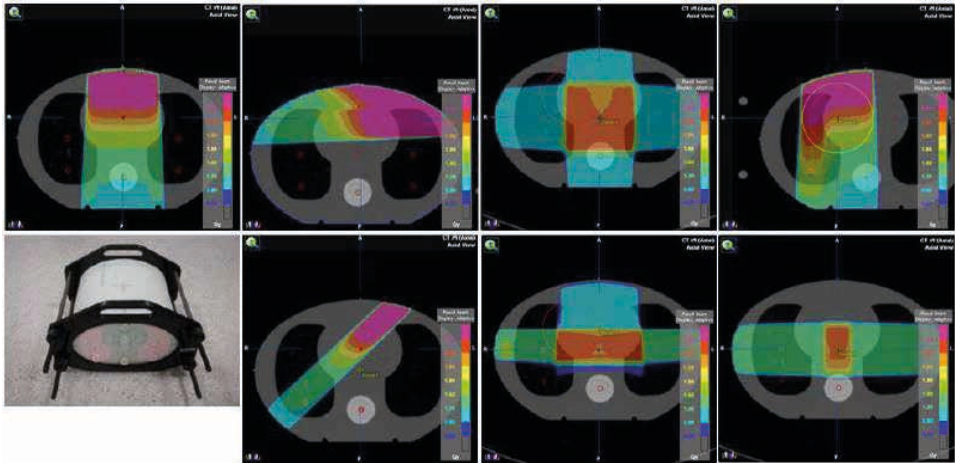


Figura 3 – Tests recomendados pelo TRS-1583 IAEA.

Fuente: TRS#430.

La utilización de patrones estándares de IMRT en modalidad de entrega de dosis en ángulos fijos de gantry es una modalidad de verificación del proceso de comisionamiento y los mismos puede ser una referencia para controles futuros del sistema completo. La generación de patrones estándares pueden ser realizada a partir de suma de segmentos en S&S o editando los archivos ASCII de la fluencia óptima con un editor de texto y asignando valores de intensidad a cada beamlet del haz (“cell index value”) en el caso de dMLC. Ezzell et al. (2003) propusieron la utilización de un patrón tipo “SILLA”, Figura 4.

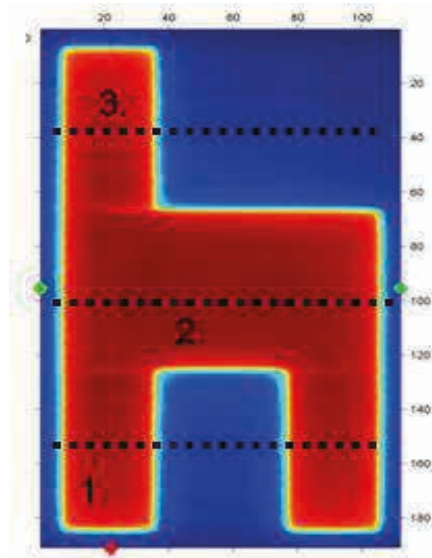


Figura 4 – Patrón SILLA y regiones de análisis.

Fuente: Venencia and Besa (2004).

El análisis de esta forma estándar incluye 3 regiones principales con características particulares. La parte inferior (Figura 4-1) nos indica el ajuste del TPS en la región de la penumbra y manejo de transmisión de láminas, así como mínima separación entre laminas; la parte central (Figura 4-2) nos indica el ajuste del TPS de la penumbra superior (Figura 4-3) nos indica la forma en la que el TPS ajusta la transmisión entre laminas, así como ajuste de penumbra. Otros patrones han sido propuestos en la literatura en particular los propuestos por el autor Venencia and Besa. (2004), correspondientes a campo abierto, pozo, cuña, pirámide y cuña, Figura 5 y Figura 6.

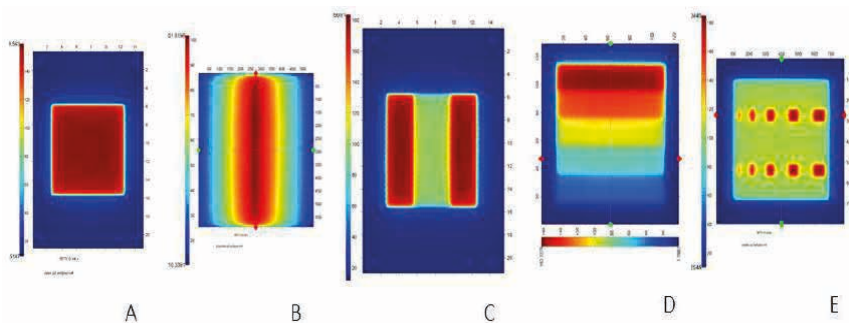


Figura 5 – Patrones estándares IMRT dMLC A. Campo uniforme, B. Pirámide, C. Pozo, D. Cuña y E. Picos.

Fuente: Venencia and Besa (2004).

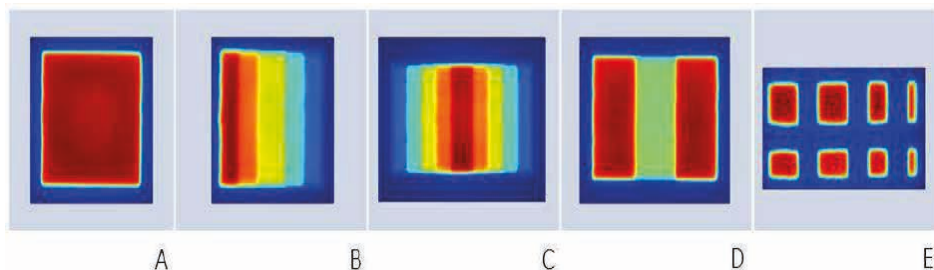


Figura 6 – Patrones estándares IMRT S&S A. Campo uniforme, B. Cuña, C. Pirámide, D. Pozo y E. Picos.

Fuente: Autor.

Los archivos de fluencia óptima correspondientes a estos patrones estándar se pueden solicitar al autor.

El TG-119 de la AAPM Ezzell et al., (2009) desarrolló un conjunto de Tests sitio específicos comunes a tratamientos clínicos. Estos Tests son un conjunto de problemas de optimización que requieren patrones de modulación simple y complejos. Estos Tests representan un chequeo completo del sistema con diferentes niveles de complejidad. Sin embargo, los Tests del TG-119 no permiten distinguir entre las fuentes de errores. En este trabajo 10 Centros de USA planificaron y entregaron 5 planes utilizando su TPS y equipo de tratamiento, basados en guías de restricciones dosis/volumen para cada Test. Los dos primeros Tests corresponden a cálculos simples AP-PA abiertos y el otro con 5 bandas con niveles variables de dosis. Los 3 restantes corresponden a sitios clínicos de próstata, cabeza y cuello (Figura 7a y 7b) y forma C-Shape (Figura 8). Este último con dos grados de complejidad.

TABLE III. Treatment plan statistics for mock prostate.

| Planning parameter | Plan goal (cGy) | Mean (cGy) | Standard deviation (cGy) | Coefficient of variation |
|--------------------|-----------------|------------|--------------------------|--------------------------|
| Prostate D95       | >7560           | 7566       | 21                       | 0.003                    |
| Prostate D5        | <8300           | 8143       | 156                      | 0.019                    |
| Rectum D30         | <7000           | 6536       | 297                      | 0.045                    |
| Rectum D10         | <7500           | 7303       | 150                      | 0.020                    |
| Bladder D30        | <7000           | 4394       | 878                      | 0.200                    |
| Bladder D10        | <7500           | 6269       | 815                      | 0.130                    |

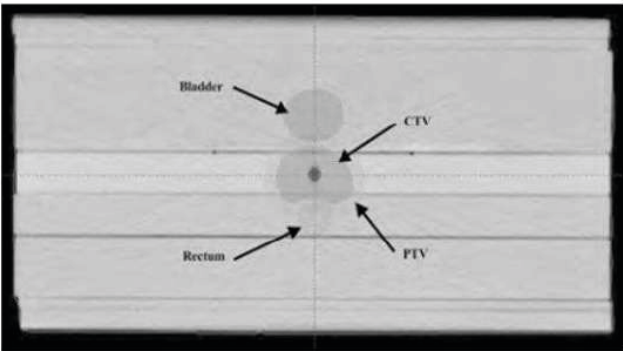


Figura 7a – Tests próstata, restricciones dosis volumen en PTV y OARs.

Fuente: Ezzell et al., (2009).

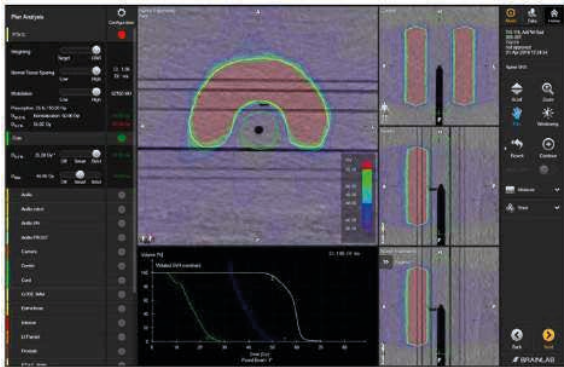


TABLE V. Treatment plan statistics for CShape (easier).

| Planning parameter | Plan goal (cGy) | Mean (cGy) | Standard deviation (cGy) | Coefficient of variation |
|--------------------|-----------------|------------|--------------------------|--------------------------|
| PTV D95            | 5000            | 5010       | 17                       | 0.003                    |
| PTV D10            | <5500           | 5440       | 52                       | 0.010                    |
| Core D10           | <2500           | 2200       | 314                      | 0.141                    |

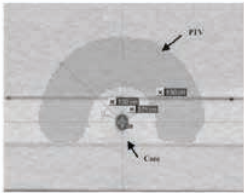


Figura 7b – Tests cabeza y cuello, restricciones dosis volumen en PTV y OARs.

Fuente: Ezzell et al., (2009).

TABLE IV. Treatment plan statistics for mock head and neck.

| Planning parameter | Plan goal (cGy) | Mean (cGy) | Standard deviation (cGy) | Coefficient of variation |
|--------------------|-----------------|------------|--------------------------|--------------------------|
| PTV D90            | 5000            | 5028       | 58                       | 0.013                    |
| PTV D99            | >4650           | 4704       | 52                       | 0.011                    |
| PTV D20            | <5500           | 5299       | 93                       | 0.018                    |
| Cord maximum       | <4000           | 3741       | 250                      | 0.067                    |
| Parotid D50        | <2000           | 1798       | 184                      | 0.102                    |

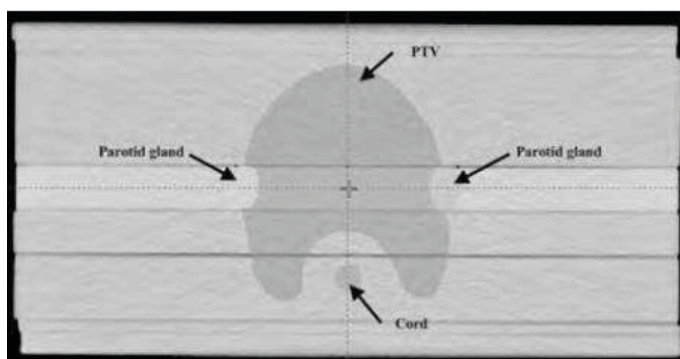


Figura 8 – Test C-Shape TG-119, restricciones dosis volumen en PTV y OAR (core).

Fuente: Ezzell et al., (2009).

La información DICOM de este Tests pueden ser obtenidos del sitio WEB <http://www.aapm.org/pubs/tg119>. En este trabajo se reportan comparaciones de dosis puntuales, mediciones en zonas de alta y baja dosis, así como análisis gamma de distribuciones de dosis mediciones con diferentes sistemas de control de calidad.

La utilización de maniqués antropomorfos como verificación E2E ha sido ampliamente reportada en la literatura, Loughery et al., (2019). El IROC (Imaging and Radiation Oncology Core, MD Anderson) ofrece una amplia variedad de maniqués antropomorfos como servicio de auditoria externa. Entre ellos el maniqué de cabeza y cuello (H&N), Molineu et al., (2005) fue diseñado para evaluar planificación y entrega de tratamientos con IMRT/VMAT, Figura 9.

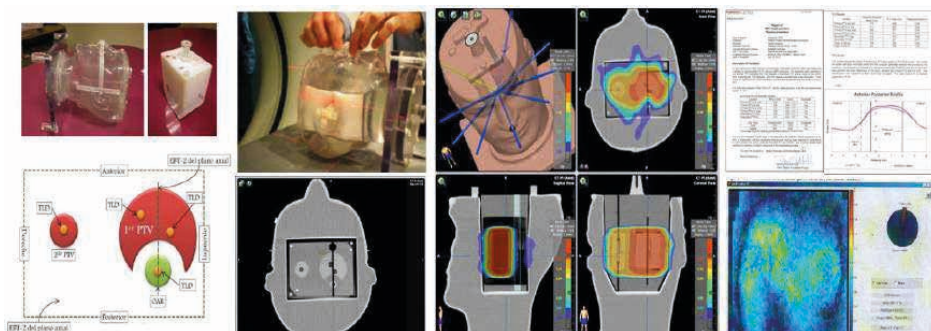


Figura 9 – Maniquí cabeza y cuello del IROC para verificación de planificación y entrega de tratamientos de cabeza y cuello con IMRT/VMAT.

Fuente: Autor.

El maniquí está construido en plástico y materiales equivalentes al agua. Contiene en su interior filmes radiocrómicos perpendiculares y dosímetros termo luminiscentes (TLDs) distribuidos para medir distribuciones de dosis absoluta. El maniquí contiene dos blancos y estructura crítica y debe ser inmovilizado y escaneado siguiendo el protocolo de tratamiento de cabeza y cuello de la Institución. La planificación del tratamiento debe ser realizada siguiendo una prescripción de dosis pre establecida y el maniquí debe ser irradiado de acuerdo al protocolo de la Institución. El maniquí H&N viene acompañado de otro maniquí para irradiación de TLD en condiciones de referencia y dosis establecida. Una vez irradiado el maniquí es enviado al IROC junto a una descripción del tratamiento realizado y las matrices de distribución de dosis calculada para su análisis. Este maniquí H&N es geométrico y no incorpora anatomía exacta de pacientes. El IAEA ha realizado múltiples esfuerzos tendientes a implementar auditorías remotas de técnicas de IMRT/VMAT para verificar la cadena completa de imágenes, planificación y entrega de estos tratamientos Wesolowska et al., (2019).

La utilización de un maniquí sólido cuadrado con inserto de agua sólida para PTV y OAR conteniendo films radiocrómico y 4 TLDs fue propuesta y los resultados de 16 hospitales en este estudio piloto los resultados fueron publicados, concluyendo que su implementación era adecuada y capaz de detectar entregas de IMRT/VMAT subóptimas.

Posteriormente el IAEA desarrolló y testeó un control dosimétrico E2E como una metodología de auditoría en IMRT/VMAT utilizando un maniquí antropomorfo de cabeza y cuello con características anatómicas reales y heterogeneidades. Kazantsev et al., (2020). La auditoría utiliza un maniquí antropomorfo disponible comercialmente, capaz de contener cámaras de ionización en diferentes posiciones de los PTV y OARs y la posibilidad de utilizar un film radiocrómico en un plano coronal.

Para participar en esta auditoría, el usuario debe cumplir una auditoría pre visita. El

maniquí posee además insertos de diferentes densidades para verificar la curva de conversión de números de Hounsfield versus densidad electrónica del TAC. Junto con al maniquí se entregan un conjunto de estructuras DICOM, en archivo digital, correspondientes a 3 PTVs con diferentes niveles de dosis y OARs que pueden ser transferidas al TAC del maniquí.

Los volúmenes de cabeza y cuello y los OARs deben respetar límites de dosis siguiendo los lineamientos del RTOG 00-22 Eisbruch et al., (2010). El conjunto de estructuras DICOM, posee además información de las diferentes posibles posiciones de la cámara de ionización, Figura 10.

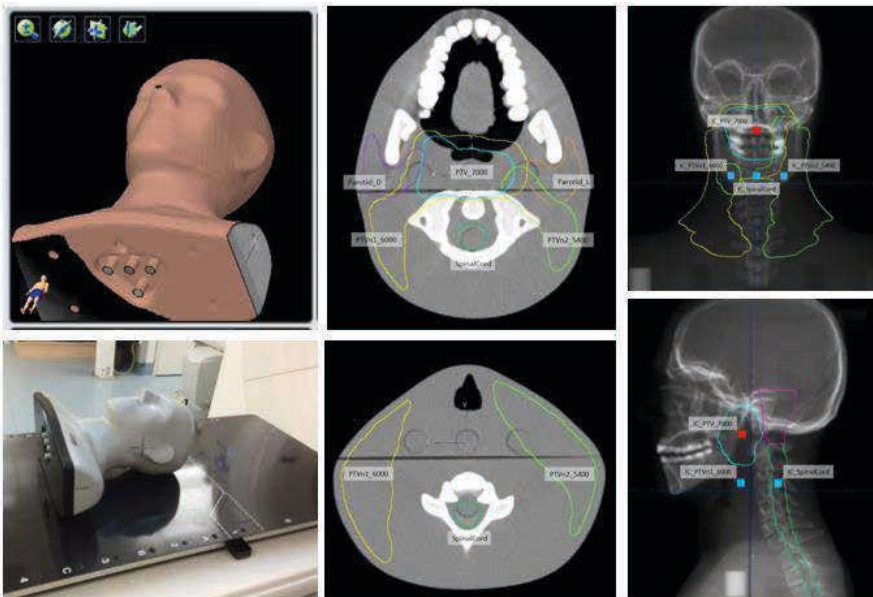


Figura 10 – Maniquí cabeza y cuello SHANE con algunas de las estructuras delineadas y posiciones de cámara de ionización.

Fuente: IAEA(2015).

Existen técnicas especiales de IMRT/VMAT que pueden requerir verificaciones especiales no incluidas en los Tests anteriores. Tal es el caso de la verificación de tratamiento de radiocirugía de múltiples metástasis cerebrales. Esta modalidad de tratamiento utiliza un único isocentro para el tratamiento de múltiples blancos a diferentes distancias del mismo. Parámetros relacionados al off axis así como el impacto de la distancia al isocentro y/o rotaciones requieren de métodos específicos de control de calidad relacionados a verificaciones con dosimetría 3D.

### 3. HINTS

Los controles E2E deben tener un carácter progresivo en complejidad. Los controles E2E no tienen por objetivo controlar y establecer las limitaciones del TPS. No es recomendable realizar una verificación E2E sobre datos anatómicos de pacientes ya que es tan grande el número de variables involucradas que se hace muy difícil determinar el origen de variaciones obtenidas. Los controles de la máquina de tratamiento o controles de calidad paciente específico no pueden suplantar Test E2E

De allí entonces la propuesta de controles dosimétricos E2E podrían estar establecidos por:

- Verificación de PDD y rendimiento de campos cuadrados y rectangulares, con especial atención a campos pequeños ( $2 \times 2 \text{ cm}^2$  o menor)
- Verificación de Tests IAEA TRS-1583
- Verificación de dosis puntual y distribución en formas estándares IMRT
- Test TG-119. Verificación dosis puntual y distribución de dosis
- Próstata
- Cabeza y Cuello
- C-Shape simple y compleja
- Auditoría externa con maniquí antropomórficos
- IROC (Imaging and Radiation Oncology Core, MD Anderson USA) Head and Neck Test.
- IAEA Shane
- Verificación de técnicas especiales

Todo Departamento de Física Medica debe ajustar sus controles E2E a las posibilidades de cada lugar. Sin embargo, limitaciones logísticas o económicas no pueden justificar la no realización de controles E2E.

#### *(a) Métodos de comparación de dosis calculada versus medição*

La comparación entre dosis medição y calculada debe considerar en primera medição la dimensionalidad de la comparación. En comparaciones puntuales (1D) es importante considerar que una medición representa una señal promedio en un volumen de allí que la dosis calculada debería ser el promedio en el volumen de agua que representa el detector. La resolución del cálculo de dosis debe ser menor al volumen del detector donde se evaluará el valor medio. Este tipo de comparación debe ser realizada en regiones de bajo gradiente y está directamente relacionado con el detector utilizado. Las cámaras de ionización (CI) son el detector indicado para la medición de dosis; sin embargo, su tamaño puede no ser adecuado en algunos casos. Las CI grandes (ejemplo tipo Farmer 0,6cc) o similares tienen la ventaja de cortos tiempos de estabilización y alta colección de cargas, aunque baja resolución.

Las CI pequeñas (ejemplo PinPoint PTW 31014) poseen alta resolución, sin embargo, poseen largos tiempos de estabilización y baja colección de cargas. En un trabajo comparativo (Venencia et al., 2010) de medición de dosis absoluta en 50 planes IMRT con CI tipo Farmer y PinPoint se observó que los valores medios coincidían en un 0,5% con un aumento en la dispersión de los resultados con cámara PinPoint, Figura 11. Otro tema a considerar es la precisión de posicionamiento del detector; en especial cuando debemos realizar mediciones en pequeños volúmenes de alto gradiente, donde la posición del detector es crítica y muchas veces son necesarios métodos estereotáxicos de verificación, Figura 12.

$0.51 \pm 0.61\% [-1.54, 0.88]$  para cámara Farmer  
 $0.02 \pm 0.93\% [-1.25, 2.47]$  para cámara PinPoint

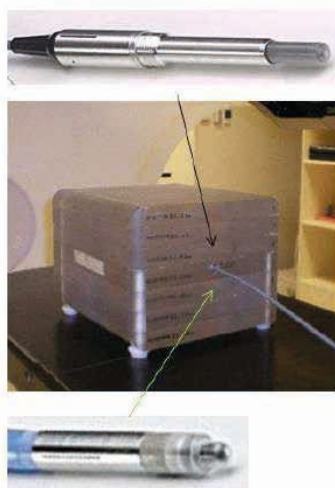
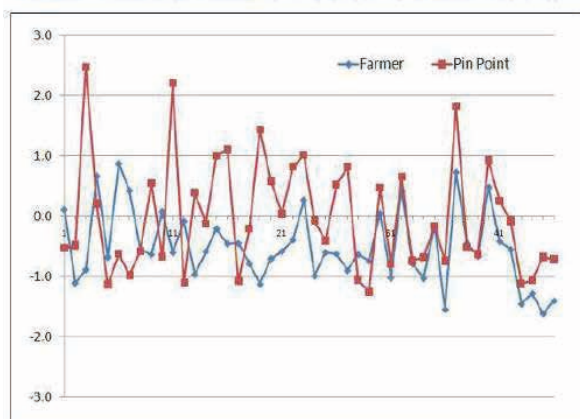


Figura 11 – Resultados de medición de dosis en plan compuesto de IMRT con cámara de ionización tipo Farmer y PinPoint.

Fuente: Venencia et al (2010).

La comparación entre distribuciones de dosis (2D) calculadas y mediciones requiere de considerar diversos aspectos relacionados con el método de medición, registro, resolución, normalización y metodología de comparación. Entre las metodologías de medición de una distribución de dosis 2D podemos mencionar los filmes (radiográfico o radiocrómico), detectores CR, arreglo 2D de detectores (CI o diodos), detectores electrónicos (dosimetría portal), detectores de transmisión, etc. Cada uno de estos sistemas de medición requiere consideraciones especiales de implementación y uso. En particular, la dosimetría fílmica es uno de los métodos más utilizados y en los últimos años, debido a la desaparición de las reveladoras, los films radiocrómicos han ocupado un rol predominante.

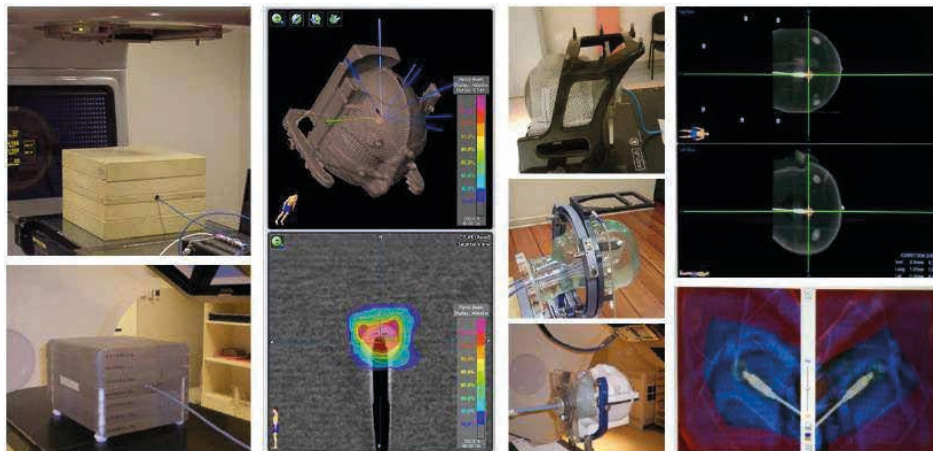


Figura 12 – Medición de dosis en planes de IMRT. Maniquí de agua sólida para planes con volúmenes grandes de regiones de alta dosis y bajo gradiente. Maniquí para verificación de dosis en planes compuestos de IMRT de volúmenes pequeños de alta dosis y bajo gradientes típicos en radiocirugía.

Fuente: Venencia et al (2010).

La ventaja de estos detectores 2D es que permiten insertarlos en materiales agua equivalente y adquirir mediciones sin necesidad de un proceso de revelado. Sin embargo, su utilización requiere de un adecuado manejo de su digitalización (Scanner) y asociación entre densidad óptica y dosis.

El registro de dos distribuciones de dosis implica identificar puntos idénticos en ambas imágenes que nos permitan superponerlas en un mismo sistema de coordenadas.

Los campos de IMRT (S&S y dMLC) suelen no tener bordes definidos que simplifiquen la elección manual de puntos comunes a ambas distribuciones y este error se ve incrementado generalmente porque el método de medición puede tener una resolución diferente al cálculo, Figura 13.

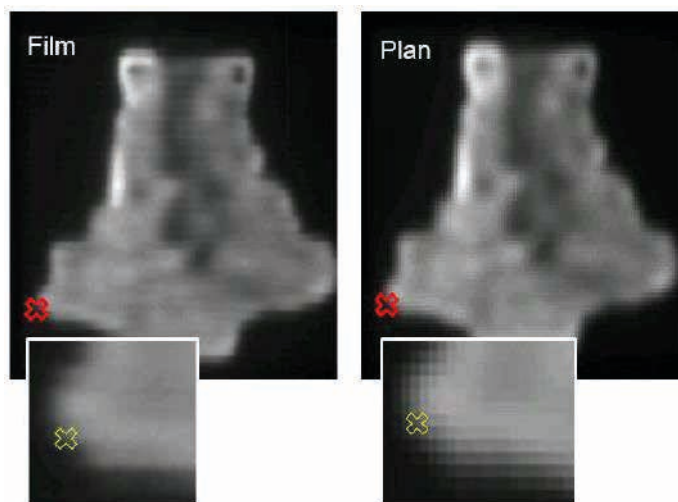


Figura 13 – Diferencias entre distribuciones de dosis medición (film) y calculada (TPS) y error en la posición de puntos de registro por falta de definición de bordes.

Fuente: Venenecia et al (2003).

Por otro lado, diferencias en la grilla de calculo de dosis generan distribuciones de pixeles variable que pueden impactar en la comparación, Figura 14.

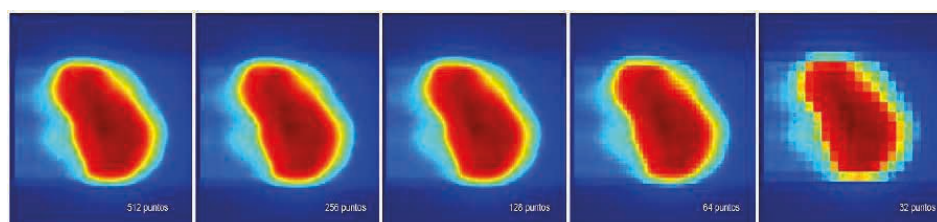


Figura 14 – Diferencias entre distribuciones de dosis calculadas con diferentes grillas de calculo.

Fuente: Vennencia et al (2003).

Fuera de la comparación visual existen otros métodos de registro que incluyen: utilización de plantillas, maniquís con referencias, conversión de coordenadas del sistema de planificación a coordenadas de píxel (fila y columna), fusión automática o referencias externas generadas por el MLC. La utilización de referencias externas a las fluencias de campos de IMRT tiene la ventaja de un registro mas exacto (independiente de bordes y diferencias de resolución). En el caso de campos individuales de IMRT utilizando la información de fluencia óptima pueden generarse puntos externos que serán parte del cálculo de dosis y de la irradiación del campo a verificar, Figura 15.

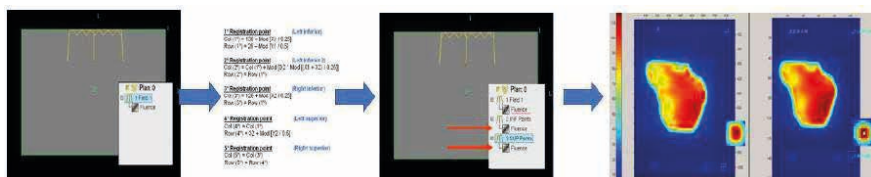


Figura 15 – Generación de puntos de registro mediante lectura de fluencia optima. Puntos de registro sobre distribución de campo de IMRT medição com film radiográfico y cálculo de dosis.

Fuente: Venencia et al (2003).

En el caso de un plan compuesto es posible generar puntos de registro a través de campos no coplanares, Figura 16.

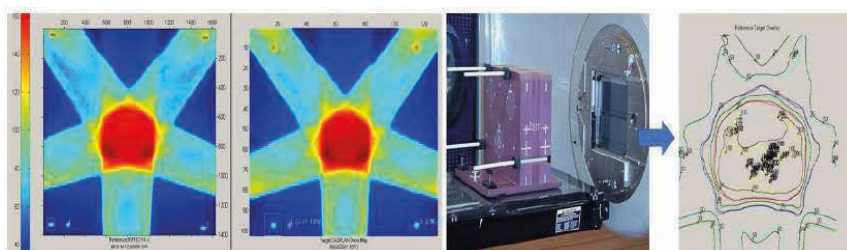


Figura 16 – Puntos de registro generados por el MLC para la comparación de distribución del plantotal. Superposiciones de distribuciones de dosis.

Fuente: Venencia et al (2003).

Una vez registrada ambas distribuciones debe elegirse un punto o pequeña región como normalización, generalmente correspondiente a una zona de alta dosis y bajo gradiente. Existen diversas formas de comparación entre dos distribuciones de dosis y antes de la realización de la misma debemos diferenciar entre regiones de alta dosis y bajo gradiente, Figura 17.

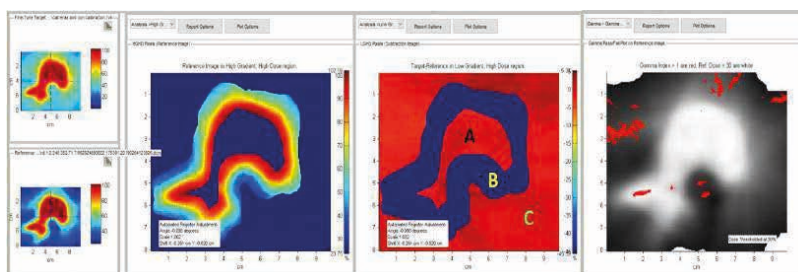


Figura 17 – Comparación entre distribución de dosis calculada y medição. A) Región de alta dosis y bajo gradiente, B) Región de alto gradiente y alta dosis) C) Región de baja dosis y bajo gradiente. Comparación a través de análisis gamma.

Fuente: Autor.

Regiones de alta dosis y alto gradiente y regiones de baja dosis y bajo gradiente. En regiones de alto gradiente y alta dosis (Figura 17-B) la diferencia de dosis es extremadamente sensible a falta de alineación espacial. Esta sensibilidad conduce a grandes diferencias de dosis que exceden las tolerancias, aún cuando la variación de la distancia es clínicamente irrelevante. En estas regiones la comparación es realizada a través de distancia mínima de coincidencia (DTA). Regiones de alta y baja dosis y bajo gradiente la comparación es priorizada por diferencias de dosis (Figura 17-A y 17-C). La combinación de ambos criterios de comparación es incluida dentro del análisis gamma (Low et al., 1998). Dentro de un análisis gamma es importante diferenciar entre gamma global y local. Gamma global es cuando el criterio de diferencia de dosis es respecto al valor máximo o dosis de prescripción, siendo la dosis de referencia de dosis la misma para todos los pares de puntos. Gamma local es cuando la diferencia de dosis para todos los pares de puntos es normalizada a la dosis planeada en el punto local. Este criterio es más estricto y es el que se elige como parte del proceso de comisionamiento.

La comparación entre distribuciones de dosis calculadas tridimensionales (3D) y mediciones pseudo tridimensionales (PSEUDO 3D) se obtienen a partir de la medición con arreglos de detectores 2D, en planos (Delta4, Octavius, etc.) o superficies (ArcCheck, etc.) y métodos matemáticos de reconstrucción volumétrica de la dosis. A partir de una distribución de dosis medición PSEUDO 3D es posible realizar comparaciones de variación de dosis, DTA, gamma 3D y comparación entre histogramas dosis volumen que pueden ser parte de Test E2E, Figura 18.

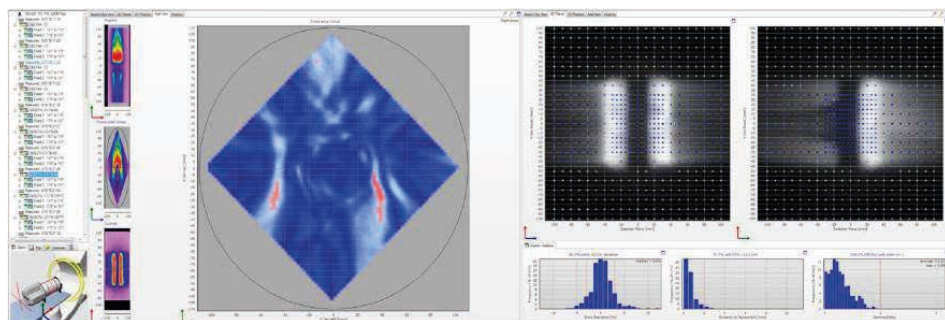


Figura 18 – Comparación entre distribución de dosis calculada 3D y medición PSUEDO 3D en Test E2E TG-119 plan C-Shape mediante sistema Delta4 (ScandiDos).

La reconstrucción volumétrica de la dosis se obtiene a partir de medición de dosis en dos planes 2D de diodos semiconductores.

Fuente: Venencia (2018).

La comparación entre distribuciones de dosis calculadas y mediciones tridimensionales (3D) requiere de métodos sofisticados de medición y comparación. Dada la complejidad este tipo de mediciones es por lo general utilizado en técnicas especiales, como radiocirugía.

La dosimetría con gel es generalmente la utilizada en la medición de dosis 3D y la misma requiere de una calibración del GEL a utilizar, así como de una resonancia magnética nuclear. La respuesta de GEL dosimétricos depende del tipo de material y requiere de procedimientos específico Vedelago et al., (2021). Algunos ejemplos son la aplicación de dosimetría de GEL en SBRT de vertebra, Figura 19 y radiocirugía de múltiples metástasis, Figura 20.

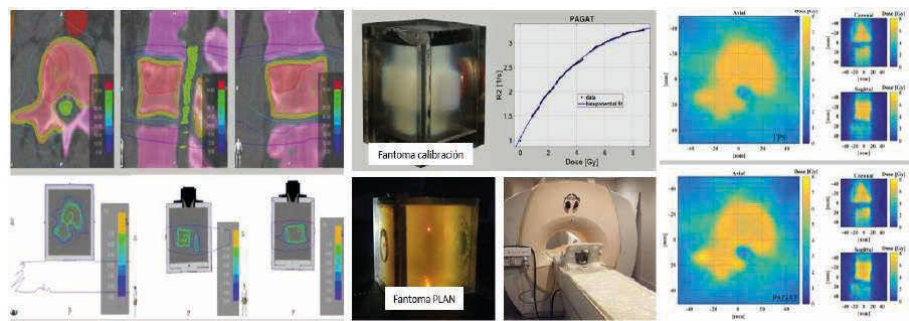


Figura 19 – Comparación entre distribución de dosis 3D calculada y medición mediante dosimetría de GEL. Plan de tratamiento. Maniquí y curva de calibración. Maniquí para irradiación del plan de tratamiento y equipo de RNM. Distribución de dosis calculada y medición.

Fuente: Chacon and Venencia (2019).

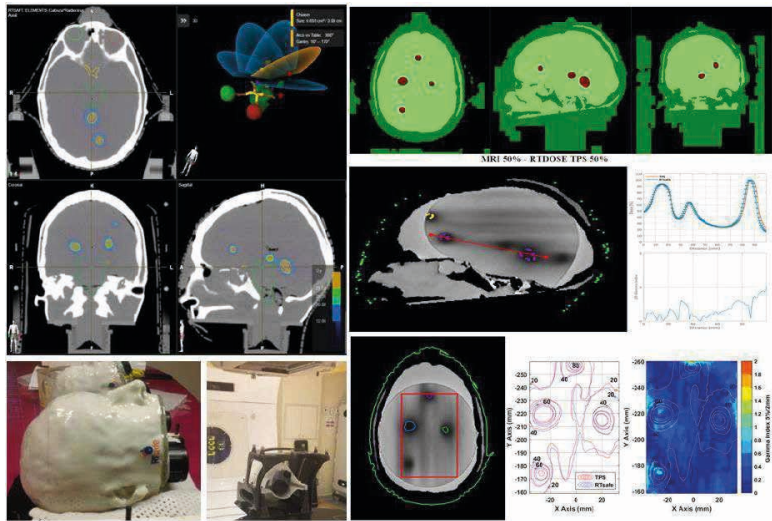


Figura 20 – Comparación entre distribución de dosis 3D calculada y medición mediante dosimetría de GEL (RTSAFE) para el tratamiento de múltiples metástasis con radiocirugía. El maniquí es construido a partir de una impresión 3D de un paciente y relleno con un GEL sensible a la radiación. A partir de una RNM del maniquí irradiado es posible obtener la distribución de dosis 3D.

Fuente: Venencia et al (2017).

Dosimetría Fílmica (ver mais detalles en el Dosimetría Fílmica (ver mais detalles en el capítulo 20).

#### 4. DOSIMETRÍA CON FILMES RADIOCRÓMICOS

La dosimetría fílmica es sin lugar a duda el método más difundido y común en la medición de distribuciones de dosis en 2D. Este sistema dosimétrico está compuesto por film radiocrómicos, un digitalizador escáner y un software para el análisis. Algunas de las características que hacen atractivo este sistema dosimétrico son: su reacción radiocrónica de coloración del film por la absorción de la radiación sin requerir el uso de químicos ni una habitación oscura para revelado así como poca sensibilidad a la luz visible y rayos ultravioleta. Su composición química los hace poco dependientes de la energía tanto para haces de fotones como para haces de electrones en un espectro de energía clínico. Los films radiocrómicos han sido adaptados en un rango dinámico de radioterapia con sensibilidad a la dosis entre 1 cGy a 50 Gy y se suelen escanear a color donde se prefiere el canal rojo ya que es más sensible que los demás (es decir el azul o verde).

La dosimetría fílmica requiere de cuidados especiales que permitan obtener distribuciones de dosis reales donde el escáner juega un papel fundamental porque con esta herramienta se va a digitalizar el film. Entre los escáneres más comunes encontramos el VIDAR Dosimetry Pro RED y el Epson 10000XL. En este último es necesario realizar un procesamiento de la imagen para sustraer el canal verde, rojo y azul. Algunas de las recomendaciones para el uso de estos escáneres son:

- Selección de la resolución o puntos por pulgada (dpi). Cuanto mayor sean, mayor es la resolución y más tiempo tomara en digitalizar la imagen. Emplee esa misma resolución tanto para la calibración del sistema dosimétrico como para el uso cotidiano.
- Influencia en la dirección de escaneo. Los films radiocrómicos EBT2 responde de forma distinta según la orientación con la barra de escaneo se reporta por el fabricante que la orientación vertical (Portrait) tiene una mayor respuesta que la orientación horizontal (Landscape). Esta variación en la orientación se presenta por la forma de construcción de la capa activa del film; por tal motivo se recomienda para los films EBT2 mantener una orientación fija la digitalización de la película con una etiqueta en sus esquinas. Esta influencia ha sido corregida en los filmes EBT3, debido a que poseen una construcción simétrica de capas, Figura 28.

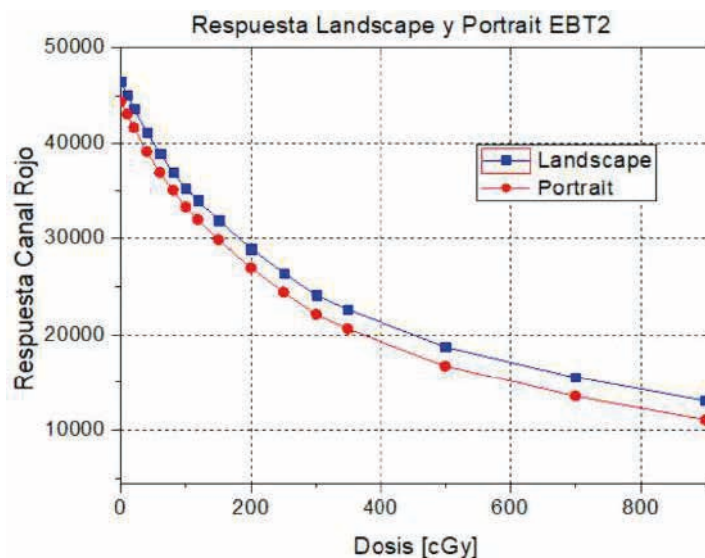


Figura 28 – Variación de la intensidad de pixel de acuerdo a la orientación de escaneo con EBT2 y EBT3.

Fuente: Medicina, Venencia and Garrigó, (2014).

- La uniformidad de la respuesta del escáner debido a que los detectores no siempre responden con la misma sensibilidad. Las posibles causas son: eficiencia geométrica, falta de uniformidad de la luz, fugas de luz en los bordes, las diferencias entre las reflexiones producidas en los bordes y el centro del escáner. Todas estas razones causan en general una mayor respuesta del escáner en el centro que en los bordes. y para disminuir estas posibles variaciones se sugiere elegir una región central de escaneo, Figura 29.

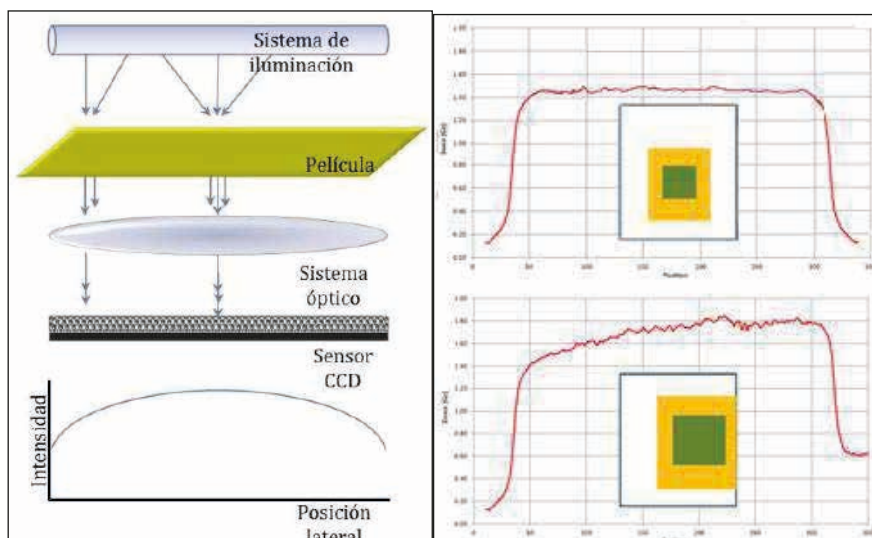


Figura 29 – Diagrama esquemático del sistema de lectura en modo de transmisión, ejemplo para el escáner EPSON 1000XL posición central y posición lateral.

Fuente: Autor.

- Las condiciones de escaneado deben ser similares tanto para la calibración como para el análisis de sus controles máquina específico y paciente específico. Se puede realizar la lectura en el modo de transparencia (transmisión) usando una resolución de 75 dpi, digitalizando la imagen a color de 48 bits de profundidad (16 bits por canal). Para ello es necesario deshabilitar todos los filtros y correcciones del escáner. Tener la precaución de dejar calentar la lámpara del escáner por 1 minuto y realizar varios escaneos sin película, para lograr estabilizar la lámpara. Repetir escaneos del mismo film y tome el promedio de esas repeticiones (siempre en el mismo lugar de la bandeja de escaneo).

La Curva de calibración tiene el propósito de establecer una relación entre los niveles de grises de la película escaneada y el valor de dosis asociado a este. La literatura recomienda como mínimo 12 valores de dosis que incluyan un valor mínimo de cero dosis (0 cGy), el máximo valor de dosis deberá sobrepasar la máxima dosis con la que se irradian los pacientes por sesión (tener en cuenta el rango dinámico del film). Existe un método tradicional de irradiar placas individuales, Figura 30. Sin embargo, también es posible utilizar cuña estática o dinámica para tener un gradiente de dosis del film.

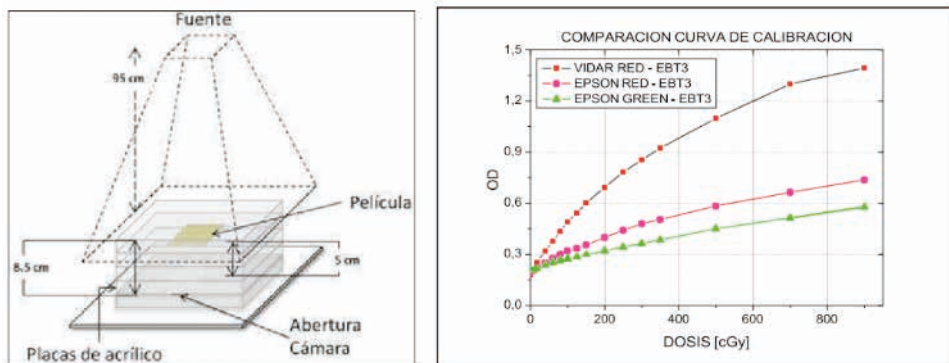


Figura 30 – Curva de calibración de densidad óptica en función de la dosis para el sistema dosimétrico independiente por film EBT3 – Epson XL10000 y Vidar Dosimetry Pro RED.

Fuente: Autor.

Un ejemplo del uso de este sistema dosimétrico es en la medición de planes paciente específico para tratamiento de IMRT, donde se incluyen un registro de las imágenes del mismo plano, obtenida por el TPS y por sistemas dosimétricos como films radiocrómicos. La normalización debe realizarse en un punto de alta dosis y poco gradiente, (Índice gamma con  $\Delta D=3\%$  y  $DTA=3\text{mm}$ ), Figura 31.

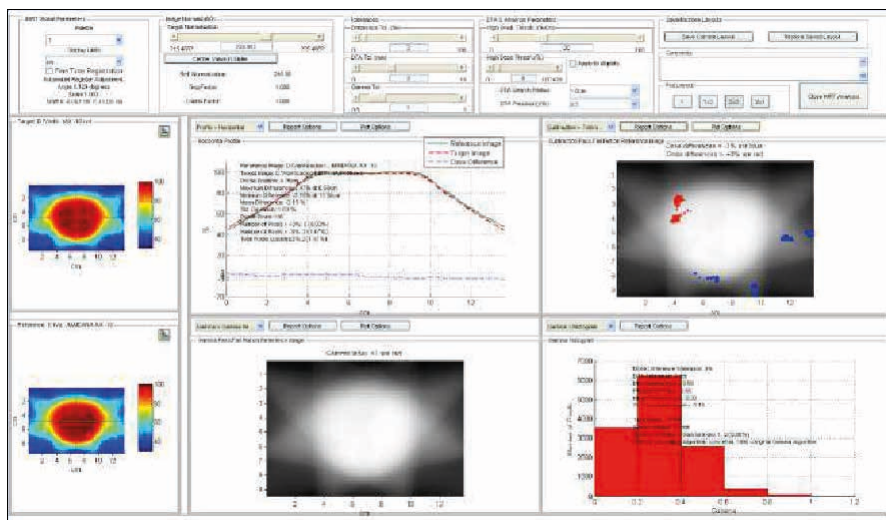


Figura 31 – Comparación entre distribución de dosis medición con film radiocrómico EBT3 ycalculada para plan total de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con  $D=3\%$  y  $DTA=3\text{mm}$ ). Análisis con software RIT v5.3.

Fuente: Medicina, Venencia and Garrigó, (2014).

En un trabajo Venencia et al (2017) donde se incluyeron 50 controles paciente específico, comparando filmes radiocrómicos EBT3 y filmes Radiográficos EDR2 con escáner VIDAR Dosimetry Pro RED y software RIT 113v5.3, se encontró que el valor medio del índice gamma entre la distribución de dosis media calculada y dosis medición para film EBT3 – VIDAR Dosimetry Pro RED fue de  $1.02 \pm 0,6\%$  con un rango de [0%, 2,5%] comparado con film EDR2 - VIDAR la variación fue  $1.53 \pm 1.2\%$  con un rango de [0, 3,5], Figura 32.

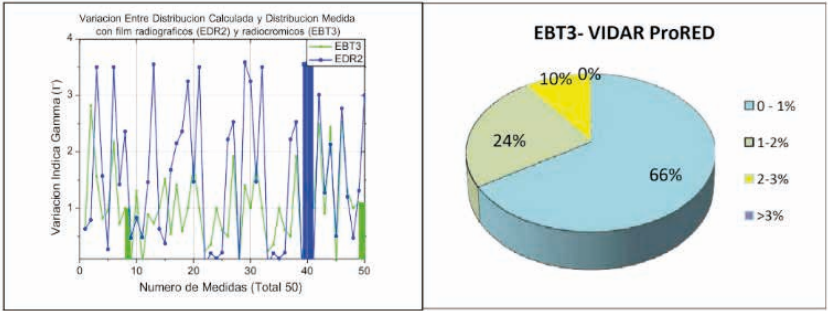


Figura 32 – Verificación distribución de dosis total, con film radiocrómicos (EBT3) y films radiográficos (EDR2).

Fuente: Medicina, Venencia and Garrigó, (2014).

Para el caso de verificación de plan total se realizó un estudio sobre 590 planes de IMRT [23]. En este se encontró que la variación entre la distribución de dosis calculada y medición fue de  $1,6 \pm 1.3\%$  [0%, 4,9%].

En este trabajo se incluyeron films radiográficos (EDR2) y radiocrómicos (EBT3), Figura 33.

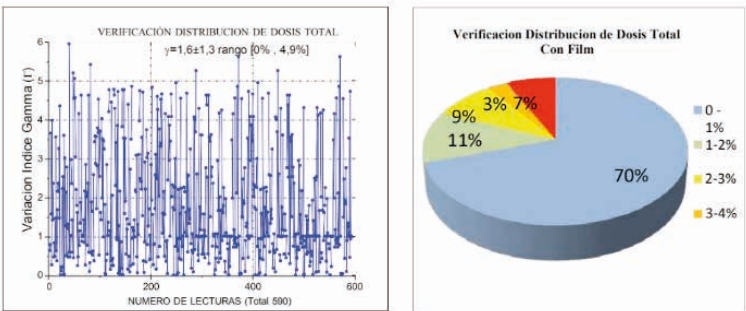


Figura 33 – Variación entre distribución de dosis medición y calculada en 590 planes de IMRT, utilizando film radiocrómicos (EBT3) y films radiográficos (EDR2). 70% de los planes muestran una variación <1% y solo 5% con una variación entre 5% y 6%.

Fuente: Medicina, Venencia and Garrigó, (2014).

### **Dicas:**

- La dosimetría filmica es sin lugar a duda el método más difundido y común en la medición de distribuciones de dosis en 2D (Medina et al., 2013; Medina et al., 2014). La dosimetría filmica requiere de cuidados especiales que permitan obtener distribuciones de dosis reales y el escáner juega un papel fundamental. Entre los escáneres más comunes para dosimetría filmica encontramos el VIDAR Dosimetry Pro RED y el Epson 10000XL. Algunas recomendaciones:
  - Selección de la resolución o puntos por pulgada (dpi). Cuanto mayor sean, mayor es la resolución y más tiempo tomara en digitalizar la imagen.
  - Emplee esa misma resolución tanto para la calibración del sistema dosimétrico como para el uso cotidiano.
  - Los films radiocrómicos EBT2 responde diferente según la dirección de escaneo por tal motivo se recomienda mantener una orientación fija la digitalización de la película con una etiqueta en sus esquinas. Esta influencia ha sido corregida en los filmes EBT.
  - La uniformidad de la respuesta del escáner debido a que los detectores no siempre responden con la misma sensibilidad. Por lo general se recomienda utilizar la zona central donde hay una mayor respuesta.
  - Tener la precaución de dejar calentar la lampara del escáner por 1 minuto y realizar varios escaneos sin película, para lograr estabilizar la lampara. Repetir escaneos del mismo film y tome el promedio de esas repeticiones (siempre en el mismo lugar de la bandeja de escaneo).
  - Utilizar al menos 12 valores de dosis para la curva de calibración de los filmes que incluyan un valor mínimo de cero dosis (0 cGy), el máximo valor de dosis deberá sobrepasar la máxima dosis a utilizar.

## **REFERÊNCIAS**

CHACON, D, VENENCIA D., "Planning and Verification of a Spine SBRT Treatment Using Polymer Gel Dosimetry" et al. 61<sup>th</sup> Annual Meeting, San Antonio, Texas, USA, 2019.

DAS, I. J.; CHENG, C-W.; WATTS, R. J.; AHNESJÖ, A. et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Medical Physics*, v. 35, n. 9, p. 4186-4215, 2008.

de ALMEIDA, C. E. (ed.). *Bases Físicas de um Programa de Garantia da Qualidade em IMRT*. Riode Janeiro: CEBIO/UERJ, 2012.

EISBRUCH, A.; HARRIS, J.; GARDEN, A. S.; CHAO, C. K. S. et al. Multi-institutional trial of accelerated hypofractionated intensity-modulated radiation therapy for early-stage oropharyngealcancer (RTOG 00-22). *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, v. 76, n. 5, p. 1333-1338, 2010.

ESSERS, M.; DE LANGEN, M.; DIRKX, M. L.; HEIJMEN, B. J. Commissioning of a commerciallyavailable system for intensity-modulated radiotherapy dose delivery with dynamic multileaf collimation. *Radiotherapy and Oncol.*, v. 60, n. 2, p. 215-224, 2001.

EZZELL, G.; BURMEISTER, J. W.; DOGAN, N.; LOSASSO, T. J. et al. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med. Phys.*, v. 36, n. 11, p. 5359-5373, 2009

EZZELL, G.; GALVIN, J. M.; LOW, D.; PALTA, J. R. et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of theAAPM radiation therapy committee. *Med. Phys.*, v. 30, n. 8, p. 2089-2115, 2003.

IAEA. TECDOC-1583. Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques. Report of the Coordinated Research Project (CRP) onDevelopment of Procedures for Quality Assurance of Dosimetry Calculations in Radioterapy. Vienna, Austria: IAEA, 2008.

KAZANTSEV, P.; LECHNER, W.; GERSHKEVITSH, E.; CLARK, C. H. et al. IAEA methodology for on-site end-to-end IMRT/VMAT audits: an international pilot study. *Acta Oncológica*, v. 59, n. 2, p.141-148, 2020.

LOUGHERY, B.; KNILL, C.; SILVERSTEIN, E.; ZAKJEVSKII, V. et al. Multi-institutional evaluationof end-to-end protocol for IMRT/VMAT treatment chains utilizing conventional linacs. *Medical Dosimetry*, v. 44, n. 1, p. 61-66, 2019.

LOW, D.; HARMS, W. B.; MUTIC, S.; PURDY, J. A. A Technique for the quantitative evaluation ofdose distributions. *Medical Physics*, v. 25, n. 5, 1998.

MEDINA, L.; ADRADA, A.; FILIPUZZI, M.; GARRIGÓ, E.; VANENCIA, C. SU-E-T-121: Dosimetric Characterization of Gafchromic Film EBT3 Using Vidar Dosimetry Pro Advantage RED andEPSON Expression 10000XL Scanners. *Medical Physics*, v. 41, n. 6, p. 250, 2014.

MEDINA, L.; VENENCIA, D.; GARRIGÓ, E. Comparación de control de calidad de tratamientos delMRT paciente específico mediante films radiocrómicos, films radiográficos y arreglo bidimensionalde cámaras de ionización. Tesis Maestría. Facultad de Ciencias Exactas y Naturales, Universidad Nacional de Buenos Aires (FCEN-UBA), 2013.

MOLINEU, A.; FOLLOWILL, D. S.; BALTER, P. A.; HANSON, W. F. et al. Design and implementation of an anthropomorphic quality assurance phantom for intensity-modulated radiationtherapy for the Radiation Therapy Oncology Group. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, v. 63, n. 2, p. 577-583, 2005.

SMILOWITZ, J. B.; DAS, I. J.; FEYGELMAN, V.; FRAASS, B. A. et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a.: Commissioning and QA of treatment Planning Dose Calculation – Megavoltage Photon and Electron Beams. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 16, n. 5,p. 14-34, 2015.

IAEA TRS 430 Course, ARCAL LXXXIII, RLA/6/051, Colombia Regional training course on “Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer” (2006)

IAEA Meeting “End-to-End” Audit System for Dose Delivery Using Intensity Modulated Radiation Therapy through On-Site Visits to Radiation Therapy Centres (2015).

VEDELAGO, J.; CHACÓN, D.; ROMERO, M.; VANENCIA, D.; MATTEA, F.; VALENTE, M. Dose response of Fricke- and PAGAT-dosimetry gels in kilovoltage and megavoltage photon beams: Impact of LET on sensitivity. *Phys. Med.*, v. 84, p. 41-49, 2021.

VENENCIA D., et al. Influence of Ionization chamber size for intensity modulation treatment planning modeling. In: 47th Annual Meeting, American Association on Medical Physics, Seattle, USA, July 2005.

VENENCIA D., et al. Plan and film registration in IMRT treatments. In: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Sydney, Australia, 2003

VENENCIA, D., et al. Experience of total plan dose verification in Step&Shoot and sliding windows IMRT. In: International Symposium on Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS), Vienna, Austria, 9 to 12 November 2010.

VENENCIA, D.; BESA, P. Commissioning and quality assurance for intensity modulated radiotherapy with dynamic multileaf collimator. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 5, n.3, p. 37-54, 2004.

VENENCIA D (2010) “Comisionamiento de un LINAC para IMRT”, D. Venencia, V Congreso Latinoamericano de Física Medica ALFIM, Curso de IMRT, Cusco, Perú, 2010

VENENCIA D et al “Dosimetric Comparison Between Single Isocenter Brain Metastases Treatment Using Dynamic Conformal Arcs (Elements) and VMAT (RapidARC)” , 59<sup>th</sup> Annual Meeting, Denver, USA, 2017

VENENCIA D. Experiencia clínica con el uso de Delta4 como herramienta de QA”, XXIII Congreso Brasileiro de Física Medica, Porto Alegre, Brasil, 2018.

VENSELAAR, J.; WELLWEEERD, H.; MIJNHEER, B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiotherapy and Oncology*, v. 60, n. 2, p.191-201, 2001.

WESOŁOWSKA, P.; GEORG, D.; LECHNER, W.; KAZANTSEV, P. et al. Testing the methodology for a dosimetric end-to-end audit of IMRT/VMAT: results of IAEA multicentre and national studies. *Acta Oncológica*, v. 58, n. 12, p. 1731-1739, 2019.

INSTRUMENTACIÓN Y CONTROL DE LA CALIDAD  
(CC) EM MEDICINANUCLEAR**Ricardo Ruggeri****Eliana Quinteros**

Colaboradora

**Ezequiel Larger**

Colaborador

**Marco A. Coca**

Colaborador

**José Luis Rodríguez**

Colaborador

**Carlos Eduardo de Almeida**

Colaborador

de la actividad de los radionúclidos, en la adquisición y procesamiento de las imágenes, en la creación de perfiles o curvas de actividad acumulativa en órganos de interés (ejemplo: captación tiroidea), etc.

Es fundamental realizar controles sistemáticos a los diferentes componentes de la cadena de equipos y procesos que intervienen en la obtención del resultado final, ya sea este una imagen diagnóstica o un tratamiento eficaz, así como garantizar la seguridad de los pacientes y del personal de operación.

Existen varios protocolos y documentos técnicos internacionales que contemplan los diferentes controles que se deben hacer a la instrumentación en medicina nuclear, varios de ellos se pueden encontrar en la referencia. Este capítulo ofrece información sobre los controles de calidad esenciales de los diferentes equipos que se emplean en medicina nuclear, cada país u organización deberá implementar los protocolos más adecuados a su realidad.

Un Programa de garantía de la calidad incluye muchos más aspectos que los chequeos periódicos del equipamiento, en este capítulo se proponen los controles de calidad más importantes referentes a los

## 1. INTRODUCCIÓN

La medicina nuclear es una especialidad médica que utiliza radiotrazadores radiofármacos tanto para diagnóstico, a partir de la visualización de la biodistribución de estos luego de ser administrados, como para tratamiento, dependiendo tanto del isótopo empleado como la molécula a la cual se adhiere. En la actualidad ha alcanzado un papel relevante en el diagnóstico, seguimiento y terapia de pacientes principalmente oncológicos.

El éxito de la medicina nuclear depende, en gran parte, del correcto funcionamiento de todos y cada uno de los sofisticados equipos que se utilizan en la medición

equipos comunes en un servicio de medicina nuclear: Activímetro, Contadores de pozo y sondas de captación, Sondas intraoperatorias, Cámara gamma o SPECT y PET, incluyendo los equipos híbridos con el componente de tomografía computada (CT), indicando las pruebas, maniquís o fantasmas y los elementos necesarios para llevar a cabo cada uno de ellos; como así también la frecuencia y responsable de llevarlas a cabo.

## 2. CONTROL DE LA CALIDAD DE CALIBRADORES DE DOSIS O ACTIVÍMETRO

Un calibrador de dosis o activímetro es una cámara de ionización de gas tipopozo, en el cual se introduce una sustancia radiactiva para medir su actividad. Estase mide en unidades de actividad (Becquerel o Curie) a partir de la corriente de ionización que producen las radiaciones emitidas al interactuar con el gas de la cámara.

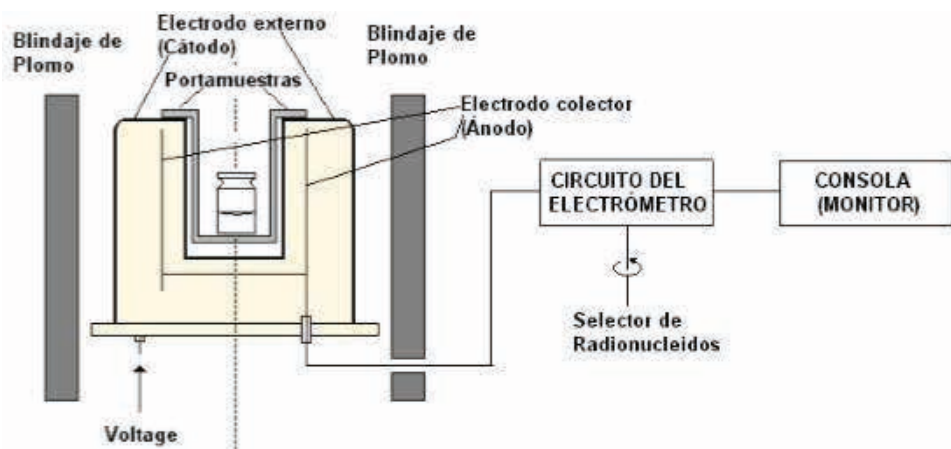


Figura 1 – Esquema básico de un Calibrador de dosis.

Fuente: Colectivo de autores. (2011). Control de la calidad de la instrumentación en Medicina Nuclear. Cuba: Cubaenergía.

De la actividad medición por el activímetro depende la dosis administrada al paciente, la calidad del estudio realizado y la protección radiológica del personal. Por eso es de suma importancia asegurar el correcto funcionamiento de estos instrumentos realizando las pruebas de control de calidad adecuadas para ello.

La Tabla 2-1 enlista las pruebas esenciales recomendables para el control de la calidad de un calibrador de dosis, las frecuencias y tolerancias que se sugieren.

| Activímetro                                 |   |             |  |   |   |  |
|---|---|-------------|--|---|---|--|
| Prueba                                      | Descripción   | Importancia | Tipo y frecuencia                            | Materiales  | Responsable                                       | Tolerancia   |
| Inspección general                          | Verificar que un equipo recién instalado esté completo.                 | Esencial    | Aceptación<br>Referencia: tras cambios.      | Especificaciones técnicas de compra, oferta y contrato.                 | Físico médico                                     | De acuerdo a lo reportado por el fabricante.                                 |
| Respuesta al fondo                          | Verificar la respuesta al fondo en las condiciones de operación diarias | Esencial    | Constancia: diaria.                          | Sin materiales adicionales  | Referencia: Físico médico<br>Constancia: técnico. | $\pm 20\%$ del valor establecido como referencia                             |
| Reproducibilidad                            | Verificar constancia de las mediciones con una fuente calibrada.        | Esencial    | Referencia: semestral<br>Constancia: diaria. | Fuente sellada y certificada de $^{137}\text{Cs}$ .                     | Referencia: Físico médico<br>Constancia: técnico. | El valor medido estará $\pm 5\%$ del valor obtenido en prueba de referencia. |
| Exactitud                                   | Verificar correcta lectura con una fuente calibrada.                    | Esencial    | Aceptación<br>Constancia: trimestral         | Fuente sellada y certificada de $^{137}\text{Cs}$ .                     | Físico médico                                     | Valor absoluto de la desviación menor al 10%                                 |
| Precisión                                   | Estimar la repetibilidad de las mediciones.                             | Esencial    | Aceptación<br>Constancia: trimestral         | Fuente sellada y certificada de $^{137}\text{Cs}$ .                     | Físico médico                                     | Valor absoluto del CV $< \pm 3\%$ .  |
| Linealidad de la respuesta con la actividad | Verificar la linealidad de la respuesta en todo su rango de uso.        | Esencial    | Aceptación<br>Constancia: anual              | Fuente con una actividad mayor que las empleadas en la práctica clínica | Físico médico                                     | La diferencia relativa en cada punto no debe superar 5%.                     |

Tabla 2-1 – Controles de la calidad de Calibradores de dosis o activímetro.

A continuación, se muestra el ejemplo de un procedimiento. Se recomienda que cada institución realice sus procesos, procedimientos e instrucciones y desarrolle el manual de normas:

## Exactitud

Objetivo: Comprobar la exactitud de la medición del equipo en una fuente calibrada.

Tipo y frecuencia: Aceptación y constancia: trimestral.

Responsable: Físico médico.

Materiales: Fuente sellada y certificada de  $^{137}\text{Cs}$ .

Procedimiento:

- Encender el equipo 30 minutos antes de realizar la prueba.
- Verificar que no haya fuentes radioactivas que puedan alterar las medições.
- Tomar la medição del fondo.
- Realizar 10 medições de la actividad de la fuente. Entre cada lectura, retirar la fuente.
- La exactitud se representa con la desviación relativa de la medição respecto al valor calibrado de la fuente de referencia:

$$\varepsilon_r = \left( \frac{\bar{A} - A_c}{A_c} \right) \times 100 \quad (1)$$

donde  $\bar{A}$  es el valor medio de las medições tomadas y  $A_c$  la actividad de la fuente de referencia corregida por el decaimiento desde la calibración.

*Tolerancias:  $|\varepsilon_r| < 10\%$ .*

### 3. CONTROL DE LA CALIDAD DE SONDAS DE CAPTACIÓN Y SONDAS INTRAOPERATORIAS

Los sistemas de conteo de radiación son utilizados para varios fines en medicina nuclear. Los sistemas de conteo *in vitro* son utilizados para medir la actividad radiactiva de muestras biológicas, para identificación de radionúclidos, control de calidad en radiofarmacia. Los sistemas de conteo *in vivo* son utilizados para medir la radiactividad en humanos o experimentalmente en animales. Todos estos sistemas de conteo contienen los siguientes componentes básicos: un detector de centelleo con una fuente de alto voltaje, un preamplificador, un amplificador, un analizador mono o multicanal y un escalímetro temporizador análogo o digital, un medidor de tasa de conteo y una computadora o microprocesador para el análisis y lectura de datos.

Las sondas de captación y las intraoperatorias son sistemas que permiten medir la concentración de actividad en regiones bien específicas de los pacientes. Lo habitual es que el detector sea un cristal centellador como el NaI (TI). Un sistema de colimación sirve para disminuir el impacto de la radiación procedente de zonas distintas a la del tejido bajo estudio. La radiación gamma que se absorbe o se dispersa en el cristal, provoca centelleos luminosos que se transforman en pulsos eléctricos en el fotocátodo de un tubo fotomultiplicador que se encuentra acoplado ópticamente al cristal. Estos pulsos son amplificados para pasar a los circuitos electrónicos asociados, en donde son amplificados aún más, se analizan sus alturas y se cuentan.

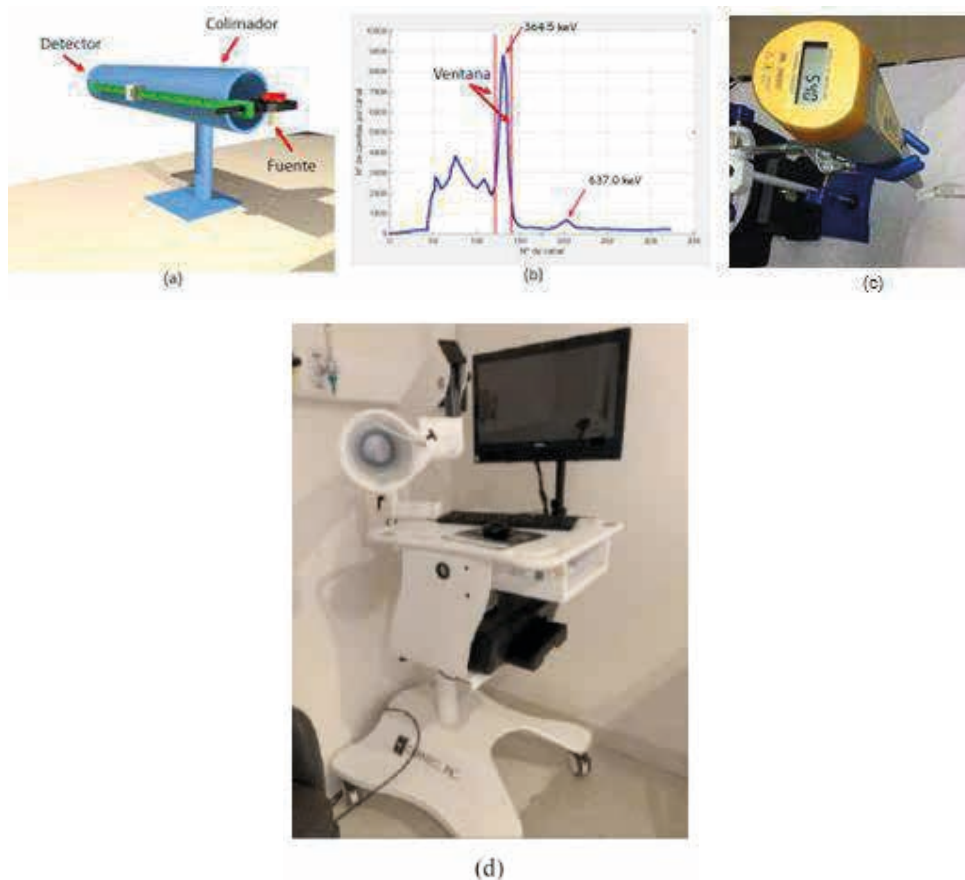


Figura 2 – (a) Sonda de captación. (b) Espectro y ventana. (c) Sonda intraoperatoria Gamma Finder (d) Sistema típico de sonda de NaI(Tl) para medir la captación de yodo radiactivo en la tiroides (Capintec, Inc.).

Fuente: Physics in Nuclear Medicine.

Las Tabla 3-1 y 3-2 enlistan las pruebas esenciales recomendables para el control de la calidad de una sonda de captación y una sonda intraoperatoria, la frecuencia y tolerancias que se sugieren.

| Sondas de captación                           |   |             |   |  |               |  |
|---|---|-------------|---|--|---------------|--|
| Prueba  | Descripción   | Importancia | Tipo y frecuencia   | Materiales   | Responsable   | Tolerancia   |
| Inspección general                            | Verificar equipo completo.  | Esencial    | Aceptación. Referencia: tras cambios.   | Manuales de operación. Especificaciones técnicas.  | Físico Médico | De acuerdo a indicado en el fabricante   |
| Verificación                                  |   |             |   |  |               |  |
| de los montajes del detector y el colimador   | Verificar los montajes del detector y del colimador.  | Esencial    | Aceptación. Constancia: diario  | Sin materiales adicionales   | Técnico       | Funcionando  |
|   |   |             | Aceptación.   |  |               |  |
| Radiación de Fondo                            | Estimar el nivel de radiación de fondo en las condiciones de trabajo.   | Esencial    | Constancia: diario o inmediatamente antes del uso si no se utiliza diariamente. | Sin materiales adicionales   | Técnico       | Menor al 100% del fondo de referencia registrado.  |
| Estabilidad de la capacidad de recuento       | Comprobar la estabilidad en la capacidad de recuento  | Esencial    | Referencia: semestral. Constancia: diaria.                                      | Fuente calibrada de $^{137}\text{Cs}$ o de otro radionúclido de periodo de semidesintegración largo. | Técnico       | La eficiencia de conteo no diferirá en más de 2 desviaciones del valor de referencia. La actividad de $\text{Cs-137}$ calculada no debe diferir más del 10%. |
| Precisión                                     | Estimar la repetibilidad de las mediciones.   | Esencial    | Aceptación. Constancia: trimestral.   | Fuente calibrada de $^{137}\text{Cs}$ o de otro radionúclido de periodo de semidesintegración largo. | Físico Médico | El valor de $X^2$ (distribución chi-cuadrado) debe estar entre 3,32 y 16,92 (intervalo de confianza del 95%).  |
| Linealidad con la tasa de cuentas o actividad | Estimar si la tasa de cuentas detectada es proporcional a la actividad emitida.                                       | Esencial    | Aceptación. Constancia: anual.  | Fuente de actividad bien determinada del radionúclido del que se quiera conocer su respuesta.        | Físico Médico | La desviación relativa entre cuentas obtenidas y esperadas debe ser menor que 5 %.   |
| Resolución en energía                         | Estimar la precisión en la determinación de la energía y por consiguiente la menor diferencia de energía discernible. | Esencial    | Aceptación. Referencia. Constancia: trimestral.                                 | Fuente calibrada de $^{137}\text{Cs}$ o de otro radionúclido de periodo de semidesintegración largo. | Físico Médico | La resolución energética no debe superar en un 10 % la indicada por el fabricante.   |

Tabla 3-1 – Controles de la calidad de Sondas de captación.

| Sondas Intraoperatoria                    |   |             |  |  |                       |  |
|---|---|-------------|--|--|-----------------------|--|
| Prueba                                    | Descripción   | Importancia | Tipo y frecuencia  | Materiales   | Responsable           | Tolerancia   |
| Inspección general                        | Verificar equipo completo.  | Esencial    | Aceptación. Referencia: trascambios.   | Manuales de operación. Especificaciones técnicas y contrato.   | Físico Médico         | De acuerdo a lo reportado por el fabricante  |
| Fuente de alimentación                    | Verificar la fuente de alimentación y el porcentaje de carga de batería restante en el caso de los equipos a baterías.  | Esencial    | Aceptación. Constancia: diario o inmediatamente antes de cada uso del equipo si no se utiliza diariamente.                   | Sin material adicional   | Físico Médico         | De acuerdo a lo reportado por el fabricante. La autonomía de labatería debe estar dentro del rango especificado por el fabricante.           |
| Fondo                                     | Estimar la tasa de cuentas en ausencia de actividad   | Esencial    | Aceptación. Constancia: diario o inmediatamente antes de cada uso del equipo si no se utiliza diariamente. Constancia: anual | Sin materiales adicionales   | Técnico Físico Médico | El valor del fondo de la tasa de conteo se hade mantener dentro de un rango de $\pm 10\%$ respecto del valor de referencia                   |
| Sensibilidad en aire, en medio dispersor. | Medir el número de cuentas detectadas por la fuente, en condiciones geométricas adecuadas, para una actividad conocida. | Esencial    | Aceptación. Referencia: tras intervenciones que puedan afectar a la calibración del detector. Constancia: anual.             | Fuente puntual del radionúclido de interés clínico. Soporte para colocación de la fuente en aire. Material dispersor. Dispositivos para conformar geometría. | Físico Médico         | Aceptación: Sensibilidad $>95\%$ del especificado. Pruebas de constancia: $5\%$ con el valor obtenido en referencia.                         |
| Resolución espacial y angular             | Determinar la resolución espacial y angular.  | Esencial    | Aceptación. Referencia: tras intervenciones que puedan afectar a la  | Fuente de $^{99m}\text{Tc}$ : $1.85-7.4 \text{ MBq}$ (50-200nCi). Soporte para colocar la  | Físico Médico         | Resolución espacial $< 25 \text{ mm}$ para una   |
|   |   |             | calibración del detector, o mal funcionamiento. Constancia: anual.   | fuelle. Papel milimetrado.   |                       | distancia D de $30 \text{ mm}$ . Para cabeza y cuello este requerimiento es aún $< 15 \text{ mm}$ . Resolución angular a FWHM $< 40^\circ$ . |

|                       |   |          |   |  |               |  |
|-----------------------|---|----------|---|--|---------------|--|
| Señal acústica        | Esta funcionalidad debe estar perfectamente controlada.   | Esencial | Aceptación. Constancia: anual.                  | Fuentes de radionúclido de uso clínico $^{99m}\text{Tc}$ . | Físico Médico | La señal acústica debe posibilitar al usuario concentrarse en el campo operatorio. |
| Blindaje              | Verificar el blindaje de las sondas que pueden mostrar algún área de pérdida.   | Esencial | Aceptación. Constancia: anual.                  | Sin material adicional.                                    | Físico Médico | De acuerdo a lo reportado por el fabricante.                                       |
| Resolución energética | Estimar la precisión en la determinación de la energía y por consiguiente la menor diferencia de energía discernible. | Esencial | Aceptación. Referencia. Constancia: trimestral. | Fuente puntual de $^{57}\text{Co}$ o $^{99m}\text{Tc}$     | Físico Médico | De acuerdo a lo reportado por el fabricante.                                       |

Tabla 3-2 – Controles de la calidad de Sondas Intraoperatoria.

#### 4. CONTADORES DE POZO

El contador de pozo utilizado en Medicina Nuclear permite detectar la presencia de radiación proporcionando la medición del número de cuentas detectadas.

Está constituido por un detector de centelleo. En él se aprovecha los destellos luminosos producidos durante la absorción de la radiación en ciertos sólidos. La interacción de los rayos gamma y X con los detectores de centelleo por efecto fotoeléctrico y/o Compton provocan altos estados de energía en las moléculas del detector.

A continuación, al retornar a su estado inicial emiten fotones de luz. El tiempo transcurrido hasta alcanzar el nivel de energía inicial se conoce como tiempo de decaimiento del centelleo. Esta luz se recoge y transforma en un pulso eléctrico que es registrado como una cuenta.

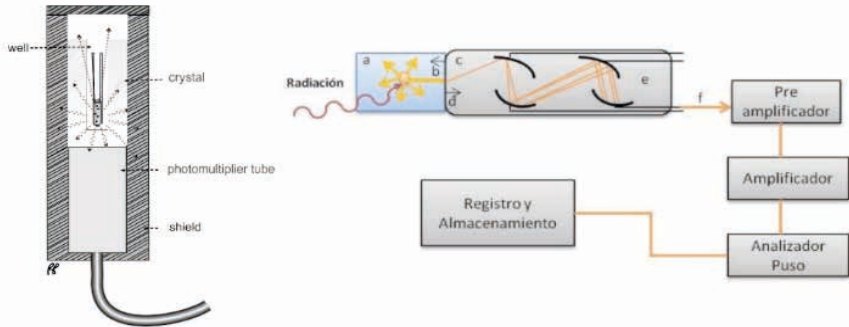


Figura 3 – (Izq). Esquema de un equipo contador de pozo. (Der) Diagrama de los componentes del pozo. (a) Cristal de Centelleo. (b) Contacto óptico. (c) Tubo Fotomultiplicador. (d) Fotocátodo. (e) Dinodos. (f) Señal de salida.

Fuente: Essential Nuclear Medicine Physics, Second Edition. Editor.

La Tabla 4-1 enlista las pruebas esenciales recomendables para el control de la calidad de un contador de pozo, la frecuencia y tolerancias que se sugieren.

| Contador de pozo                               |   |             |  |   |               |  |
|--|---|-------------|--|---|---------------|--|
| Prueba   | Descripción   | Importancia | Tipo y frecuencia                              | Materiales  | Responsable   | Tolerancia   |
| Inspección general                             | Verificar equipo completo.  | Esencial    | Aceptación. Referencia: tras cambios.          | Manuales de operación. Especificaciones técnicas.   | Físico Médico | Indicado por el fabricante   |
| Prueba de ajuste del fotopico en el analizador | Verificar que el ajuste del fotopico es el adecuado.              | Esencial    | Aceptación. Constancia: diaria.                | Fuente radiactiva 370 kBq (10 $\mu$ Ci). Montaje para la fuente.  | Físico Médico | Ajuste adecuado del fotopico en la ventana energética.                         |
| Sensibilidad                                   | Verificar la sensibilidad de un sistema.                          | Esencial    | Aceptación. Referencia. Constancia:            | Fuente sellada de radiaciones y del $^{137}\text{Cs}$ . de 370  | Físico Médico | De acuerdo a lo reportado por el fabricante.                                   |
|  |   |             | semanal.                                       | kBq (10 $\mu$ Ci), calibrada. Montaje para la fuente. Papel con escalas lineales.   |               |  |
| Calibración de la energía                      | Efectuar y comprobar la calibración del sistema                   | Esencial    | Aceptación. Referencia. Constancia: semanal.   | Fuente sellada de radiaciones y del $^{137}\text{Cs}$ . de 370 kBq, calibrada. Montaje para la fuente.  | Físico Médico | De acuerdo a lo reportado por el fabricante.                                   |
| Resolución de la energía (% FWHM)              | Verificar la FWHM para la radiación gamma del $^{137}\text{Cs}$ . | Esencial    | Aceptación. Referencia. Constancia: semanal.   | Fuente sellada de radiaciones gamma del $^{137}\text{Cs}$ . 370 kBq (10 $\mu$ Ci), calibrada. Montaje para la fuente. Papel con escalas lineales. | Físico Médico | De acuerdo a lo reportado por el fabricante.                                   |
| Precisión del conteo                           | Verificar la precisión del conteo.                                | Esencial    | Aceptación. Referencia. Constancia: semestral. | Fuente sellada de radiaciones gamma del $^{137}\text{Cs}$ . con una actividad cercana a 370 kBq (10 $\mu$ Ci), calibrada.                         | Físico Médico | El valor de X2 debe estar entre 3,32 y 16,92 (intervalo de confianza del 95%)* |

|   |   |          |   |  |               |  |
|---|---|----------|---|--|---------------|--|
| Linealidad de la respuesta ala energía                  | Verificar la linealidad de losvalores del control de la base (umbral) del analizador de altura de pulsos. | Esencial | Aceptación. Referencia Constancia: semestral. | Fuentes radiactivas de radionúclidos y, 3.7 MBq/ml. Tubos de ensayo. Pipetas. Papel con escalas lineales.                          | Físico Médico | De acuerdo a lo reportado por el fabricante              |
| Tasa de conteo integral defondo                         | Verificar la tasa de conteo de fondo.   | Esencial | Aceptación. Referencia Constancia: semanal.   | Sin materiales adicionales   | Físico Médico | Menor al 20% del fondo de referencia registrado          |
| Linealidad de la respuesta ala actividad                | Verificar la linealidad de la tasa de conteo, en relación con la actividad del material radiactivo.       | Esencial | Aceptación. Referencia Constancia: semestral. | Radionúclido de vida media físicacorta en solución de 18.5 MBq/ml (500 $\mu$ Ci/ml). Tubo de ensayo. Papel con escalas log-lineal. | Físico Médico | Pérdidas de tasa de conteos menores al 1%.               |
| Condiciones preestablecidas en el analizador            | Verificar las condiciones para la medición rutinaria de   | Esencial | Aceptación. Anual.                            | Fuentes de 370 kBq/ml. Tubos de ensayo.  | Físico Médico | De acuerdo a lo reportado por el fabricante.             |
|   | radionúclidos.  |          |   | Pipetas y dispositivos para el pipeteo.  |               |  |
| Linealidad de respuesta de la impresora                 | Verificar la linealidad de la respuesta de uninscriptor de gráficas.                                      | Esencial | Aceptación. Referencia Constancia: semestral. | Fuente sellada de radiaciones gama del <sup>137</sup> Cs de 370 kBq. Papel con escalas lineales.                                   | Físico Médico | De acuerdo a lo reportado por el fabricante.             |
| Impresora   | Verificación de la función.   | Esencial | Aceptación. Constancia: diario                | Sin materiales adicionales   | Técnico       | La impresora funciona correctamente                      |
| Verificación de los montajes deldetector y el colimador | Verificar los montajes del detector y del colimador.  | Esencial | Aceptación. Constancia: diario                | Sin materiales adicionales   | Técnico       | Funcionando  |
| Sensibilidadde los detectores                           | Igualar las sensibilidades de los detectores individuales.  | Esencial | Aceptación. Referencia Constancia: diario.    | Fuente radiactiva de370 kBq. Montaje para lafuente radioactiva.  | Físico Médico | Tasa de conteo menor al 4% con respecto a la calibración |

Tabla 4-1 – Controles de calidad Contador de pozo.

## 5. CONTROL DE LA CALIDAD CÁMARAS GAMMA PLANARES

La cámara gamma es un instrumento que se utiliza para obtener imágenes de la distribución espacial de un radiofármaco. Los principales componentes son: el detector; la camilla; el gantry o estativo; la computadora o estación de adquisición. El detector es el

encargado de la detección y conversión de los fotones gamma provenientes del paciente a fotones de luz y estos a su vez son convertidos en pulsos de corriente. Los detectores presentan, desde su cara externa hacia el interior, el colimador, el cristal de centelleo, una red de tubos fotomultiplicadores (TFM), preamplificadores, amplificadores, analizador de altura de pulsos y circuitos de posicionamiento. El colimador suele consistir en una placa de plomo que contiene un gran número de agujeros para que solo penetren los fotones que inciden perpendicularmente al mismo, de esta forma se forma una imagen proyectada de la distribución de los fotones en la superficie del cristal. Las señales de los TFM alimentan a los circuitos lógicos de posición electrónicos o digitales que determinan la ubicación X-Y de cada evento de centelleo a medición que se produce, mediante la media ponderada de las señales de los tubos PM.

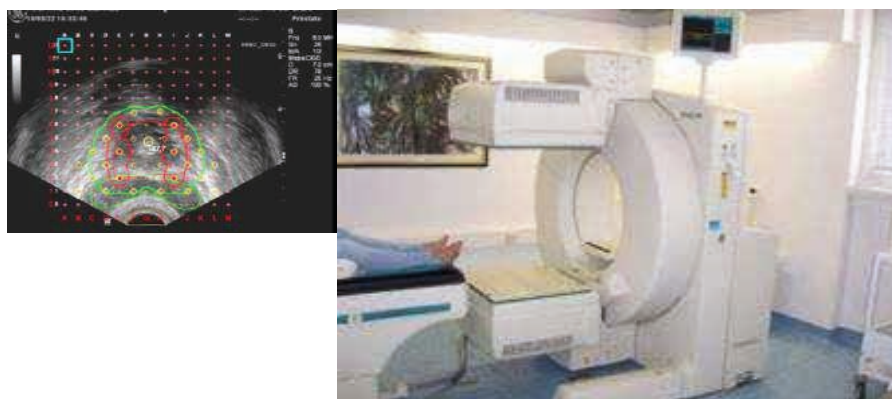


Figura 4 – (a) Principios básicos y componentes de una cámara gamma moderna. (b) Cámara gamma con 2 detectores.

Fuente: Physics in Nuclear Medicine

La Tabla 5-1 enlista las pruebas esenciales recomendables para el control de la calidad de una cámara gamma planar, las frecuencias y tolerancias que se sugieren. Además se presentan las pruebas de cámara gamma de cuerpo entero.

Es importante remarcar que se distinguen entre dos tipos de parámetros: los intrínsecos y los extrínsecos o de sistema completo, entendiendo por estos a los que se utilizan para las pruebas que se realizan sin colimador y con colimador, respectivamente.

**SPECT y Cámara Gamma. Pruebas planares**

| Prueba                                | Descripción  | Importancia | Tipo y frecuencia                  | Materiales   | Responsable           | Tolerancia  |
|---------------------------------------|--|-------------|------------------------------------|--|-----------------------|---|
| Inspección general                    | Verificación de la integridad de los equipos.  | Esencial    | Aceptación. Referencia: traspases. | Manuales de operación. Especificaciones técnicas.  | Físico Médico         | De acuerdo a lo reportado por el fabricante.  |
| Fondo                                 | Verificar la tasa de conteo de fondo de en las condiciones usuales en la rutina clínica y con un radionúclido en particular                    | Esencial    | Constancia: diario                 | Sin materiales adicionales   | Técnico Físico Médico | El valor del fondo de la tasa de conteo se debe mantener dentro de un rango de $\pm 20\%$ respecto del valor de referencia  |
| Verificación de la ventana energética | Verificar para todos los fotopicos empleados en la práctica clínica que están correctamente centrados en la ventana de energía preestablecida. | Esencial    | Constancia: diario                 | Fuente puntual de $^{99m}\text{Tc}$ . Otro radionúclido empleado en la práctica clínica.   | Técnico Físico Médico | El fotopico se encuentra correctamente centrado en la ventana energética establecida.   |
| Resolución energética intrínseca      | Indica la capacidad de diferenciar fotones de distinta energía.  | Esencial    | Aceptación. Constancia: semestral. | Fuente puntual de $^{99m}\text{Tc}$ .  | Físico Médico         | Prueba de aceptación y constancia: $\pm 5\%$ . Desviación del valor de la energía de pico $< 3\%$ .   |
| Registro espacial de ventana múltiple | Verificar que las imágenes de un mismo objeto adquiridas con diferentes ventanas de energía se superponen.                                     | Esencial    | Aceptación. Constancia: semestral. | 2 fuentes colimadas de un radionúclido emisor de diferentes energías que no sobrepasen 10 kcps. Se utilizará una fuente colimada según el maniquí descrito en el documento NEMA NU1 Standard 2007. | Físico Médico         | Prueba de aceptación: el máximo valor obtenido de desplazamiento $\pm 10\%$ de lo especificado por el fabricante. Prueba de constancia: $20\%$ del valor de referencia. |

|                                |  |          |  |   |                       |  |
|--------------------------------|--|----------|--|---|-----------------------|--|
| Uniformidad intrínseca         | Se debe comprobar que este está en buen estado para garantizarla buena respuesta clínica del equipo.                                     | Esencial | Aceptación. Constancia: mensual. Diario como alternativa al chequeo de Uniformidad extrínseco.   | Fuente puntual de $^{99m}\text{Tc}$ . o $^{57}\text{Co}$ .  | Técnico Físico Médico | Valores de UI y UD no deben superar el peor valor reportado por el fabricante. Análisis visual, para apreciar mejor los defectos de uniformidad.                       |
| Uniformidad extrínseca         | Mide la uniformidad en condiciones de trabajo habitual, es decir, con los colimadores en uso.  | Esencial | Constancia: Diaria.  | Fuente plana de $^{57}\text{Co}$ o Fuente plana rellenable de $^{99m}\text{Tc}$   | Físico Médico         | Valores de UI y UD no deben superar el peor valor reportado por el fabricante. Análisis visual, para apreciar mejor los defectos de uniformidad.                       |
| Resolución espacial extrínseca | Estima la capacidad del equipo de distinguir entre dos fuentes radiactivas pequeñas y cercanas.  | Esencial | Aceptación para cada combinación colimador-radionúclido. Constancia: mensual para el colimador de uso más frecuente.   | Fuente lineal (menos de 1 mm de espesor y más de 30 mm de longitud) de los distintos radionúclidos de referencia para cada colimador.                   | Físico Médico         | Valores obtenidos menores o iguales que los que el fabricante.   |
| Linealidad intrínseca          | Es una medición de la exactitud del cálculo de las coordenadas.  | Esencial | Aceptación. Constancia: anual. Tras cambios.   | Fuente puntual de $^{99m}\text{Tc}$ . Maniquí NEMA para resolución-linealidad intrínseca.   | Físico Médico         | Valores obtenidos menores o iguales que los que el fabricante.   |
| Tamaño de pixel                | Se obtiene el factor de escala entre las dimensiones del objeto y de su imagen.  | Esencial | Aceptación. Constancia: semestral (para el colimador utilizado habitualmente). Tras reparaciones.  | Fuente puntual de unos 2.8-3.7 MBq ( $\sim 75$ -100 nCi) de $^{99m}\text{Tc}$ . Regla o papel milimetrado.  | Físico Médico         | El tamaño de pixel medido en la dirección X no debe diferir en más del 5 % en la dirección Y.  |
| Sensibilidad planar            | Determina el número de cuentas que es capaz de detectar el equipo por unidad de actividad. Está relacionado con la eficiencia del mismo. | Esencial | Aceptación (para todos los colimadores). Constancia: mensual (para el colimador empleado habitualmente). Tras intervenciones que puedan afectar a la calibración del detector. | Fuente radiactiva depositada sobre una gasa o papel secante dentro de una cápsula de Petri o maniquí equivalente, ambos con un diámetro mayor de 15 cm. | Físico Médico         | Se comparará el valor obtenido con el especificado por el fabricante. El valor obtenido para cada colimador debe ser mayor al 80 % del especificado por el fabricante. |

|                         |   |          |                                      |  |               |   |
|-------------------------|---|----------|--------------------------------------|--|---------------|---|
| Tasa máxima de recuento | Sirve para medir la variación de la tasa de cuentas que es capaz de detectar una cámara gamma conforme aumenta la tasa incidente. | Esencial | Aceptación. Referencia: trascambios. | Modo intrínseco en aire o extrínseco con dispersión: Fuente de 10 ml de <sup>99m</sup> Tc de una actividad tal que genere una tasa incidente mayor que la tasa que produce el máximo en la curva de tasa de cuentas observada. | Físico Médico | Los valores deben cumplir lo afirmado en las especificaciones del fabricante. |
| Sincronismo             | Determinar el tiempo de retardo entre la orden de adquisición y la propia   | Esencial | Aceptación Referencia: trascambios   | Fuente puntual de <sup>99m</sup> Tc de una actividad de 1.1 MBq (30 nCi).  | Físico Médico | Tiempo aparente de adquisición dinámica ≤ Tiempo de adquisición               |
|                         | adquisición.  |          |                                      |  |               | dinámica.   |

Tabla 5-1 – Controles de la calidad Equipos SPECT y Cámara Gamma. Pruebas planares.

| SPECT y Cámara Gamma. Pruebas planares. Pruebas de cuerpo entero |  |             |                                    |  |               |  |
|--|--|-------------|------------------------------------|--|---------------|--|
| Prueba   | Descripción  | Importancia | Tipo y frecuencia                  | Materiales   | Responsable   | Tolerancia   |
| Alineamiento de dos barridos                                     | Verificar la alineación de las imágenes decada barrido   | Esencial    | Aceptación. Constancia: semestral. | Fuente de actividad uniforme de dimensiones iguales o superiores a su campo de visión.   | Físico Médico | Desalineamiento entre los bordes de las imágenes de cada barrido < 5%  |
| Resolución espacial encuerpo enteros                             | Estimar la resolución espacial cuandoexiste movimiento relativo entre paciente y detector.               | Esencial    | Aceptación. Constancia: anual.     | Fuente puntual de <sup>99m</sup> Tc de una actividad tal que no sobrepase las 25 kcps. El volumen será lo más pequeño posible, aproximadament e 0,1 ml.  | Físico Médico | Se admite una diferencia de 1 % respecto de los valores obtenidos en prueba estática en idénticas condiciones.   |
| Uniformidad del sistema de cuerpoentero                          | Evaluar la uniformidad de detección del sistema de cuerpo entero en todo el campo de visión del estudio. | Esencial    | Aceptación. Constancia: semestral. | Fuente de actividad uniforme de dimensiones iguales o superiores a su campo de visión, cuya actividad produzca una velocidad de conteos entre 10-20Kc/s. | Físico Médico | El CV del número de cuentas por imagen debe ser menor al 2%. La imagen de uniformidad no debe presentar zonas frías o calientes dentro del campo útil de visión. |

|  |  |          |   |  |               |  |
|--|--|----------|---|--|---------------|--|
| Variaciones en la velocidad de movimiento. Dimensiones de la Imagen. Correcciones de los tiempos de exposición en sistemas no rectangulares. | Evaluar si existen variaciones en estos parámetros | Esencial | Aceptación. Constancia: anual. Cuando se realicen reparaciones o ajustes importantes en el sistema. |  | Físico Médico | Diferencias entre mínimo y máximo en el perfil de cuentas (en eje X) menor al 20%. Las imágenes no deben mostrar no-uniformidades y la longitud debe coincidir con la reportada por el fabricante. |
|--|--|----------|---|--|---------------|--|

6. CONTROL DE LA CALIDAD CÁMARAS GAMMA TOMOGRÁFICAS O SPECT

Para adquirir un estudio de tomografía por emisión de fotón único (SPECT), se hace rotar una cámara gamma convencional alrededor del paciente, registrando una imagen en cada paso angular. Mediante algoritmos de reconstrucción tomográfica similares a los utilizados en CT se pueden obtener conjuntos de datos 3D que permite ilustrar la biodistribución del trazador en planos ortogonales.

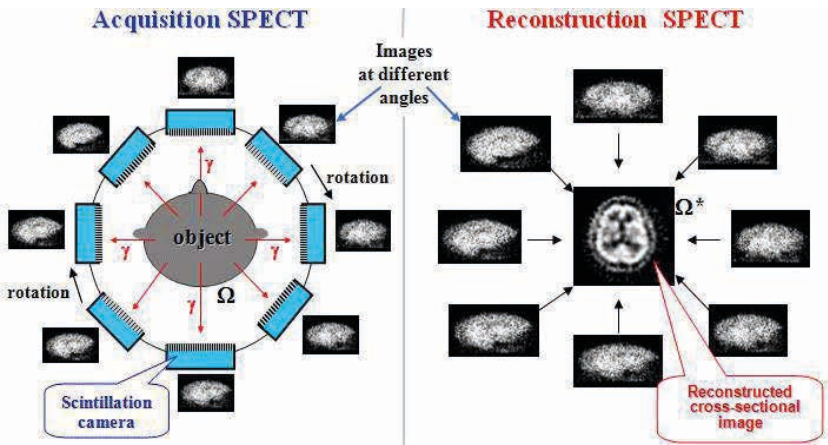


Figura 4 – Funcionamiento SPECT.

Fuente: <https://astronuclphysics.info/Scintigrafie.htm>



Figura 5 – SPECT Intevo (Siemens).

Las imágenes logradas mediante el SPECT tienen un número de ventajas potenciales con respecto a la imagen plana de la medicina nuclear convencional. Sin embargo, requieren una atención especial, pues para obtener resultados adecuados en los sistemas de SPECT se debe tener cuidado en la puesta a punto y en el funcionamiento de la cámara de centelleo y de las otras partes que componen el sistema. Existen además ciertos requerimientos adicionales para los sistemas con cabeza doble (o múltiple).

La Tabla 6-1 enlista las pruebas esenciales recomendables para el control de la calidad de SPECT, las frecuencias y tolerancias que se sugieren.

| Equipos SPECT. Pruebas tomográficas       |  |             |                                  |  |               |  |
|---|--|-------------|----------------------------------|--|---------------|--|
| Prueba                                    | Descripción  | Importancia | Tipo y frecuencia                | Materiales   | Responsable   | Tolerancia   |
| Inspección física y mecánica del sistema. | Verificación de la integridad de los equipos y de la correspondencia entre lo recibido y lo adquirido.   | Esencial    | Aceptación Diario.               | Manuales de operación. Oferta, contrato y especificaciones técnicas de compra. Planos de la instalación. | Físico Médico | De acuerdo a lo reportado por el fabricante.                 |
| Centro de rotación y alineamiento         | Comprobar que el centro de rotación se mantiene constante durante la rotación y que no varía según se determine en distintos puntos del campo de visión, es decir, su independencia respecto al eje Y. | Esencial    | Referencia. Constancia: mensual. | 1-5 fuentes puntuales de 37 MBq (05,-1 mCi) de Tc99m. Maniquí MHR-COR.                                   | Físico Médico | El corrimiento del centro de rotación debe ser menor a 2 mm. |

|   |   |          |  |  |               |  |
|---|---|----------|--|--|---------------|--|
| Uniformidad tomográfica   | Determinar la uniformidad de la reconstrucción de un maniquí con una distribución homogénea de actividad.   | Esencial | Aceptación. Constancia: mensual.           | Maniquí cilíndrico de 20 cm de diámetro y longitud mínima 20 cm. 740- 1110 MBq (20-30 mCi) de Tc99m disueltos homogéneamente en agua. Es imprescindible asegurarse de que la mezcla sea homogénea. | Físico Médico | El contraste medido entre cualquier artefacto de anillo y el fondo uniforme por medio de un perfil no debe exceder el 10%. Diferencia entre el valor central y el borde debe ser menor al 10%. |
| Resolución espacial tomográfica en aire (sin dispersor)           | Determinar la resolución espacial en la reconstrucción tomográfica.   | Esencial | Aceptación. Referencia. Constancia: anual. | 3 fuentes puntuales de $^{99m}\text{Tc}$ .   | Físico Médico | Diferencia entre la resolución planar y la tomográfica < 2 mm. Mediciones de la resolución espacial planar y tomográfica no deben diferir en más de un 10%.                                    |
| Resolución tomográfica con medio dispersor                        | Determinar la resolución espacial en la reconstrucción tomográfica, con medio dispersor   | Esencial | Aceptación. Constancia: semestral.         | 3 fuentes puntuales de $^{99m}\text{Tc}$ . Medio dispersor.  | Físico Médico | Debe conservar los mismos valores de referencia.   |
| Prueba de variaciones de sensibilidad y uniformidad con el ángulo | Determinar las variaciones de la sensibilidad del sistema en función de la posición angular del detector.   | Esencial | Aceptación. Referencia. Constancia: Anual. | Fuente plana de $^{57}\text{Co}$ o Fuente plana rellenable de $^{99m}\text{Tc}$ .  | Físico Médico | La sensibilidad no debe variar más de un 1% del valor medio.   |
| Funcionamiento total  | Verificar que el sistema esté funcionando correctamente en condiciones similares a las utilizadas en la práctica clínica. Estimar el contraste de objetos de tamaño conocido. | Esencial | Aceptación. Referencia. Constancia: Anual. | Un fantoma de desempeño total, por ejemplo Jaszczak, Carlson. 370MBq de actividad de $^{99m}\text{Tc}$ .   | Físico Médico | Los parámetros de funcionamiento deben coincidir con la referencia inicial.  |

Tabla 6-1 – Controles de calidad SPECT.

# 7. CONTROL DE LA CALIDAD DE PET

La Tomografía por emisión de Positrones (PET) utiliza un tipo de radionúclido que sufre decaimiento beta+ (positrones). Estos últimos cuando pierden su energía cinética durante su recorrido interactúan con los electrones presentes en los órganos y tejidos, produciendo una aniquilación positrón-electrón, de la cual salen dos fotones en dirección opuesta, con energía de 511 keV cada uno.

La detección por el PET de esos dos fotones involucra dos detectores situados opuestamente que deben registrar ambos eventos con una diferencia temporal muy pequeña llamada ventana de tiempo de coincidencia. Como los dos fotones viajan en direcciones opuestas, en un ángulo cercano a 180°, el punto de aniquilación estará ubicado sobre una línea recta llamada línea de respuesta (LOR) que une ambos puntos de detección. Es lo que se conoce como colimación electrónica en PET. Por lo tanto, a diferencia de los sistemas SPECT, no es necesario la presencia de un colimador convencional.

Por esa razón, la sensibilidad en PET es mayor, ya que la detección no se limita solamente a los fotones que viajan perpendicularmente al detector.

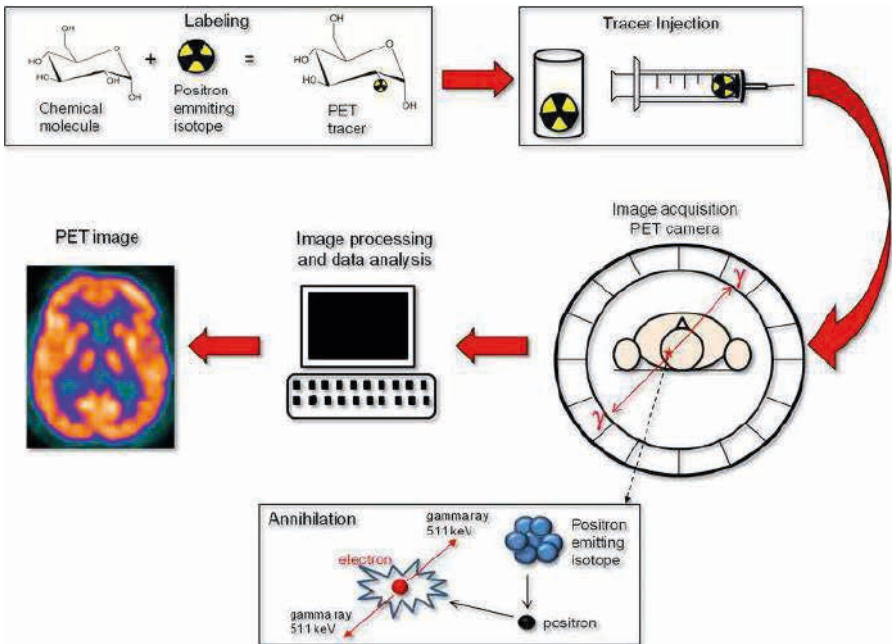


Figura 6 – Funcionamiento del PET.

Fuente: <https://www.researchgate.net/profile/ Cartoon-showing-the-basic-principles-and-procedures-in-PET-imaging.png>.



Figura 7 – PET (Philips).

Fuente: Physics in Nuclear Medicine.

La Tabla 7-1 enlista las pruebas esenciales recomendables para el control de la calidad del PET, las frecuencias y tolerancias que se sugieren.

| PET                 |   |             |  |  |               |  |
|---------------------|---|-------------|--|--|---------------|--|
| Prueba              | Descripción   | Importancia | Tipo y frecuencia                          | Materiales   | Responsables  | Tolerancia                                   |
| Inspección general  | Consiste en la verificación de la integridad del equipo.  | Esencial    | Aceptación. Referencia: tras cambios.      | Manuales de operación. Oferta, contrato y especificaciones técnicas.   | Físico Médico | De acuerdo a lo reportado por el fabricante. |
| Estabilidad diaria  | Evaluar, mediante una adquisición rutinaria y rápida, la constancia del funcionamiento del sistema de detectores y detectar cualquier cambio repentino. | Esencial    | Aceptación. Constancia: diaria.            | Dependiendo del sistema, fabricante y modo de adquisición (2D, 3D) se utilizarán fuentes radiactivas de geometría y actividad apropiadas al sistema, como: $^{68}\text{Ge}$ , $^{22}\text{Na}$ o $^{137}\text{Cs}$ . | Físico Médico | Las establecidas por el fabricante.          |
| Resolución espacial | Determinar la distancia a la que deben situarse dos   | Esencial    | Aceptación. Referencia. Constancia: anual. | 3 fuentes puntuales de $^{18}\text{F}$ , de diámetro   | Físico Médico | Los valores de FWHM y FWTM no deben ser      |

|  |  |          |   |   |               |   |
|--|--|----------|---|---|---------------|---|
|  | <p>fuentes puntuales para que se resuelvan en la imagen.</p> <p>Se trata de caracterizar la anchura de la imagen reconstruida de una fuente puntual (PSF) mediante la medición de FWHM y FWTM.</p> <p>Con esta medición se verifica que la resolución tomográfica del sistema no se ha degradado en el tiempo en los procesos de adquisición o reconstrucción.</p> |          |   | <p>inferior a 1 mm en las direcciones axial y transaxial, ubicadas dentro de un capilar de vidrio con diámetro interno menor o igual a 1 mm y externo menor o igual a 2 mm.</p> <p>La concentración de actividad inicial debería de ser ~1000 MBq/ml. Las fuentes se suspenderán en aire.</p> |               | <p>peores que los especificados por el fabricante.</p> <p>Si este no especifica los FWTM, se debe verificar que: <math>FWTM_{medido} / FWHM_{medido}</math> entre 1.8 y 2.0.</p> <p>Establecidos los valores de referencia, la tolerancia para la resolución espacial es: <math>FWHM_{medido} &lt; 1.05 FWHM_{esperado}</math>.</p> |
| Sensibilidad   | <p>Determinar la tasa de sucesos verdaderos por unidad de concentración de la actividad con un maniquí cilíndrico de dimensiones conocidas.</p>  | Esencial | <p>Aceptación. Referencia. Constancia: anual.</p> | <p>Fuente lineal de 700 mm de longitud rellena de forma uniforme con <math>^{18}F</math>.</p> <p>5 manguitos o fundas de Al de 700 mm de longitud, con espesor 1.25 mm y diámetros crecientes para contener la fuente y el restode los manguitos de menor diámetro.</p>                       | Físico Médico | <p>El valor de la sensibilidad nodebe ser peor que el especificado por el fabricante.</p> <p>Establecidos los valores de referencia, la tolerancia para la sensibilidad total es: <math>Stotal, medición &gt; 0,95 Stotal, esperada</math>.</p>   |
| Medición de la fracción de dispersión, depéridas y aleatorios. | <p>Evaluación de la dispersión de fotones, pérdidas de la tasa de recuento y los sucesos aleatorios (randoms).</p> <p>La dispersión y los sucesos aleatorios introducen sucesos no válidos que afectan a la calidad de imagen y a la cuantificación.</p>   | Esencial | <p>Aceptación. Referencia. Constancia: anual.</p> | <p>Maniquí de dispersión (Nema).</p> <p>Se utiliza una concentración de <math>^{18}F</math> cuya actividad inicial la recomienda el fabricante para que se pueda medir adecuadamente el pico NEC (Noise Equivalent Count rate, Tasa de recuento equivalente al ruido).</p>                    | Físico Médico | <p>Los valores de la fracción de dispersión, del pico NEC y de la concentración del pico NEC no deben ser peores que los especificados por el fabricante.</p> <p>Establecidos los valores de referencia, la tolerancia para la fracción de dispersión es: <math>SF_{medición} &lt; 1.05 SF_{esperada}</math>.</p>                   |

|  |   |          |  |  |               |  |
|--|---|----------|--|--|---------------|--|
| Exactitud de las correcciones de sucesos aleatorios y pérdidas de sucesos.                         | Valorar la exactitud de las correcciones que el sistema aplica a los datos adquiridos.  | Esencial | Aceptación Referencia. Constancia: anual   | Maniquí de dispersión (Nema). Se utiliza una concentración de $^{18}\text{F}$ cuya actividad inicial la recomienda el fabricante para que se pueda medir adecuadamente el pico NEC.  | Físico Médico | El valor de la desviación relativa de conteo no debe ser peor que el especificado por el fabricante. La tolerancia para la desviación relativa de conteo es: $\text{ERmedido} < 1.05 \text{ EResperado}$ . |
| Calidad de la imagen. Precisión de correcciones de atenuación y dispersión y de la cuantificación. | Evaluar la calidad de imagen usando un maniquí con lesiones frías y calientes para simular los estudios clínicos. Este test también permite calcular las correcciones de atenuación y de dispersión, así como cuantificar las mediciones absolutas de actividad en un volumen de interés. | Esencial | Aceptación. Referencia. Constancia: anual. | Maniquí de calidad de imagen. Maniquí de dispersión (Nema, 2007).<br>El maniquí de cuerpo se rellena con una concentración de 5.3 kBq/ml de $^{18}\text{F}$ , distribuidos en 70 litros.<br>Las 2 esferas mayores con agua para simular lesiones frías y las 4 pequeñas se rellenan con una concentración de $^{18}\text{F}$ tal que el cociente de concentraciones es de 4:1 y 8:1.<br>La fuente lineal de dispersión se rellena con 116 MBq de $^{18}\text{F}$ . | Físico Médico | La tolerancia respecto a los valores de referencia se considerará del 5 %.   |
| Resolución en energía  | Comprobar el funcionamiento de fotomultiplicadores y asegurar la eficiencia de la recogida de la luz está dentro de las especificaciones del fabricante.  | Esencial | Aceptación. Constancia: anual.             | Fuente puntual de $^{18}\text{F}$ con diámetro inferior a 1 mm (en las direcciones axial y transversal) en el seno de un tubo capilar con diámetro interno menor que 1 mm y externo menor que 2 mm   | Físico Médico | Establecido el valor de referencia, la tolerancia para la resolución energética es: $\text{REesperado} < 1.05 \text{ REmedido}$ .  |
| Resolución temporal para PET con TOF (Tiempo de vuelo)   | Determinar la capacidad del sistema para calcular la diferencia en el tiempo de llegada de los dos fotones de coincidencia, y por lo tanto, obtener información sobre la ubicación probable de la aniquilación a lo largo de la LOR.  | Esencial | Aceptación. Constancia: diaria.            | Fuente puntual de periodo de semidesintegración largo, como $^{22}\text{Na}$ o la recomendada por el fabricante. La fuente se coloca exactamente en el centro del campo de visión  | Físico Médico | Establecido el valor de referencia, la tolerancia para la resolución temporal es: $\text{RTmedido} < 1.05 \text{ RTesperado}$  |

|                                 |  |  |  |   |               |  |
|---------------------------------|--|--|--|---|---------------|--|
| Calidad de imagen               | Comprobar la constancia de los parámetros de calidad de imagen: uniformidad, resolución espacial y concentración, utilizando un maniquí  | Esencial   | Aceptación. Constancia: anual.   | Maniquí de Jaszczak que consiste en un cilindro rellenable (20 cm de diámetro y 20 cm de longitud) con objetos esféricos sólidos y patrones de barras de diferentes diámetros   | Físico Médico | No deberían variar significativamente de los valores de referencia   |
| Normalización                   | El uso de datos incorrectos de normalización compromete la calidad de la imagen.   | Esencial (En algunos sistemas se realiza en el control diario) | Aceptación. Constancia: según fabricante y tras reparación del detector. | Dependiendo del sistema, fabricante y modo de adquisición 2D- 3D, el procedimiento de normalización se puede realizar utilizando diferentes maniquíes y fuentes: Fuente lineal de $^{68}\text{Ge}$ . Maniquí cilíndrico | Físico Médico | No detectar artefactos en los sinogramas.  |
|                                 |  |  |  | uniforme de $^{68}\text{Ge}$ . Fuente puntual de $^{137}\text{Cs}$ .  |               |  |
| Calibración de la concentración | Asignar unos factores que convierten sucesos reconstruidos a actividad en la imagen. Estos factores, correlacionan los valores de los píxeles en cada imagen con la actividad específica medición; factores de calibración inexactos producen errores de cuantificación de las imágenes. | Esencial   | Aceptación Constancia: trimestral  | Maniquí rellenable con $^{18}\text{F}$ .  | Físico Médico | Desviaciones superiores al 10 % de los resultados esperados deben dar lugar a la adopción de mediciones correctivas. Una inspección visual no debería detectar artefactos o franjas de mayor/ menor actividad. |

## 8. EQUIPOS HÍBRIDOS: PET/CT Y SPECT/CT

Estos sistemas híbridos de obtención de imágenes son capaces de adquirir imágenes de PET o SPECT, junto con imágenes de CT en rápida sucesión, por lo que se puede considerar que los datos tienen un registro espacial y temporal bastante bueno.

Las CT no sólo proporcionan un contexto anatómico para mejorar la interpretación diagnóstica de los estudios de medicina nuclear, sino que también pueden utilizarse como base para realizar correcciones para la atenuación y la dispersión de fotones en la PET y SPECT.

Con respecto a equipos híbridos como PET-RMN (fusión de PET con Resonancia Magnética Nuclear) quedan fuera del alcance de ese documento.



Figura 8 – (a) PET-CT Biograph (Siemens) (b) SPECT CT Symbia Intevo (Siemens).

La Tabla 8-1 enlista las pruebas esenciales recomendables para el controlde la calidad de equipos híbridos, las frecuencias y tolerancias que se sugieren.

| PET                  |  |             |   |  |                       |  |
|----------------------|--|-------------|---|--|-----------------------|--|
| Prueba               | Descripción  | Importancia | Tipo y frecuencia                         | Materiales   | Res-ponsa-ble         | Tolerancia   |
| Alineación deláseres | Garantizar que los láseres internos y externos están correctamente alineados. Esta prueba es importante si las imágenes están siendo utilizadas para la planificación del tratamiento de radioterapia. | Esencial    | Aceptación. Constancia: diario y mensual. | Maniquí con marcas de alineación.  | Técnico Físico Médico | El valor de la desviación de la alineación debe ser inferior en valor absoluto a 2 mm.                                 |
| Registro de imágenes | Evaluar la exactitud del registro de las imágenes obtenidas con los equipos híbridos SPECT-CT y PET-CT.  | Esencial    | Aceptación Constancia: trimestral         | En general el fabricante incluye en el equipamiento decontrol de calidad suministrado un maniquí para el registro de imágenes. | Físico Médico         | Registro inferior a $\pm 1$ pixel ( $0 \pm 1$ mm, el que sea menor) cuando se utiliza una matriz de $512 \times 512$ . |

Tabla 8-1 – Controles de calidad equipos híbridos.

## 9. PUNTOS CLAVES

1. El éxito de la medicina nuclear depende, en gran parte, del correcto funcionamiento de todos y cada uno de los sofisticados equipos que se utilizan en la medición de la actividad de los radionúclidos.
2. Para garantizar el principio de optimización de las exposiciones médicas en medicina nuclear, se requiere la implementación del Manual de Normas de Controles de Calidad, redactando los procesos, procedimientos e instrucciones.
3. Es fundamental realizar controles sistemáticos para garantizar la calidad de las imágenes, la seguridad de los pacientes y del personal de operación.
4. La confiabilidad de las dosis de radiofármacos administradas a los pacientes depende del desempeño del calibrador de dosis (activímetro). Un programa de garantía de calidad aceptable para los calibradores consiste en una serie de procedimientos que miden su exactitud, estabilidad, precisión y linealidad.
5. Para el caso de monitoreo in vivo de la glándula tiroides son usados los sistemas de sonda de captación con cristal de NaI (TI), por lo tanto, es importante verificar constantemente su funcionamiento, llevando a cabo los controles mencionados.
6. El contador de pozo utilizado en Medicina Nuclear es un detector de centelleo que requiere de controles para su correcto funcionamiento.
7. Las sondas intraoperatorias requieren de controles simples, expresivos y reproducibles.
8. Evidentemente en todos estos equipos (cámara gamma, SPECT, PET y equipos híbridos) se deben efectuar las pruebas de control de calidad que aseguren un comportamiento estable, así como la adecuación a las especificaciones del fabricante. Siempre se recomienda tomar como guía de estas pruebas las definidas en protocolos internacionales si es que en el país no existen Normas nacionales al respecto.
9. Los equipos híbridos como PET-RMN, no se mencionan debido a que están fuera del alcance del documento.

## REFERENCIAS

AAPM. The Selection, Use, Calibration and Quality Control of Radionuclides Calibrators used in Nuclear Medicine. AAPM Report no. 181. Alexandria, EEUU: American Association of Physicists in Medicine; 2012.

CIEMAT, SEFM, SEMN, SEPR, SERFA. Protocolo para la calibración y el uso de activímetros. Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes CIEMAT, Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica, Sociedad Española de Radiofarmacia; 2003.

IAEA. Quality control of nuclear medicine instruments. IAEA-TECDOC-602. Viena, Austria: International Atomic Energy Agency; 1991.

IEC. Nuclear medicine instrumentation - Radionuclide calibrators. IEC-TR61948-4. Ginebra, Suiza: International Electrotechnical Commission; 2006.

NPL. Protocol for Establishing and Maintaining the Calibration of Medical Radionuclide Calibrators and their Quality Control. A National Measurement Good Practice Guide nº 93. Teddington, Middlesex, Reino Unido: National Physics Laboratory; 2006.

SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo de Control de calidad de la instrumentación de Medicina Nuclear. 2020

OIEA 2009. IAEA HUMAN HEALTH SERIES No. 6 Quality assurance for SPECT systems. VIENNA: International Atomic Energy Agency.

AAPM 2019, James R. Halama, C. D. Acceptance Testing and Annual Physics Survey Recommendations for Gamma Camera, SPECT, and SPECT/CT Systems. The Report of AAPM Task Group 177. American Association of Physicists in Medicine.

OIEA 2009. IAEA HUMAN HEALTH SERIES No. 1 Quality assurance for pet and pet/ct systems. VIENNA: International Atomic Energy Agency.

OIEA 2006. Technical Reports Series No. 454 Quality assurance for radioactivity measurement in nuclear medicine. VIENNA: International Atomic Energy Agency

WHO. Quality Assurance in Nuclear Medicine. Ginebra, Suiza: World Health Organization; 1982.

Zanzonico P. Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. J Nucl Med. 2008 Jul; 49(7).

SIMON, R . Cherry, PhD., JAMES A. Sorenson, PhD., MICHAEL, E. Phelps., PhD. Physics in Nuclear Medicine. Fourth Edition. 2012.

Videos tutoriales sobre las pruebas de control de calidad de los sistemas SPECT. [https://humanhealth.iaea.org/HHW/MedicalPhysics/e-learning/Tutorial\\_videos\\_on\\_Quality\\_Control\\_tests\\_for\\_SPECT\\_systems/index.html](https://humanhealth.iaea.org/HHW/MedicalPhysics/e-learning/Tutorial_videos_on_Quality_Control_tests_for_SPECT_systems/index.html)

# OS DESAFIOS PARA A ESCOLHA DA INSTRUMENTAÇÃO NA ÁREA DE RADIOLOGIA

Renato Dimenstein

## 1. CARACTERÍSTICAS DAS IMAGENS

Para cada modalidade diagnóstica, existem simuladores específicos para a realização de testes de controle da qualidade. Esses objetos simuladores mimetizam os parâmetros de resolução, contraste e ruído. A escolha do simulador irá depender do tipo de aquisição de imagens, do sistema de detecção e do algoritmo de processamento.

Para a seleção do simulador de imagens, é necessário que as características das imagens sejam diferenciadas. Por exemplo, a habilidade de um sistema em distinguir dois objetos como elementos distintos é referida como resolução espacial. Esse parâmetro descreve o nível de detalhes que podemos visualizar na imagem. Para a simulação da resolução, utilizamos padrões com diferentes geometrias, tais como barras, estrelas, fendas ou pinhole (Figura 1). Por exemplo, a ferramenta de barras utiliza pares de linhas, com espaçamentos decrescentes. Quanto maior for o número de linhas visualizadas na imagem de simulação, maior será o valor da resolução espacial. Se conseguirmos diferenciar uma

linha de 1 mm, com espaçamento de 1 mm, teremos uma distância de 2 mm, ou seja, 0,5 pares de linha/mm.

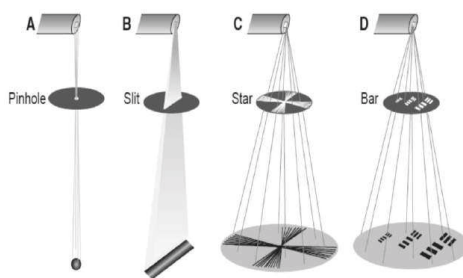


Figura 1 – Tipos de simuladores para avaliação da resolução espacial.

Fonte: Bushberg (2020).

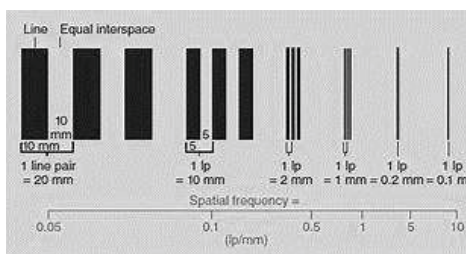


Figura 2 – Limite de resolução espacial em pares por linha/mm.

Fonte: Bushberg (2020).

A quantificação da resolução também pode determinada em função da dispersão do sinal, seja de um ponto (PSF), de uma borda (ESF) ou de uma linha (LSF). Nesses

casos, estima-se a amplitude do sinal em relação a sua posição e determina-se o valor da metade da amplitude do sinal em relação a sua meia largura (FWHM). Outra maneira de avaliação da qualidade é pela degradação da imagem em relação ao seu objeto, através da Função de Modulação de Transferência (MTF) e do uso da Transformada de Fourier. A amostragem do sinal é realizada em termos amplitude e ciclos/cm. O limite de resolução é determinado pela Frequência de Nyquist (Figura 3).

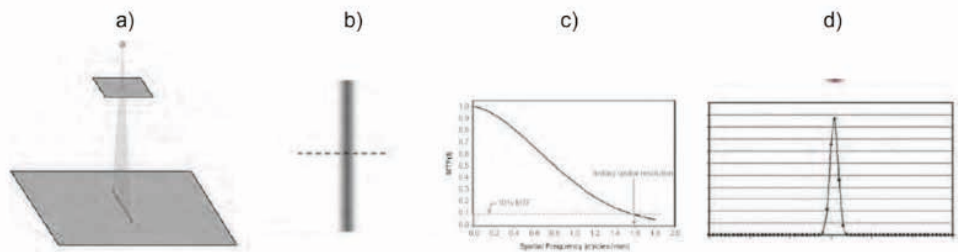


Figura 3 – (a) simulador de fenda, (b) projeção de dados, (c) FWHM e (d) MTF.

Fonte: Bushberg (2020).

O parâmetro de *contraste* corresponde à capacidade de um sistema de imagem de diferenciar os objetos de tamanhos distintos em relação a sua vizinhança. Uma imagem preta e branca, sem níveis intermediários de cinza, apresenta alto contraste. Entretanto, se na imagem estiverem predominando diferentes níveis de cinza, ela apresenta baixo contraste. As ferramentas de contraste são constituídas de pequenos objetos com densidades ligeiramente diferentes, de forma a ser possível visualizar uma escala com níveis de cinza. A detectibilidade em termos do contraste depende das características do sistema detector, do paciente, do algoritmo de processamento e da visualização no monitor de imagem.

As variações de detecção da imagem são referidas como *ruído*, o qual depende das características do paciente, da energia do feixe, da quantidade de fótons, dos protocolos de aquisição e do processamento do sinal. A predominância do ruído afeta a detectibilidade de lesões de baixo contraste. A quantificação do sinal que é corrompido pelo ruído é expressa através da razão sinal-ruído (SNR) e corresponde às diferenças entre os sinais médios do objeto e do plano de fundo, divididos pelo desvio padrão na ROI do plano de fundo. Outra forma de analisar a imagem é pela razão contraste-ruído (CNR), conforme a Figura 4.

$$CNR = \frac{ROI_{organ} - ROI_{background}}{\sqrt{\frac{1}{2} \times (SD_{organ}^2 + SD_{background}^2)}} \quad SNR = \sum_i (x_i - \bar{x}) \quad (1)$$

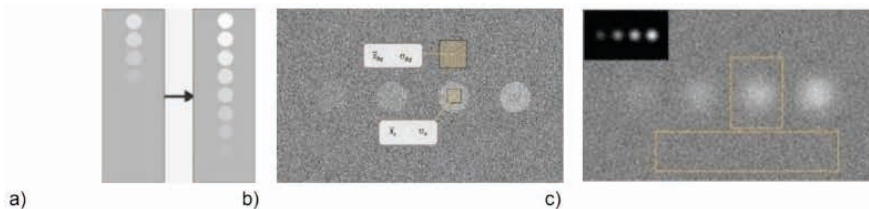


Figura 4 – (a) alto e baixo contraste, (b) CNR e (c) SNR. a

Fonte: Sprawls (1995).

## 2. SIMULADORES DE CONTROLE DA QUALIDADE

Para cada modalidade diagnóstica, são preconizados um tipo de simulador e uma metodologia de controle da qualidade. Os protocolos de avaliação estabelecem os parâmetros de testes, a periodicidades e os limites de tolerância. A escolha do simulador depende do método de aquisição de imagens, do tipo de receptor, da faixa de energia, do algoritmo de reconstrução e do processamento digital. A seleção do equipamento de teste também deve levar em conta a finalidade da avaliação, seja para fins regulatórios, de acreditação, ou validação de novas tecnologias.

Quando da escolha do simulador de teste de resolução espacial, deve-se levar em conta as características dos diferentes sistemas de imagens. A seleção da ferramenta de teste é limitada ao poder resolutivo do equipamento radiológico, seja pelo tamanho de ponto focal ou pelo pixel detector. Por exemplo, o limite de resolução espacial de uma imagem com raios X digital é de 0,17 mm. Portanto, o objeto simulador tem que ser compatível com a limitação da visualização de detalhes da imagem radiológica.

Em relação à determinação dos parâmetros de contraste e de ruído, avalia-se os valores em termos da razão contraste-ruído (CNR) e razão sinal-ruído (SNR). A escolha do simulador de qualidade deve ser baseada nas características do equipamento de imagem. A Figura 5 mostra um simulador padrão de resolução em termos de pares por linhas, uma ferramenta de detalhe, uma ferramenta de ruído e uma imagem de uma ferramenta contendo todos os parâmetros de testes.

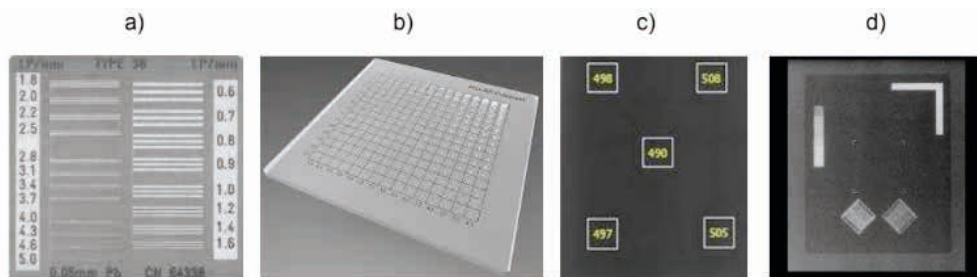


Figura 5 – (a) resolução, (b) detalhe, (c) ruído e (d) imagem de teste.

Fonte: Dimenstein (2021).

As avaliações dos equipamentos de fluoroscopia são aplicadas aos arcos cirúrgicos, telecomandados, de hemodinâmica e de radiologia intervencionista. A qualidade da imagem é obtida com o uso de simuladores de alto e baixo contraste. A determinação dos parâmetros de qualidade depende do modo de aquisição, seja em fluoro ou cine. Quando da realização de ensaios de qualidade, as imagens devem ser obtidas para diferentes parâmetros quanto a taxas de pulsos no modo contínuo e pulsado, tamanhos de campos e magnificação. Por exemplo, para as tecnologias de aquisição com intensificador de imagem (II) e FOV = 27 cm, a resolução é de 0,7 pares de linha/mm. No entanto, para detectores Flat Painel (FPD), a resolução é de 2,5 pl/mm. Na escolha do simulador de qualidade de imagem em fluoroscopia, deve-se considerar, que o limite de resolução espacial é de 0,125 mm.

Para a determinação do parâmetro de contraste de equipamentos com tecnologias com II, é possível ser utilizado simulador com placas espessas de alumínio contendo quatro furos. Entretanto, para os atuais equipamentos com sistemas de detecção do tipo FPD, o emprego das placas de alumínio apresenta limitações na determinação do parâmetro de contraste e sugerem-se simuladores dedicados na determinação dos parâmetros de CNR e SNR (Figura 6).

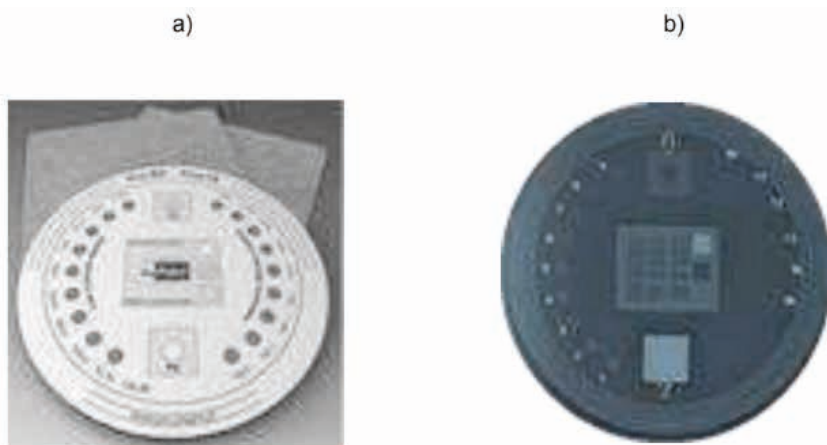


Figura 6 – (a) ferramentas de contraste e resolução e (b) imagem de teste em fluoroscopia.

Fonte: Dimenstein (2021).

Para a avaliação de equipamentos de mamografia, utiliza-se um simulador de controle da qualidade que mimetiza a atenuação de tecido com 4 cm de compressão. O simulador tem atenuação para a radiação característica equivalente a 50 % adiposo e 50 % glandular. Em seu interior, estão inseridas fibras de nylon, microcalcificações e discos de baixo contraste descritas na Figura 7.

Para sistemas digitais de campo total, sugere-se que o simulador tenha uma área de cobertura equivalente ao receptor de imagens. A resolução varia de 0,05 a 0,1 mm, dependendo do tipo de detector e do ponto focal. A quantificação é feita em termos de pares de linha por mm, sendo o limite de visualização de 10 a 20 pares linhas/mm. Outros simuladores requeridos são utilizados para avaliar o desempenho do controle de exposição automático, com placas de PMMA de diferentes espessuras.

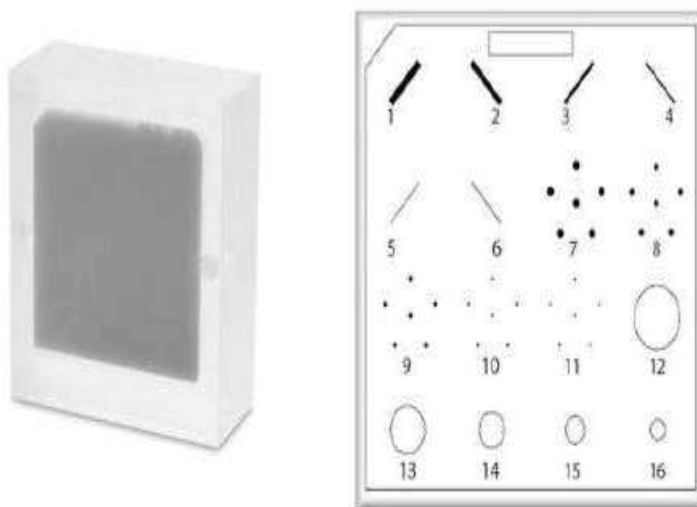


Figura 7 – Simulador de mamografia.

Fonte: Sprawls(1995).

Para avaliação dos equipamentos de tomografia é preconizada a avaliação dos parâmetros de contraste, ruído, resolução, alinhamento do laser, isocentro e movimentação da mesa. A resolução espacial deste método diagnóstico é limitada a 0,3 mm, o que corresponde à metade do valor do pixel do detector. A escolha do simulador de tomografia depende da finalidade da avaliação. Por exemplo, para os programas de acreditação do tipo ACR, é necessário o uso de um simulador comercializado pela empresa Sun Nuclear/ Gammex. Porém, para a realização dos testes de aceitação de novos equipamentos e de constância, recomenda-se a utilização dos simuladores Catphan, Gammex ou AAPM.

Para a realização de testes semanais quanto ao valor de HU de água, ar e uniformidade do ruído, utiliza-se o simulador do próprio equipamento de tomografia. Para a acurácia dos resultados, sugere-se substituir o líquido do interior do simulador a cada ano.

Um comentário importante é que estes simuladores disponibilizados junto ao equipamento fabricante não são indicados para a realização de testes anuais de constância, aceitação ou acreditação, em função de sua limitadíssima característica de

simulação, o que resulta em erros grosseiros de quantificação da qualidade da imagem em tomografia computadorizada.

O avanço tecnológico em tomografia requer simuladores na validação de novas tecnologias, tais como de contagem de fótons, espectral, reconstrução de iterativa, modulação de corrente e densidade eletrônica (Figura 8).

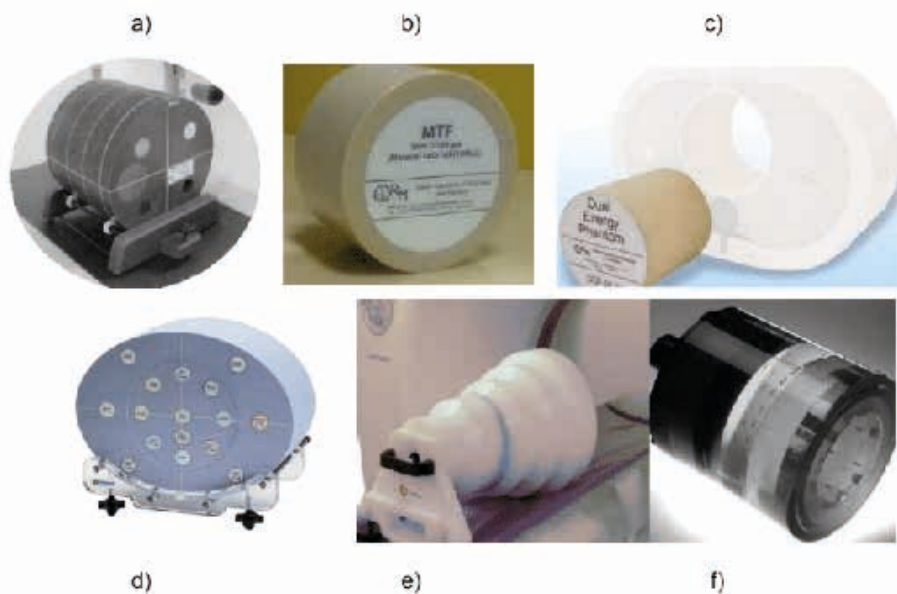


Figura 8 – (a) simulador Gammex ACR, (b) reconstrução QRM, (c) dupla energia QRM, (d) densidade eletrônica Sun, (e) modulação de corrente Sun e (f) Cathphan.

Fonte: Dimenstein (2021).

Os simuladores de ultrassom mimetizam as características de atenuação dos tecidos. Estes utilizam materiais como Zerdine ou Uretano, os quais apresentam velocidade de propagação e atenuação de: 1540 m/s e 05 dB/MHz, e 1450 ms/s e 0,7 dB/MHz, respectivamente (Figura 9). A borracha de Uretano é mais durável do que o gel de Zerdine, porém a borracha sofre mais com as variações de temperatura.

Os parâmetros de avaliação de equipamentos de US são realizados em termos da uniformidade, da zona morta, da profundidade, da precisão, da resolução, da visualização de objetos, da sensibilidade e do contraste. A partir da avaliação desses parâmetros, é possível a identificação da degradação das sondas, a comparação de desempenho entre diferentes fabricantes e a certificação de acreditação (*American College of Radiology* e Programa de Acreditação em Diagnóstico por Imagens).

Quanto à escolha do simulador de US, deve-se selecionar um equipamento que permita a visualização de imagens compatíveis com a frequência do transdutor e a geometria da sonda. A aquisição de simuladores de “segunda mão” é tentadora, no entanto o “barato sai caro”, pois a qualidade do teste fica comprometida.

Para o assentamento do desempenho do modo *Doppler*, é necessário um simulador de imagens acoplado a uma bomba de fluxo. No interior do simulador, existe um vaso de comprimento conhecido por onde um fluido será bombeado. As propriedades de atenuação do fluido são similares às do sangue humano. As aquisições e quantificações de imagens podem ser realizadas no modo contínuo ou pulsado.

Os parâmetros de desempenho do modo Doppler são quanto à velocidade, à profundidade, à precisão direcional, ao sentido de propagação e à coincidência do modo Doppler com o modo B. A quantificação da imagem utiliza o traçado espectral e pode identificar falhas em elementos do transdutor ilustrado na Figura 10.

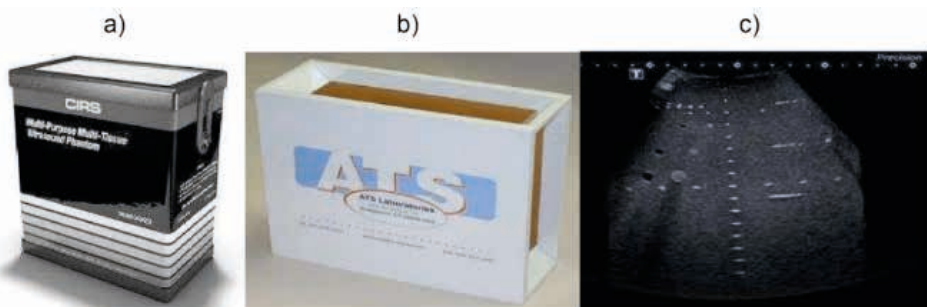


Figura 9 – (a) simulador de Zerdine, (b) simulador de Uretano (c) imagem de simulação de US.

Fonte: Dimenstein (2021).



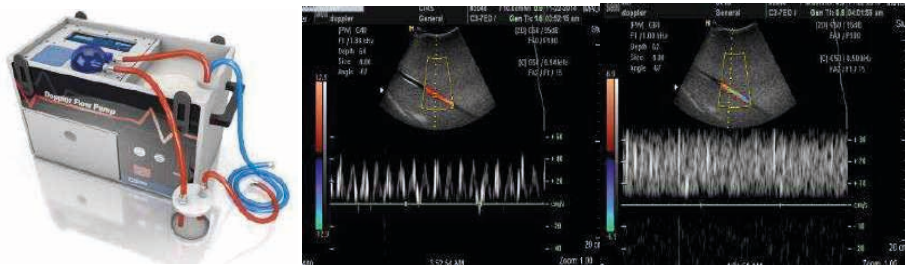


Figura 10 - (a) Simulador Doppler Uretano Modo B/Doppler sUN, (b) simulador Doppler Zerdine, (c) simulador Doppler Zerdine CIRS, (d) bomba de fluxo, (e) teste de qualidade modo pulsado, (f) teste de qualidade modo contínuo.

Fonte: Dimenstein (2021).

Existem outras possibilidades de simuladores de US e Doppler para fins não regulatórios, como elastografia, biópsia, dentro outros, conforme ilustrado na Figura 11. A aquisição de simuladores usados não é recomendada, em função da perda da capacidade de visualização das estruturas mais profundas.

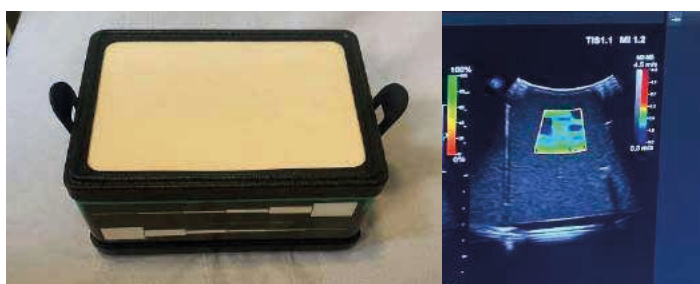


Figura 11 – (a) simulador Elastografia CIRS e (b) imagem de teste.

Fonte : Dimenstein (2021).

Para a avaliação dos equipamentos de ressonância magnética, devem ser determinados os parâmetros de homogeneidade, a distorção geométrica, o fantasma, a espessura de corte, a razão sinal-ruído, a uniformidade, a resolução espacial de alto contraste e a detectibilidade de baixo contraste, conforme ilustrado na Figura 12. Uma sugestão é a utilização do protocolo de qualidade ACR, conforme a aquisição de sequências de pulso ponderadas em T1 e T2. Os simuladores de qualidade em RM apresentam geometrias esféricas ou cilíndricas. Internamente são preenchidos com água e substâncias paramagnéticas mimetizando T1 e T2.

Para a realização dos testes semanais quanto à frequência central e à análise de artefatos em imagens clínicas, recomenda-se o uso do simulador do próprio equipamento de RM. Os fabricantes de equipamentos de ressonância magnética apenas disponibilizam

os simuladores para testes semanais de qualidade. Portanto, o físico especialista deve selecionar um simulador adequado para a aquisição das sequências de pulso, bem como treinar os operadores para a execução dos testes semanais.

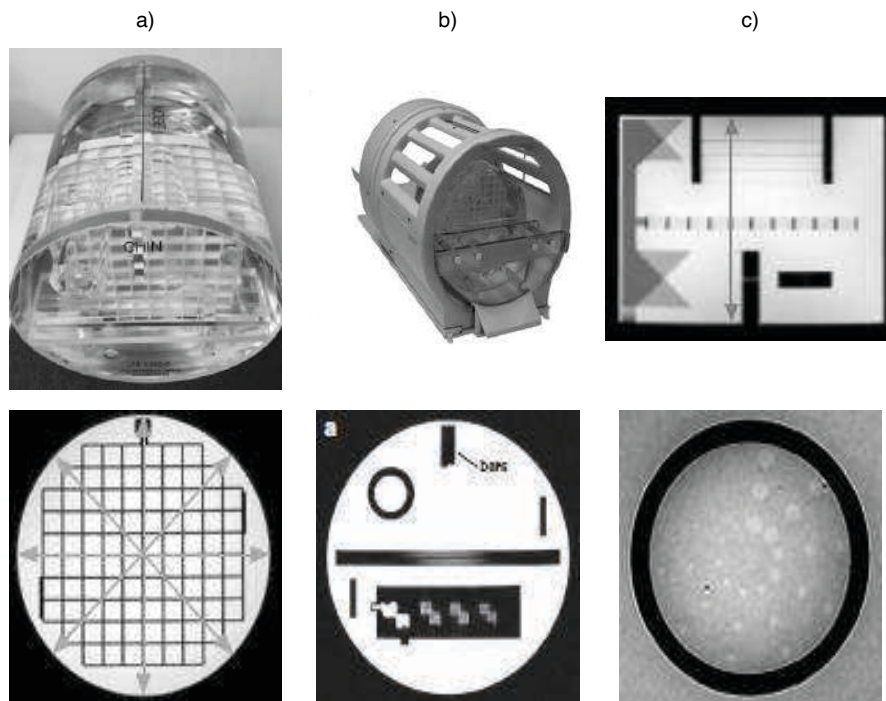


Figura 12 – (a) Phantom ACR, (b) bobina de teste, (c) scan localizador, (d) distorção, (e) resolução/espessura e (f) contraste.

Fonte: ACR (2011).

### 3. DETECTORES DE RADIAÇÃO

Além da qualidade da imagem, também é necessário aferir os parâmetros da tensão de operação, do tempo de exposição, do rendimento, do tubo, da taxa de kerma e da filtração dos equipamentos radiológicos. Para cada modalidade, existe uma metodologia apropriada de avaliação, bem como um sistema de detecção. O desempenho do equipamento é realizado em termos de reprodutibilidade, exatidão e linearidade, para geradores, tubos de raios X e controles automáticos de exposição.

d) e) f)

Os instrumentos de aferição são constituídos por dispositivos eletrônicos, via de regra, de múltiplos usos e que permitem avaliar separadamente os equipamentos de raios X, fluoroscopia, mamografia e tomografia. Para cada faixa de energia, existem sensores

acoplados aos medidores não invasivos. Os sistemas de aferição são constituídos por detectores de estado sólido ou câmaras de ionização (Figura 13).

Para a tomografia, as medições de dose podem ser realizadas com um detector com uma câmara de ionização de 100 mm ou com um fotodiodo associado a um eletrômetro. A estimativa de dose é realizada com o detector na forma “lápis” inserido no interior de um simulador cilíndrico de PMMA, com diâmetro de 16 cm (crânio) ou 32 cm (corpo). Para as novas tecnologias de tomografia com feixes largos, os simuladores devem apresentar maiores dimensões, em função do espalhamento da radiação.

Antes da aquisição do medidor não invasivo, verifique quais as curvas de calibração estão disponíveis em função do espectro de energia. Por exemplo, os medidores de testes de qualidade em mamografia devem possuir calibrações para as diferentes combinações alvo e filtros (Mo/Rh/Ag). Alguns fabricantes de equipamentos de controle da qualidade possibilitam a atualização de diferentes combinações via software, não sendo requerido, portanto, o envio do equipamento de controle da qualidade para a recalibração. O critério de escolha do instrumental de teste irá depender das características do sensor em termos respostas quanto à taxa de dose, à acuracidade e à dependência energética. Outros fatores que devem ser considerados na seleção do instrumental são: a capacidade de acoplamento de outras sondas de detecção, a exportação dos dados de leituras para planilhas, a possibilidade de uso de *wireless* e a calibração das sondas pelos laboratórios de metrologias.



Figura 13 – (a) detector RTI, (b) fluke, (c) radical e (d) câmara de Ionização.

Fonte: Dimenstein (2021).

Quando for escolher um detector de radiação, verifique a capacidade de acoplamento de outras sondas de detecção. Isso pode ser útil para demandas futuras, tais como medições em equipamentos panorâmicos, avaliação de feixes cônicos e medições de dose para largos feixes tomográficos. Antes da compra de sensores, é importante verificar a possibilidade da calibração das sondas pelos laboratórios de metrologias, os quais devem possuir padrões de referência para a aferição.

A importação dos equipamentos detectores utilizados em proteção radiológica e em controle da qualidade tem alíquotas de taxas de importação, o que impacta no preço do equipamento. Além disso, a maioria dos fabricantes somente efetiva a compra via representante comercial, o que dobra o preço da compra dos equipamentos de controle da qualidade. Trazer os sensores com bagagem pessoal pode ser um problema, seja devido à ausência de guias de importação, o que dificulta o retorno ao fabricante em caso de reparos e calibrações, seja devido à contratação de seguros e remessas ou ao terrestre dos equipamentos.

Em resumo, o desafio na escolha dos equipamentos de controle da qualidade e dos detectores de radiação está relacionado à grande diversidade dos métodos de diagnóstico por imagens. Isso requer que os físicos especialistas em diagnóstico por imagens saibam identificar os fatores que afetam a qualidade de cada modalidade e tenham a habilidade de operar os equipamentos diagnósticos. Para tanto, a formação do especialista em física médica em diagnóstico é essencial, e neste cenário os programas de residência são o caminho mais seguro para a entrada pela “porta da frente” da área do diagnóstico por imagens.

#### 4. KEY POINTS

1. Resolução; capacidade do sistema de imagem de separar dois pontos como entidades distintas;
2. Contraste; refere-se à distinção de dois pontos com níveis similares de atenuação, e visualizados dentro de uma estrutura ou órgão;
3. Ruído; corresponde à dispersão do sinal no sistema receptor de imagem;
4. Pixel; elemento de pintura relacionado ao poder resolutivo do detector e do monitor;
5. Função de Modulação de Transferência (MTF); representa a degradação do objeto em relação à representação da imagem;
6. Razão Contraste-Ruído (CNR); indica a degradação da diferenciação em separar dois objetos com similares atenuações;
7. Razão Sinal-Ruído (SNR); indica a degradação da detecção do sinal em decorrência da dispersão na detecção;
8. Full Width Half Maximum (FWHM); medição da resolução do sinal em relação a sua meia altura e meia largura;

9. Line Spread Function (LSF); corresponde à função matemática da dispersão de uma linha;
10. Point Spread Function (PDF); corresponde à função matemática da dispersão de um ponto;
11. Line Spread Function (BSF); corresponde à função matemática da dispersão de uma borda.

## REFERÊNCIAS

ACR. *American College of Radiology Quality Control in CT*. 2011. ACR. *American College of Radiology Safe MR Practices*. 2007.

BUSHBERG, J. T. *The Essential Physics of Medical Imaging*. - 3. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2020

BUSHONG, S. C. *Radiologic Science for technologists*. Amsterdam: Elsevier, 2013

DIMENSTEIN, R. Como escolher os simuladores de controle da qualidade. *Anais da Jornada Paulista de Radiologia*, 2021.

HUDA, W. *Review of Radiology Physics*. 3. ed. Philadelphia: Willians & Wilkins, 2016.

SPRAWLS, P. *Physical Principles of Medical Imaging Medical*. Madison: Physics Publishing, 1995.



## OS PRINCÍPIOS DA JUSTIFICAÇÃO E DA OTIMIZAÇÃO DA PROTEÇÃO NO USO DE FONTES DE RADIAÇÃO IONIZANTE NA ÁREA MÉDICA

**Eliana Amaral**

**Carlos Eduardo de Almeida**

### 1. INTRODUÇÃO

O paradigma universal da proteção radiológica foi proposto e desenvolvido pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica, ICRP, [www.icrp.org](http://www.icrp.org), uma organização não governamental e filantrópica, formada por reconhecidos especialistas nas diversas áreas afins, criada em 1928 no segundo Congresso Internacional de Radiologia em Estocolmo. A criação da ICRP teve como propósito principal contribuir para a proteção do homem e do meio ambiente contra os efeitos adversos da utilização da radiação ionizante, sem, contudo, limitar, sem razão, as ações humanas que pudessem estar associadas a essa exposição e cujo benefício líquido fosse positivo.

O paradigma da ICRP baseia-se nos dados científicos da relação dose versus risco de efeito à saúde, juntamente com doutrinas éticas e valores centrais bastante consistentes. Este sistema de radioproteção universal, proposto pela ICRP, envolve recomendações de princípios, grandezas

e unidades para serem aplicados para cada tipo de exposição, com o objetivo de impedir que ocorram efeitos determinísticos (reações indesejáveis do tecido) e reduzir a probabilidade de efeitos estocásticos (câncer). Contudo não elimina juízo de valores e bom senso na sua prática, onde prudência e justiça no uso de recursos são fundamentais.

Ao longo das várias décadas, o sistema de radioproteção sofreu modificações, integrando avanços no conhecimento científico sólido sobre efeitos da radiação, evolução de valores éticos e sociais e as experiências obtidas na implementação do sistema nas diferentes áreas. Os conhecimentos científicos utilizados, publicados em várias conceituadas revistas, são consolidados e validados pelo UNSCEAR, *United Nations Scientific Committee on the Atomic Radiation*, [www.unscear.org](http://www.unscear.org); também consolida e valida os dados de dose ocupacional e populacional por instalação ou atividade, imprescindíveis na identificação de necessidades de melhoria de equipamentos e procedimentos. O UNSCEAR é um comitê intergovernamental cujos relatórios com dados validados e conclusões são aprovados pela Assembleia Geral da

ONU. Ver Capítulo 30, para maiores detalhes. Portanto, a UNSCEAR fornece a base científica para estimar os níveis e efeitos da exposição à radiação; o ICRP estabelece o paradigma ou modelo para proteger os seres humanos e o meio ambiente dos efeitos prejudiciais atribuíveis à exposição à radiação ionizante. Ambos são a base para a regulamentação internacional e intergovernamental da radioproteção, para instalações e atividades que utilizam fontes de radiação ionizante, desenvolvidas e publicadas sob a égide da *International Atomic Energy Agency, IAEA*, [www.iaea.org](http://www.iaea.org), órgão das Nações Unidas, único com essa responsabilidade em seu estatuto (ver Figura 1). Este sistema de desenvolvimento de regulamentos, estabelecido pela IAEA, envolve de forma sistemática os reguladores dos países membros e, sempre que se justifique, são copatrocinadores organizações internacionais relevantes, como a Organização Mundial da Saúde e a Organização Internacional do Trabalho. Todo este processo facilita a harmonização e dá credibilidade a toda a estrutura de regulamentação. Cada país, contudo, é soberano de adotar as recomendações de acordo com a sua política, valores, necessidades e recursos.

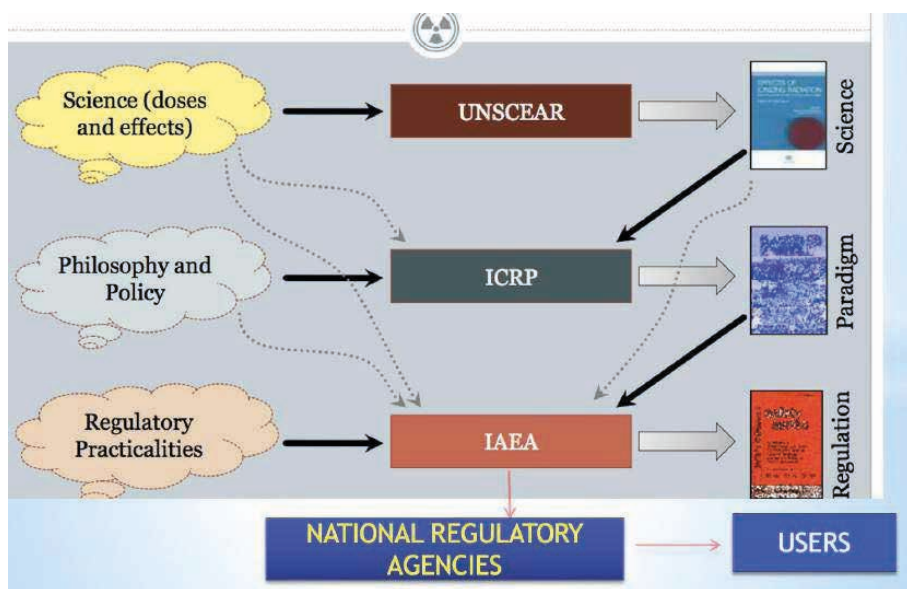


Figura 1. As inter-relações entre as várias organizações.

## 2. O SISTEMA DE RADIOPROTEÇÃO

Conforme descrito detalhadamente no capítulo 30, os resultados do UNSCEAR mostraram que apenas para **doses elevadas** (acima de 100 mSv) foram identificados efeitos em indivíduos expostos. Para **doses moderadas** não foi possível identificar aumento do risco individual de efeitos estocásticos (câncer); apenas mudanças na incidência de efeitos

nas populações expostas foram identificadas com estudos epidemiológicos. Nas regiões de **baixas e muito baixas doses**, não foi observado variações na incidência de câncer em populações. O que existe são hipóteses, suposições, subjetividade e conjecturas, sendo esta última a mais conservadora.

Desta forma, na região de baixas doses (inferior a 50 mSv) e mais ainda de muito baixas doses (inferior a 10 mSv), não há razoabilidade justificada pelos estudos epidemiológicos atuais de se poder atribuir à radiação de forma isolada, nem individual nem coletivamente, efeitos mensuráveis; pode-se apenas inferir um risco com um alto grau de subjetividade. Mesmo que biologicamente plausíveis, ainda não existem marcadores biológicos que possam atribuir unicamente à radiação um determinado efeito, independente de outros agentes físicos, químicos ou mesmo de hábitos alimentares que o indivíduo possa estar sujeito.

As incertezas associadas às correlações entre baixas doses e efeitos diretamente imputáveis à radiação exigem, portanto, julgamento e prudência.

A *prudência* é importante até pela falta de conhecimento, e por isso, o ICRP considera de forma protecionista e conservadora, que qualquer dose tem risco de um efeito associado. Como resultado, foi adotado no seu paradigma, de forma simples, o modelo linear sem limiar, LNT, na relação dose x risco de um dado efeito. Mas há que ser *justo*, sem prejuízo de recursos, ao se efetuar um razoável balanço entre o risco e o benefício ou mesmo as vantagens e desvantagens sem estar jamais perseguindo o desnecessário risco zero.

Utilizando este modelo como alicerce, o ICRP desenvolveu um sofisticado, porém coerente sistema de radioproteção ao longo dos anos, aplicado de forma evolutiva com muito sucesso, pelas diversas organizações internacionais de regulamentação e autoridades regulatórias nacionais. O sistema baseia-se em grandezas e unidades, que busca identificar a absorção de cada tipo de radiação pelos tecidos e órgãos, seja devido a exposição externa ou por incorporação de radionuclídeos, com a consequente correlação com os princípios de radioproteção.

A relação dose versus risco individual de efeito no organismo segue o modelo LNT e o cálculo da *dose efetiva*, que implicitamente traduz os efeitos no organismo em geral da absorção de todos os tipos de radiação em todos os órgãos ou tecidos.

Assim três princípios principais formam a base do sistema de radioproteção:

- **justificação** da instalação ou atividade, por fazer mais bem do que mal;
- **otimização** da proteção, que busca reduzir a dose tanto quanto possível para obtenção do mesmo objetivo sem desperdiçar recursos;
- **limitação da dose individual** (dose efetiva), para que o risco individual estabelecido, com base no modelo LNT, não seja ultrapassado.

Inicialmente, a preocupação se concentrava com as aplicações médicas da radiação ionizante, porém atualmente mais de 40 milhões de pessoas realizam exames de Medicina Nuclear, 500 milhões exames radiológicos e mais de 11 milhões trabalham com fontes de radiação, incluindo a energia nuclear e alguns milhões são submetidos a radioterapia. Entretanto, na segunda metade do século XX, a esta preocupação foi incorporado o uso da energia nuclear, resultando num aumento das restrições de limitação de dose para a proteção dos trabalhadores, público e meio ambiente. A utilização diversificada na indústria também cresceu com centenas de produtos que usam fontes de radiação que são de uso comum pela sociedade e na preservação de alimentos.

Enquanto a justificação do uso médico da radiação era inquestionável, com o uso crescente de fontes de radiação, a necessidade de se justificar um dado procedimento ganhou grande importância, de forma que o risco por menor que seja, possa ser justificado pelo benefício líquido global para com o indivíduo e ou para a sociedade.

A ocorrência de acidentes, crescente aparecimento de passivos ambientais, a preocupação por atos maliciosos e a crescente preocupação com a exposição à radiação natural, exigiu um repensar do sistema. Criar algo que seja prudente e justo para cada tipo de situação de exposição à radiação, recomendado pelo ICRP 103 (2007) e estabelecido pela IAEA (2014), sejam devido a exposições planejadas, de emergência e existentes:

- nas situações de *exposição planejada*, o adicional de risco devido a uma instalação ou atividade ou a uma fonte individual justificadas é planejado e limitado com base na LNT, além da proteção otimizada; **apenas em exposições médicas não se aplica o controle adicional de risco individual, uma vez que o indivíduo que recebe o risco é o mesmo que recebe o benefício;**
- nas situações de *exposição de emergência*, exposições indesejáveis podem ocorrer durante o funcionamento de uma instalação ou atividade ou com uma fonte individual, consequentemente, ações urgentes são adotadas;
- no caso de situações de *exposição existente*, o controle ou a remediação atuam sobre a radioatividade existente, natural (regiões de alta radioatividade natural ou processamento e uso de materiais com radioatividade natural) ou residual devido a práticas passadas não regulamentadas ou resultado após terminada uma emergência. Nesta situação de exposição não se aplica a limitação da dose individual, mas, apenas, **a otimização num intervalo de níveis de referência**, além da justificação da ação de controle ou de remediação.

### 3. O PRINCÍPIO DA JUSTIFICAÇÃO E SEUS DESDOBRAMENTOS

No caso de situações de exposição planejada, que envolvam adicional ou mesmo potencial de exposição à radiação, onde se incluem as exposições ocupacionais e de público de instalações e atividades e as exposições médicas, a **justificação** é o primeiro

princípio da proteção radiológica, seguido da **otimização** da proteção e da **limitação da dose individual**. Quando este princípio foi introduzido, muitas práticas médicas e industriais já eram usadas e implicitamente justificadas em especial pelos resultados imediatos que produziam e pelas regras de licenciamento e operação em uso. Apenas a geração de energia deveria ser justificada por governos, uma vez que envolve outros parâmetros que não apenas aspectos de segurança.

Contudo, a **justificação** era pouco exercitada; na maioria dos casos a **limitação da dose individual**, terceiro princípio, foi sempre a **força condutora** na implementação dos procedimentos de proteção radiológica.

A **otimização** da proteção, segundo princípio da proteção radiológica, é de extrema importância no julgamento do nível de proteção máximo possível de atingir, abaixo do limite da dose individual, sem, contudo, se chegar, desnecessariamente a um custo alto e injusto para a sociedade, ao se tentar o risco zero preconizado pelo princípio da precaução.

No entanto, o uso da energia nuclear, fontes de radiação e materiais radioativos cresceu significativamente nas últimas décadas nas diferentes áreas, especialmente nas áreas médica e de segurança pública. Isto obrigou a **Justificação** a ser considerada caso a caso, fundamental para se garantir um balanço positivo entre vantagens e desvantagens, potenciais riscos e os benefícios da utilização de uma prática envolvendo radiação. Tem de haver um benefício líquido para o indivíduo e para a sociedade em geral.

A questão que se impõe: Quem deve efetuar a justificação da instalação e de suas atividades? Quem deve analisá-las? Se pensarmos em energia nuclear, é uma decisão estratégica do governo. Se pensamos na área de saúde, existe claramente uma interseção de ações e normas, algumas complementares outras não, entre o órgão de saúde (ANVISA) e a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), [www.cnen.gov.br](http://www.cnen.gov.br), que detém o controle, licenciamento além da inspeção de fontes de radiação. Mas no caso, por exemplo, de produtos de consumo ou de segurança pública, este tema já passa para um patamar internacional.

Algumas regras e procedimentos devem ser estabelecidos para ajudar os reguladores quando da autorização de uma instalação ou atividade com fonte de radiação, uma vez que se não forem justificadas, sequer pode ser iniciado o processo de autorização. Mas não é um procedimento simples, pois existem muita incertezas nas informações com relação a benefícios e riscos, diferentes sensibilidades na aceitação dos riscos em prol dos benefícios e má interpretação do uso do LNT, sem entendimento de que não é uma verdade científica, mas uma conjectura.

## 4. A JUSTIFICAÇÃO NAS PRÁTICAS MÉDICAS

As práticas médicas de uso de radiação ionizante sempre foram automaticamente justificadas para o indivíduo e para a sociedade pelos seus evidentes benefícios, sem avaliar de perto e de forma consensual a qualidade da prática médica, a uniformidade e fundamentação dos protocolos de imagem e de tratamento além dos seus erros, e, se aquela prática é adequada à idade e as condições de saúde do paciente. O desenvolvimento tecnológico permitiu o uso cada vez maior dessas técnicas, tanto nas áreas de imagenologia que envolve a radiologia e a medicina nuclear, como no tratamento do câncer com a radio-oncologia. Sem dúvida, as técnicas usadas no diagnóstico, em especial a tomografia computadorizada helicoidal multi-slice de dezenas de canais, e o uso do  $^{18}\text{F}$ Flúor nos exames moleculares com PET -CT, melhoraram de forma significativa a qualidade dos diagnósticos, do controle e da evolução dos tumores além da identificação de metástases. Por outro lado, observa-se que um grande número de exames são realizados, os quais poderiam ter sido evitados com um exame clínico mais aprofundado, evitando que o paciente recebesse uma dose de radiação, neste caso, desnecessária.

Está sendo observado que as doses efetivas tem variado ao longo do tempo em função da tecnologia usada e do tipo de exame. Por exemplo, na tomografia computadorizada as doses médias aumentaram de 1,3 mSv em média, para 7,4 mSv de 1990 a 2007, enquanto as doses em mamografia diminuíram de 1,8 mSv para 0,26 mSv e para angiografia, as doses permaneceram muito próximas, de 9.12 mSv para 9.3 mSv no mesmo período.

Na verdade, são vários os profissionais envolvidos no processo, porém é o médico clínico que tem uma das mais importantes participações na indicação de um determinado exame, e quem deveria estar preparado, em princípio, para esclarecer uma dúvida sobre a indicação.

A diversidade de técnicas disponíveis e o excesso de solicitação médica (*até porque, o profissional médico ao não estar seguro do seu exame clínico completo ou incompleto, passa a confiar no laudo da imagem com receio de processos judiciais*). Com reflexo direto resulta numa preocupação não só com relação à exposição à radiação pelo paciente e pela sociedade, como também traz problemas orçamentários e financeiros para o sistema de saúde, os hospitais, seguros de saúde e para os Governos. O uso excessivo da radiação ionizante muitas vezes não **justificado**, aumenta a demanda de exames provocando listas de espera igualmente desnecessárias e injustas para quem realmente precisa, muito bem discutido num workshop em Bruxelas organizado pela IAEA (2009).

Isto se deve a vários fatores;

- a falta de conhecimento adequado, pelos profissionais que prescrevem os procedimentos com relação aos potenciais riscos envolvidos em cada técnica;
- pacientes que podem pagar por esses procedimentos sem informação sobre os riscos, pois a relação paciente médico em geral é de muita confiança;

- realização de exames sem justificativa médica e realizados por não radiologistas;
- exigência do paciente para que um exame seja realizado, usando a auto justificção.

Nestes dois últimos casos não infrequentes, a informação sobre os riscos e benefícios de se submeterem ou não a essas técnicas de imagem fica ainda mais limitada.

Como resultado várias associações de profissionais e reguladores nacionais e internacionais têm-se preocupado com esta questão tendo gerado por Lee et al (2004), IAEA (2009), Malone et al (2012):

- Protocolos com procedimentos que minimizem os problemas encontrados. Na verdade cerca de 22 a 77% dos exames são considerados inapropriados;
- Um maior diálogo sobre dose, riscos e benefícios entre os médicos que prescrevem e os pacientes;
- Maiores e objetivas informações para os médicos que prescrevem os exames buscando um benefício aos seu diagnóstico, pois não sendo radiologistas seu conhecimento é genérico ou limitado sobre os riscos envolvidos.

A *Justificação* o grande pilar da segurança nas exposições médicas deve ser realizada em três níveis conforme recomendado por ICRP (2007) e estabelecido por IAEA (2014), e bastante discutido por Malone et al (2012):

- nível 1: o procedimento é justificado pelo seu objetivo;
- nível 2: o procedimento justifica-se para aquela averiguação que se deseja; e
- nível 3: o procedimento justifica-se para aquele paciente com idade e condições de saúde específicas.

Deve-se, ainda, destacar uma situação indesejável, que desequilibra o balanço positivo entre o risco potencial e o benefício, que ocorre sempre quando exame é repetido por falta de qualidade. Em geral é resultado da inobservância ou de ausência de procedimentos técnicos estabelecidos para um dado exame, resultando neste caso numa exposição desnecessária do paciente. Portanto, a solicitação de um exame plenamente justificado, mas realizado com má qualidade técnica, resulta num diagnóstico pobre ou equivocado por falta de informação qualitativa, com benefício zero para o paciente que recebeu a dose de radiação. Ainda mais sério, se o resultado for um falso negativo pode inviabilizar a chance de cura de um tumor, e se for falso positivo, uma biopsia será feita sem necessidade além do stress psicológico causado ao paciente. Ou seja, **o princípio da otimização** que neste caso, claramente não foi observado, deveria fazer parte da sua rotina.

Desta forma, no caso de exposições médicas, a **Otimização** da proteção é fundamental, não só porque não existe a aplicação do princípio da limitação de dose individual, mas porque a não otimização pode comprometer o resultado esperado de um exame inicialmente justificado.

A validação do Princípio de **Justificação** não deve ser vista isoladamente somente pela correta solicitação do exame, mas deve incluir uma avaliação da observância dos parâmetros técnico convencionais e do resultado qualitativo do exame.

Com este princípio aceito, é importante uma análise de todas as etapas que envolvem o processo de um exame (desde a solicitação do exame até a qualidade do laudo) ou de um tratamento.

Nesta visão, entende-se portanto que embora os dois princípios claramente sejam conceitualmente independentes, eles estão diretamente relacionados ao resultado positivo do exame ou do tratamento, sendo portanto não recomendável dissociar o **princípio da justificação** do **princípio da otimização**.

Contudo ainda existem itens relacionados à operacionalização dos procedimentos que comprometem a otimização tais como, a adequada calibração de equipamentos, dosimetria do paciente, projeto de equipamentos e de softwares e o estabelecimento de níveis de referência de diagnóstico. Várias destas necessidades foram discutidas na conferência organizada pela IAEA (2012) em Bonn, onde se estabeleceram importantes metas para a próxima década.

Neste contexto, cabe descrever algumas questões que merecem reflexão e alguns desafios a enfrentar que inter-relacionam os princípios da **justificativa** e da **otimização**, pois ao final o que se busca é sem dúvida a redução dose ao paciente para atingir o mesmo objetivo.

## 5. QUESTÕES QUE MERECEM UMA REFLEXÃO

### a. Grandezas e unidades são claras e objetivas?

- O número excessivo de grandezas e unidades provoca mesmo nos profissionais mais esclarecidos uma confusão que pode resultar no seu uso de forma inadequada; por exemplo, o uso das mesmas unidades para diferentes grandezas (dose equivalente e dose efetiva). Gonzalez, de Almeida e Spanos. (2014)

### b. O atual Sistema de informação ao paciente é adequado?

- Como o paciente não tem uma indicação clara sobre a qualidade do serviço, *a seleção de um serviço que foi reconhecido ou acreditado poderia ajudar muito; por exemplo, a existência de um Selo da Qualidade a exemplo do que ocorre na Mamografia.*
- Como o paciente irá interpretar o valor de uma dose que lhe foi informada após um exame pois este é considerado necessário pelo seu médico? Não é simples! Como informar um valor de risco a valores em geral tão baixos por exame? Pode-se até criar uma situação de fobia em que o paciente não queira mais realizar o exame;

(Por exemplo num exame de mamografia, qual o risco maior para o paciente? De desenvolver um câncer devido a baixa dose recebida ao fazer o exame ou não fazer o exame e deixar de diagnosticar um possível tumor inicial com chance de cura?) de Almeida (2014)

- Recomendações de como simplificar a relação entre o médico e o paciente foram propostas por Picano (2004) e pelo College of Radiologists, (RCR) UK

| Tipo de exame                          | Dose efetiva (mSv) | <sup>(a)</sup> Tempo equivalent e exposto a radiação natural. | <sup>(b)</sup> Risco adicional para desenvolver um câncer não fatal e fatal. | Representação simbólica |
|--|--------------------|---|--|-------------------------|
| Raios X Tórax                          | 0.02               | 3 dias  | 1:1.000.000  | ▲                       |
| Cintigrafia tireoide <sup>99m</sup> Tc | 1                  | 6 meses   | 1:10.000   | ▲ ▲                     |
| CT- Tórax s/ contraste                 | 8                  | 3,6 anos  | 1:1.200  | ▲ ▲ ▲                   |
| CT abdômen                             | 10                 | 4,5 anos  | 1:1.000  | ▲ ▲ ▲                   |
| CT cardíaco                            | 15                 | 3 anos  | 1: 750   | ▲ ▲ ▲ ▲                 |

Tabela 1. Relação entre o risco potencial de desenvolver um câncer fatal ou não fatal com as doses típicas de cada exame e sua correlação com as doses ambientais ao longo da vida de um indivíduo. Adaptada de Royal College of Radiologists (2007).

#### a. Radiação natural considerada na faixa de 2.2 a 2.4 mSv/ano

b. Idade considerada de 50 anos para o homem, multiplicar por 1.38 para a mulher, por 4 para criança e 0,5 para acima de 80 anos. Obs. Nenhuma estimativa foi feita sobre os efeitos sinérgicos de outros agentes cancerígenos a que foram expostos ao longo do mesmo período.

#### c. O Médico de referência tem informação suficiente para julgar se o risco do exame é menor que o benefício?

- Os exames clínicos, em especial na rede pública e conveniada, são muito rápidos resultando numa quantidade enorme de solicitação de exames dos quais muitos poderiam ser evitados.

- Cerca de 20-50% dos exames em algumas áreas podem ser inapropriados. Lee et al (2004) Brenner e Hall (2007).
- Não existe uma conscientização por parte do médico sobre os potenciais riscos associados ao exame solicitado. Ele em geral está mais preocupado com o benefício que o exame lhe proporcionará ao ajudar na definição de uma conduta terapêutica.

**d. A interação atual entre o médico radiologista e o paciente ou mesmo o médico que solicitou o exame para discutir o caso clínico é eficiente?**

- Pouca margem para o radiologista decidir se a solicitação é correta, pois quase sempre a história clínica do paciente não é completa;
- O radiologista quase nunca está presente ao exame, a menos que seja feito com contraste que exige um médico no serviço;
- Os *guidelines* publicados por organizações nacionais e internacionais ex; American College of Radiology (2009), European Commission (2009) são muito práticos
- Muitos laudos já são feitos à distância por internet, ou seja, contato zero com o paciente.
- Este último procedimento ainda será mais frequente com a rápida introdução da Radiomics.
- A otimização dos procedimentos ficará a cargo do Físico Médico e do Tecnólogo.
- Na medicina atual que busca trabalhar com evidência, a **auditoria** já usada em muitos países poderá ser um instrumento importante para a melhoria de todo o processo.

**e. O tecnólogo possui treinamento adequado par as tomadas de decisão?**

- Existe um protocolo institucional para o exame solicitado;?
- Muita liberdade para decidir qual protocolo usar;
- Responsável pela maioria dos exames repetidos.

**f. Existe programa consistente de Controle da Qualidade a ser realizado pelo Físico Médico?**

- Considerar os *guidelines* relacionados aos padrões de imagem para cada sítio específico pode melhorar muito a qualidade do exame além de reduzir as doses por exame.

**g. A Indústria atende às necessidades de redução de doses preservando a qualidade do exame?**

- Investigação de novos detectores mais sensíveis e de softwares que possam melhorar a razão sinal ruído das imagens reconstruídas;
- Incorporar detectores mais sensíveis de forma que se utilize menos radiação, preservando a qualidade do exame.

#### **h. As bases radio biológicas e epidemiológicas são sólidas o bastante para responder nossas dúvidas?**

Na verdade, a correlação entre uma dose e um dado **Efeito** é resultado de uma análise ou de uma observação de um conjunto de dados de forma retrospectiva, enquanto o **Risco** é resultado de uma inferência baseada numa análise prospectiva usando modelos e extrapolações muitas vezes próximas de conjecturas que tangenciam os dados científicos comprovados.

A ausência de informações científicas dos efeitos para baixas dose conduz como já mencionado a adoção do modelo LNT para limitação do risco individual de exposição à radiação (terceiro princípio da proteção radiológica), o qual não se aplica às exposições médicas. Este modelo, uma extrapolação das informações obtidas com altas dose, serve para planejar, aprovar e controlar a exposição decorrente do funcionamento das instalações e atividades, mas não para quantificar e atribuir um risco real a uma prática médica. Esta falta de informações confunde os médicos na transferência aos pacientes sobre os riscos potenciais e os benefícios de fazer ou não o exame.

#### **i. As Sociedades profissionais devem ter um papel importante?**

- Ao divulgar a informação científica de forma a conscientizar os profissionais quanto a sempre refletir sobre o balanço positivo entre o risco potencial e o benefício líquido de um exame;
- Ao divulgar os protocolos otimizados de aquisição de imagem, para cada tipo de equipamento e exame, pode reduzir muito a repetição de exames e uniformizar a qualidade diagnóstica. RCR (2007), EU(2009).
- Ao estimular os serviços à adoção do Selo da Qualidade para vários tipos de exame, a exemplo do que ocorre com a Mamografia;
- A exemplo do que ocorre com sucesso na radioterapia estimular as auditorias externas dos processos e participar na validação dos **princípios de justificação** em conjunto **com a otimização**.

#### **j. Promover a discussão mais ampla sobre as bases que subsidiam as normas**

#### **k. o Papel do Terceiro Setor**

- Campanhas que promovem a redução das doses nas crianças Referências:
- Página na web da IAEA com 15 milhões de acessos ao ano
- Trabalho de ONGs como “Image Wisely” alcança cerca 230 000 visitas ao ano com foco especial na redução das doses em criança submetida a CT cuja demanda maior são devido traumas em acidentes domésticos.

## 6. CONCLUSÃO

A análise de todas estas questões, identificando as responsabilidades, pontos fracos e fortes, poderá resultar num sistema global mais eficiente, com um benefício maior para o paciente do que os potenciais riscos que lhe possam ser atribuídos.

A associação entre os dois princípios, **justificação** e **otimização**, faz todo o sentido, uma vez que, no caso de exposições médicas, o indivíduo que recebe o benefício é o mesmo que recebe a dose com o potencial risco que lhe é atribuído.

## REFERENCIAS

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. Appropriateness criteria. www.acr.org. 2009.

BRENNER DJ AND HALL EJ. Current concepts: computed tomography-anincreasing source of radiation exposure. N Engl J Med. 357:2277-84. 2007 de ALMEIDA CE. Desafio na aplicação da mamografia seus riscos ebenefícios. Congresso ALFIM , Cuzco, 2015.

European Commission. Referral guidelines for imaging. Radiation ProtectionPublication no 118. 2009.

[http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/pubication/doc/118\\_en.p df](http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/pubication/doc/118_en.p df).

IAEA. Report of a consultation on justification of patient exposure in medicalimaging. Radiat Prot Dosi-metry 135: 137-44. 2009

IAEA. Proceedings of a Workshop on Justification of Medical Exposure in Diagnostic Imaging. Brussels, 2009.

IAEA. Proceedings of an International Conference on Radiation Protection inMedicine: Setting the Scene for the Next Decade, Bonn, 2012.

IAEA. Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards. Co-sponsored by European Commission, Food andAgriculture Organization of the United Nations, International Labour Organization, OECD Nuclear Energy Agency, Pan American Health Organization, United Nations Environment Programme, World Health Organization. IAEA Safety Standards Series No. GSR Part 3. IAEA, Vienna.2014

International Commission on Radiological Protection (ICRP) The 2007recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Elsevier, Amsterdam. (2007)

GONZÁLEZ, A. J.; de ALMEIDA, C. E.; SPANO, F. Radiation Protection Quantities and Units: Desirable Improvements. In: PEIXOTO, J. G. P. (ed.) et al. *Ionizing Radiation Metrology*. Rio de Janeiro: Departamento de Metrologia, Instituto de Radioproteção e Dosimetria; Comissão Nacional deEnergia Nuclear, 2016.

LEE CI, HAIMS AH, MONICO EP, et al. Diagnostic CT scans: assessment ofpatient physician and radiologist awareness of radiation dose and possible risks. Radiology 231: 398-8.2004.

MALONE J, GULERIA R, CRAVEN C et al. Justification of diagnostic medical exposures: some practical issues. Report of an International Atomic Energy Agency consultation. The British Journal of Radiology. 85: 523-538. 2012.

PICANO E. Sustainability of medical imaging. BMJ 328: 578-80. 2004. ROYAL COLLEGE OF RADIO-LOGISTS. Making the best use of clinicalradiology services. UK: RCR; 2007.

## ANÁLISE DE RISCO EM RADIOTERAPIA

**Flávia Teixeira****Carlos Eduardo de Almeida****Saiful Huq****1. INTRODUÇÃO**

Falhas na entrega do tratamento em radioterapia tem sido tema de estudos e discussões de acadêmicos, instituições hospitalares, sociedades de profissionais em radioterapia, comissões internacionais, autoridades reguladoras e agências internacionais.

Para uma dada dose prescrita, o paciente deve apresentar um nível desejável de efeito de forma a controlar o tumor e poupar ao máximo os órgãos na sua vizinhança ocasionados pela radioterapia. Tais efeitos são esperados de acordo com seu tratamento, e neste caso estamos falando de avaliar por exemplo, a regressão tumoral, a reação nos tecidos vizinhos e no local do tratamento, a severidade do efeito e o tempo de resposta para se obter o efeito desejado.

Ao constatar de alguma forma que os efeitos não planejados gerados ao paciente são resultados de uma falha na entrega da dose de radiação durante seu tratamento,

algumas questões surgem que ajudarão a entender, buscar solucionar o problema e permitir um melhor controle da qualidade do processo.

Em radioterapia temos o objetivo e o compromisso de entregar ao paciente uma dose de radiação ionizante em local específico para obter a eliminação ou o controle da doença minimizando seus danos o máximo possível nos tecidos normais. Quando esta dose de radiação é entregue de forma não planejada, ou seja, incorretamente, pode ser entendido como uma ocorrência, que poderá ser interpretada como um incidente se não houver danos significativos ou de um acidente neste caso com potencial de causar prejuízos para o paciente, podendo dependendo da gravidade levar o paciente a óbito.

Otimizar os processos minimizando a possibilidade de ocorrência de falhas nas etapas que definem processo do tratamento do paciente em radioterapia significa minimizar possíveis danos ao paciente, metodologia que deve fazer parte da rotina de um serviço de radioterapia cujo resultado será refletido na qualidade no tratamento. Definir ações/medições que possam aumentar a chance de sucesso do

tratamento requer conhecer os potenciais riscos em cada etapa do processo de tratamento e definir quais serão necessárias para alcançar o sucesso do tratamento; chamamos de análise de risco.

A introdução da ferramenta análise de risco, permite promover a criação de uma cultura de segurança, que propicie, de forma mais fácil, a discussão sobre os riscos associados a um processo, negócio, sistema, produto, projeto a partir da aplicação de ações/medições que minimizem a probabilidade de ocorrer uma falha ou o efeito que uma falha pode causar. Esta estratégia há décadas está amplamente difundida no ramo da indústria automobilística, farmacêutica, nuclear, aeroespacial, mercado financeiro e etc. Em radioterapia, a análise de risco passou a ser mencionada, discutida no início dos anos 2000, tendo sido assunto de congressos, simpósios, grupos de trabalho em todo mundo ao longo desta década, face ao número crescente de registro de acidentes, alguns dos quais causaram a morte de pacientes. Várias publicações apontaram a necessidade do estudo profundo de acidentes em radioterapia, dos riscos para o paciente, do paradigma gestão de qualidade, da proteção radiológica e de metodologias para aplicação da análise de risco nos processos de radioterapia.

## 2. METODOLOGIAS DE ANÁLISE DE RISCO

Independente da metodologia, uma análise de risco tem como principal propósito responder as seguintes questões chave: (Stamatis, D.H., 2003. Huq, M.S.et. al., 2008)

- O que pode dar errado?
- Qual a probabilidade de dar errado?
- Quais são as consequências se der errado?

Existem vários métodos bem estabelecidos que auxiliam a execução de uma análise de risco de forma efetiva, sendo possível utilizar mais de um método. A escolha do método depende principalmente das seguintes características:

- capacidade em realizar uma análise de risco,
- objetivo da análise de risco e
- suporte para aplicação efetiva da análise de risco.

Todas abordagens existentes podem ser usadas em radioterapia de três formas.

- de caráter reativo,
- proativo e
- prospectivo.

**A primeira** envolve o estudo de falhas efetivamente ocorridas, que se propagaram causando transtornos ao paciente. Este tipo de abordagem tem como foco desenvolver mecanismos para que estes tipos de falhas não ocorram novamente ou para que a probabilidade de repetição destas falhas seja reduzida.

**A segunda** tem como padrão verificar dentro do sistema quais são as deficiências existentes no processo de acordo com os efeitos já provocados, melhorando o sistema de forma a reduzir a probabilidade de ocorrer falhas e empregando procedimentos que possibilitem detectar falhas corrigindo-as antes que estas falhas afetem o paciente.

**A terceira** diferentemente das duas primeiras, tem como característica postular falhas no sistema e seus potenciais efeitos, permitindo a prévia identificação da fragilidade do sistema. Esta abordagem permite mitigar a ocorrência de falhas, que em verdade nunca ocorreram no sistema, e aumentar o controle não permitindo sua propagação.

Para sua aplicação em radioterapia, várias publicações orientam e encorajam como metodologia principal de análise de risco aquelas de abordagem prospectiva, as quais também são amplamente utilizadas e validadas em várias outras áreas. Entretanto, não se deve descartar o uso de outras metodologias em paralelo para fortalecer e auxiliar na gestão do risco como parte de gestão da qualidade de um serviço de radioterapia.

A *International Commission Radiation Protection* (ICRP) recomenda 3 diferentes ferramentas de análise de risco com uma abordagem prospectiva para implementação em um programa de Gestão Análise Probabilística de Segurança (APS) e da Qualidade em radioterapia (ICRP, 2009):

1. Análise Probabilística de Segurança
2. Matriz de Risco
3. Análise de Modo e Efeitos da Falha (FMEA),

A ferramenta denominada Análise Probabilística de Segurança (APS), muito utilizada e consagrada na área nuclear, para instalações de reatores nucleares, a APS foi também encorajada para uso em práticas médicas através da publicação IAEA-TECDOC-1494 – Case Studies in the Application of Probabilistic Safety Assessment to Radiation Sources (2006).

A ferramenta Matriz de Risco para instalações de radioterapia foi desenvolvida pelo FORO Iberoamericano de Órgãos Reguladores como sendo base da análise de risco utilizada pelo mesmo FORO para o desenvolvimento do software denominado SEVRRRA (Sistema de Avaliação de Risco em Radioterapia). Endossado pela IAEA, a metodologia de análise de risco Matriz de Risco foi publicada no IAEA-TECDOC 1685/S – Aplicación del Método de la Matriz de Riesgo a la Radioterapia (2012). O SEVRRRA é um software que a partir da ferramenta Matriz de Risco viabiliza de forma mais compacta e simples a utilização de uma ferramenta de análise de risco por parte dos serviços de radioterapia, entretanto, ainda com algumas restrições comentadas neste capítulo.

A ferramenta denominada FMEA (Análise de Modo e Efeitos da Falha) é considerada uma técnica sistemática, desenvolvida a partir de conhecimentos de engenharia, confiabilidade e técnicas de desenvolvimento organizacional possibilitando uma abordagem quantitativa e qualitativa. Esta ferramenta é utilizada como base principal do Task Group 100 (TG 100) (Huq et. al., 2016) da AAPM (American Association of Physicists in Medicine), que também empregou a aplicação das ferramentas Mapa de Processo e a Análise da Árvore de Falhas (FTA) para compor o rol de metodologias de análise de risco utilizadas neste TG, incorporando a análise de risco ao Programa de Gestão da Qualidade de um serviço de radioterapia.

### **3. A ANÁLISE DE RISCO NA RADIOTERAPIA**

As ferramentas de análise de risco em radioterapia publicadas no TG 100 serão apresentadas mais detalhadamente e comparadas em tópicos considerados essenciais com a ferramenta utilizada no software SEVRRRA desenvolvido pelo FORO Iberoamericano de Órgãos Reguladores e endossados pela IAEA.

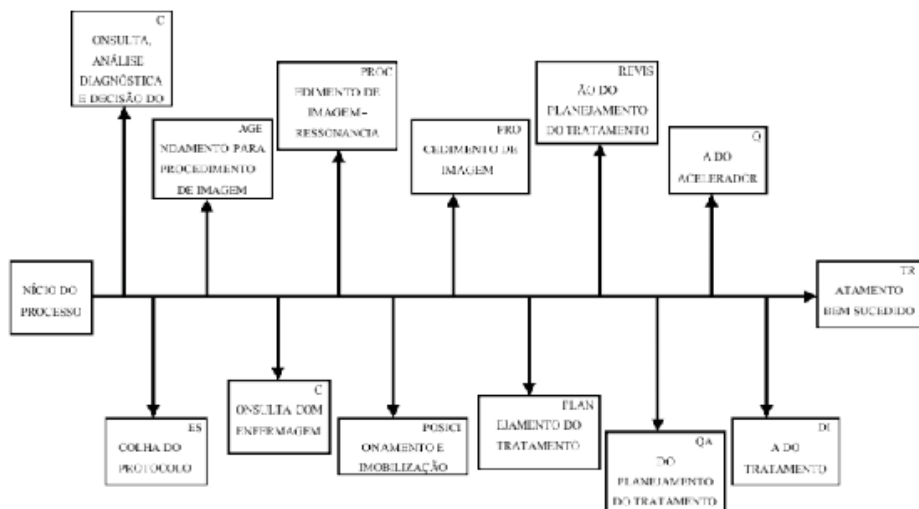
### **4. MAPEANDO O PROCESSO**

Conhecer todas as etapas do processo que deseja avaliar é extremamente importante e auxilia no desenvolvimento detalhado da análise de risco que terá como principal objetivo gerenciar o risco potencial definindo prioridades.

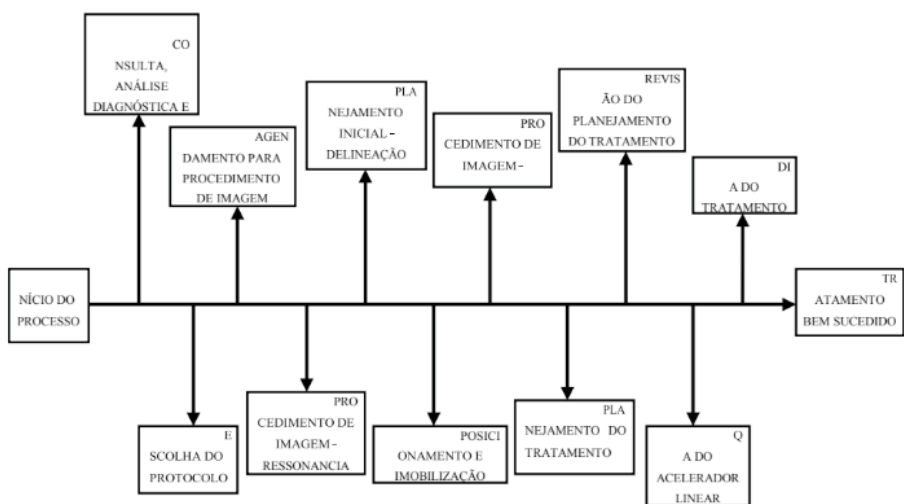
O mapa do processo é simplesmente uma ilustração temporal das etapas que devem ser cumpridas em um processo desde seu ponto zero até o momento de sua última ação, a qual será o objetivo final do seu processo. Este mapa mostra o fluxo e a relação entre as etapas a serem cumpridas dentro de um processo. É importante ressaltar que embora o processo possa ser o mesmo, como por exemplo o processo de tratamento de radiocirurgia intracranial (SRS), o qual é realizado em várias clínicas/hospitais que oferecem radioterapia, o mapa do processo pode se diferente, e isto ocorre porque a forma de conduzir um processo pode variar conforme apresentado por Teixeira, et. al. em (2016). Tal fato já possibilita afirmar que a análise de risco deve ser realizada de forma individualizada, customizada por cada clínica/hospital para que a gestão baseada em prioridades faça sentido e de preferencia para os tipos de tratamentos mais complexos.

Conhecer, compreender e desenvolver o mapa do processo é essencial para aplicar a ferramenta FMEA de análise de risco e fornecer aos profissionais uma visão geral do processo.

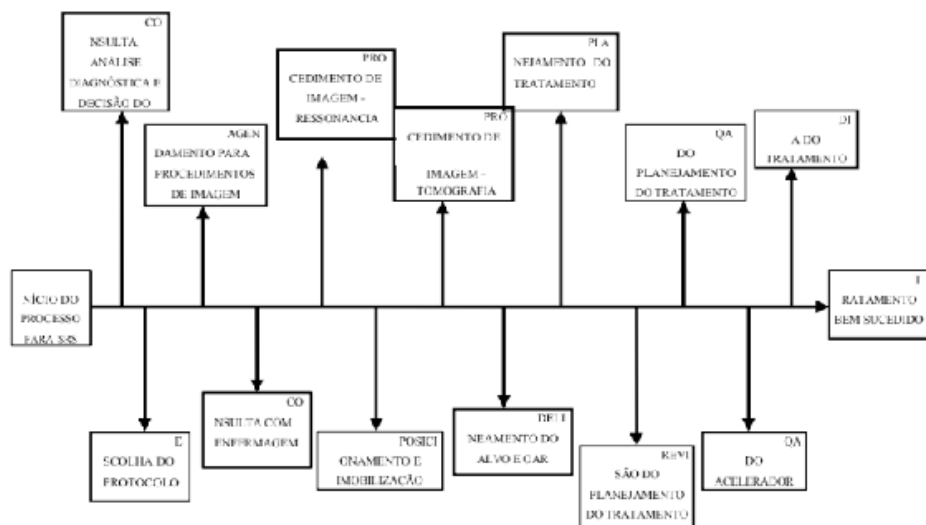
A Figura 1 ilustra de forma simplificada, as etapas principais (subprocessos), os mapas do processo de tratamento de SRS para diferentes clínicas/hospitais no Brasil. Teixeira, de Almeida and Huq (2016):



(a)



(b)



(c)

Figura 1 – Mapa do Processo de SRS: (a)Centrol, (b)Centrolle (c)CentrolIII.

## 5. FMEA (ANÁLISE DE MODO E EFEITOS DA FALHA)

A ferramenta FMEA, é uma técnica prospectiva que avalia as possíveis causas capazes de gerar um modo de falha específico e seus efeitos. Essas causas potenciais podem ser identificadas a partir de falhas já ocorridas, tanto na história da radioterapia em geral quanto na própria clínica/hospital em que está sendo aplicada a técnica, sendo então um método que envolve a definição de falhas potenciais. Adicionalmente, devem ser postuladas, e estimadas as falhas potenciais caracterizando o método prospectivo desta ferramenta. Um modo de falha em geral pode estar associado à várias causas potenciais. Existe uma diversidade de taxonomias que são utilizadas para descrever causas da falha. Sendo assim, é comum que vários modos de falha apresentem a mesma causa, e muitas vezes várias causas iguais.

É muito importante que a construção da FMEA seja realizada com a participação de todos os profissionais envolvidos no processo, mesmo que não seja possível que cada indivíduo participe, é extremamente recomendado que pelo menos 1 indivíduo representando cada grupo de profissionais esteja envolvido com o desenvolvimento e aplicação da ferramenta.

Cada falha potencial pode resultar em um determinado efeito, ou seja, com alguma consequência para o paciente. A técnica FMEA tem como premissa estimar para cada falha identificada:

- a sua ocorrência,
- a sua detectabilidade e
- a severidade do efeito resultante desta falha.

A FMEA tem como ponto de partida o mapa de processo como já citado, em cada clínica/hospital definindo o seu mapa o que significa que a aplicação da ferramenta FMEA seja personalizada. A personalização permitirá realizar uma análise customizada, o que facilitará ao gestor identificar fragilidades e fortalezas do processo sob sua gestão, uma vez que tais características variam de uma instituição para outra.

A aplicação da FMEA tem como destaque a importância em identificar as prioridades associadas as fragilidades, reconhecendo que os riscos possuem diferentes prioridades. Sendo assim, a FMEA adota tres parâmetros,

- Ocorrência (O),
- Severidade (S) e
- Detectabilidade (D)

Estes três parâmetros em conjunto nortearão a definição das prioridades para as falhas identificadas no processo.

**O parâmetro Ocorrência (O)** estima a probabilidade de uma causa específica resultar em um modo de falha.

**O parâmetro Severidade (S)** estima a severidade dos efeitos resultantes de um modo de falha, quando este modo de falha não é detectado a tempo de evitar a consequência.

**O parâmetro Detectabilidade (D)** estima a probabilidade que a falha possui ao não ser detectada a tempo.

Nesta técnica uma escala numérica é utilizada para atribuir valores para estes parâmetros, que podem ser qualitativos e/ou quantitativos, sendo denominada de diretrizes de critérios de risco. A Tabela 1 mostra a escala utilizada pelo TG 100 na aplicação da técnica para radioterapia.

| RANK | OCORRÊNCIA (O)              |                    | SEVERIDADE (S)   |  | DETECTABILIDADE (D)                         |
|------|-----------------------------|--------------------|--|--|---|
|      | Descrição Qualitativa       | Frequencia         | Descrição Qualitativa  | Categorização  | Probabilidade dafalha não ser detectada (%) |
| 1    | Falha improvável            | 1 / 10,000         | Nenhumefeito   | Nenhum efeito  | 0,01  |
| 2    |                             | 2 / 10,000         | Desconforto  | Desconforto  | 0,2   |
| 3    | Relativamente poucas falhas | 5 / 10,000         |  |  |   |
| 4    |                             | 1 / 1.000          | Pequeno erro dosimétrico   | Plano ou tratamento subotimizado                               | 1.0   |
| 5    |                             | < 0,2%             | Toxicidade ou sub-dose limitada                                    | Distribuição dedose/ dose errada, local ou volume errado       | 2.0   |
| 6    | Falhas Ocasionais           | < 0,5%             |  |  | 5.0   |
| 7    |                             | < 1%               | Toxicidade ou sub-dose potencialmente séria                        |  | 10  |
| 8    | Falhas Repetidas            | < 2%               |  |  | 15  |
| 9    |                             | < 5%               | Possível toxicidade muito séria ou subdosetumoral muito expressiva | Distribuição dedose/ dose muito errada, local ou volume errado | 20  |
| 10   |                             | Falhas Inevitáveis | > 5%   |  | Catastrófica                                |

Tabela 1.2 – Escala típica de valores para O, S e D de acordo com TG 100 da AAPM (Huq, 2016).

A partir desta escala são estimados os valores para os parâmetros O, S e D, sendo que a prioridade das falhas é definida através do produto destes valores do qual obtém-se o que denominamos de Número de Prioridade de Risco (NPR) Eq.(1). O NPR tem como função ordenar o ranking dos modos de falha do processo. Tendo como posição número 1 no ranking de prioridades o modo de falha que obtiver o maior NPR.

$$NPR = O \times S \times D \quad (1)$$

A Tabela 2. mostra parte da FMEA de uma clínica de radioterapia no Brasil para um subprocesso do tratamento de SRS. Teixeira, deAlmeida and Huq (2016).

| Subprocesso: Posicionamento e Imobilização |                         |                              |                          |   |   |   |     |
|--|-------------------------|------------------------------|--------------------------|---|---|---|-----|
| Etapas                                     | Modo da Falha Potencial | Causa Potencial da Falha     | Efeitos                  | O | S | D | NPR |
| Fazer a Imobilização                       | Imobilização Incorreta  | Falta de Conhecimento        | Pequeno erro dosimétrico |   |   |   |     |
|  |                         | Falta de Atenção             | Pequeno erro dosimétrico | 2 | 4 | 2 | 16  |
|  |                         | Falta de Tempo               | Pequeno erro dosimétrico | 2 | 4 | 2 | 16  |
|  |                         | Falta de Procedimento Padrão | Pequeno erro dosimétrico | 1 | 4 | 2 | 8   |
|  |                         |                              |                          | 1 | 4 | 2 | 8   |
|  |                         | Falta de Treinamento         | Pequeno erro dosimétrico | 3 | 4 | 2 | 12  |

Embora o ranking dos modos de falha deva ser primeiramente estabelecido a partir dos valores obtidos para o NPR, um segundo ranking deve ser estabelecido a partir dos valores da severidade S. Este segundo ajudará ao gestor a estabelecer prioridades para etapas que podem ocasionar maior dano ao paciente. Com os dois rankings o programa de gestão da qualidade obterá uma visão global do risco a partir do NPR que determina o risco da etapa e de S que determina a severidade da etapa.

É possível também organizar o ranking do risco por etapa do processo, isto possibilita identificar etapa por etapa qual modo de falha com maior risco, bem como a que apresenta maior severidade.

Com estes rankings o próximo passo será identificar quais ações de intervenção devem ser tomadas para cada modo de falha, objetivando minimizar a probabilidade de ocorrência e a detectabilidade além de ações para mitigar a consequência. Entre estas ações podemos identificar:

- ações impeditivas,
- ações corretivas e
- ações mitigadoras.

As **ações impeditivas** são ações que são aplicadas para diminuir a probabilidade de ocorrência de uma falha devido a uma determinadas causa. **As ações corretivas** são ações que corrigirão uma falha já ocorrida antes de atingir o paciente,

**As ações mitigadoras** são ações a serem aplicadas após a falha atingir o paciente com o intuito de mitigar as consequências para ele.

Não é necessário inferir ações corretivas para todas as causas ascendentes da falha, no entanto, sempre que possível é importante aplicar medições corretivas para reduzir a probabilidade destas causas de ocorrerem, ou seja, medições que as impeçam de ocorrer. Tais medições são avaliadas e escolhidas como estratégias dentro de um programa de garantia da qualidade baseado em risco.

É possível encontrar um intervalo de valores para NPR que pode ir de 1 até 1000 de acordo com a escala proposta. Isto sugere a necessidade em determinar um valor de corte para NPR de forma a não incluir no ranking a ser utilizado para aplicações de ações estratégicas, valores muito baixos de NPR já que o objetivo é priorizar as necessidades. Não existe um valor limiar padrão a ser utilizado para o NPR, na indústria por exemplo, utiliza-se o valor 125. Já na radioterapia encontram-se na literatura diversos valores utilizados como limiar, entre eles 75, 100, 125, 150, 200. A escolha do limiar igual a 100 é considerada adequada já que atende a um nível de confiança de 90% em razão da escala numérica utilizada para atribuir valores aos parâmetros O, S e D ter um intervalo de 1 a 10 .Ford et. al., (2012; Ford et. al. (2014).

A Figura 2. ilustra o valor máximo do NPR obtido para os subprocessos de SRS comuns aos 3 centros de radioterapia avaliados por Flávia Teixeira em 2015. O Gráfico X deixa claro que o resultado da aplicação da FMEA, ainda que para o mesmo processo, é diferente entre clínicas/hospitais, marcando a característica personalizada da aplicação da ferramenta que é extremamente importante na gestão da de um programa da qualidade.

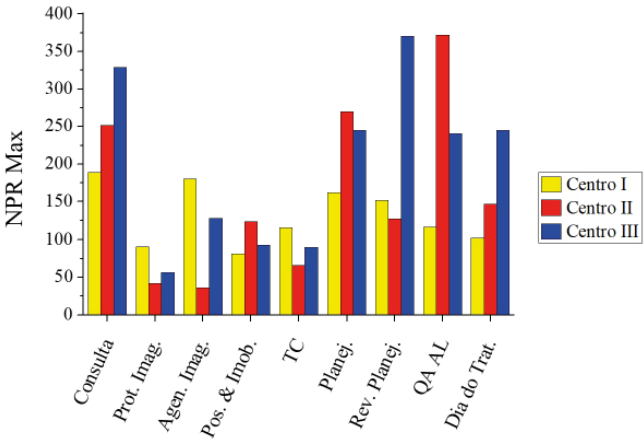


Figura 2. Valor máximo do NPR obtido para os subprocessos de SRS comuns a 3 centros de radioterapia brasileiros (Teixeira, 2015).

O sexto subprocesso da esquerda para direita na abcissa do Gráfico X, denominado Planejamento do Tratamento, foi avaliado pelos profissionais de cada centro de radioterapia e ao avaliar as etapas contidas neste subprocesso o NPR máximo obtido entre elas

alcançou valores diferentes para todos os Centros. Isto é indicativo de que para este mesmo subprocesso, existem etapas onde o risco é diferente e que a etapa de maior risco para cada Centro representa um risco de grau diferente indicando que o risco dependerá das características de cada centro de radioterapia, isto inclui, os dispositivos de prevenção, de mitigação e remediação que existem empregados em cada um deles.

#### **a. Como implementar estratégias após obter o ranking dos NPR?**

A filosofia da técnica FMEA em si está em implementar estratégias de segurança de acordo com uma ordem decrescente do ranking de modos de falha potencial obtido a partir do NPR. Este ranking nos permite obter as prioridades em termos de risco à época da análise realizada, com a organização de prioridades baseada no risco que deve ser então ponto chave do programa de Gestão da Qualidade (GQ). Assim sendo, a gestão da qualidade deve ter objetivos claros e para isso devem ser estabelecidas metas que vislumbrem diminuir o risco do processo, e que devem ser atingidas num determinado intervalo de tempo, o qual deve ser estabelecido pelo gestor. No caso da radioterapia recomenda-se que seja estabelecido pela equipe que desenvolveu a análise de risco definindo quais modos de falha serão priorizados por etapa, e conseqüentemente para os quais serão estabelecidas ações estratégicas de segurança no intervalo de tempo escolhido, totalmente baseado no ranking obtido a partir do NPR. Huq et. al. (2016; Teixeira, (2015); Kialing and Johnson (2019).

Diferentes autores decidiram por implementar estratégias para os modos 4, 5, 9, 10 primeiros de falha do ranking em determinado intervalo de tempo, alguns imediatamente, outros em intervalos de tempo distintos Ford et. al., (2012); Ford et. al. (2014). Todas as ações estratégicas de segurança devem ser documentadas em cada clínica/hospital de radioterapia. A escolha das metas que inclui quantos modos de falha serão inseridos para implementação de ações e o intervalo de tempo para implementação destas, são decisões da gestão, que devem ter como base um objetivo bem explícito, detalhado e caracterizado.

Teixeira, *et al* (2016) sugere, por exemplo, critérios para determinação do intervalo de tempo a ser adotado na implementação das ações estratégicas, fatores como:

- a técnica do tratamento,
- o número do modo de falha que apresenta NPR acima do valor de corte,
- as características da clínica/hospital como número de profissionais, recursos financeiros e tecnologia e
- o intervalo de inspeções que poderá ser realizado pela autoridade reguladora no Brasil.

#### **b. TG 100 X SEVRRR – algumas comparações**

A aplicação da metodologia do TG 100 permite ao usuário avaliar o risco de qualquer processo para qualquer equipamento de tratamento, qualquer técnica de tratamento e

até mesmo para processos associados aos testes de controle da qualidade das fontes radiativas, já que o usuário tem a liberdade de produzir o seu mapa de processo e então empregar a FMEA Huq. (2016). Já o SEVRRRA, até a presente data, contempla apenas as modalidades de radioterapia com aceleradores lineares (para as técnicas de 3DCRT e IMRT), telecobaltoterapia e de alta taxa de dose (HDR). Joana et. al., (2018).

Ao comparar o mapeamento personalizado do processo recomendado no TG 100 e o processo mapeado já existente no SEVRRRA, observa-se que no SEVRRRA o usuário não tem a possibilidade de inserir subprocessos e etapas para customizar o seu mapa de processo. Desta forma o mapeamento do processo na metodologia do TG 100 torna-se mais realístico realçando as características individuais de cada centro de radioterapia já que o usuário personaliza o mapa do processo através de sua descrição para o seu centro de radioterapia. A grande questão de mapear o seu processo é que será necessário investir tempo para que o mapeamento seja descrito com sucesso e para que cada profissional envolvido no processo estime valores de O, S e D para obtenção do valor final de NPR.

Por outro lado, o SEVRRRA é um software que o usuário já encontra um mapa de processo pronto, no qual ele, a partir de uma lista pré-estabelecida, informa para cada etapa quais são as barreiras e os redutores existentes no centro de radioterapia para cada evento iniciador. Esta facilidade de já existir um mapa de processo pronto e uma lista de barreiras e redutores faz com que sua utilização seja mais prática, já que o usuário despenderá de menos tempo para finalizar a aplicação deste método. Cabe informar que a única personalização em que o usuário atualmente consegue fazer no SEVRRRA é a inserção de novas barreiras redutores. Joana et al (2018); Santo et. al. (2019)

Outro ponto a destacar quando comparamos as metodologias é que ao empregar o TG 100, o usuário obtém uma análise do risco com característica quantitativa onde a partir desta quantificação é possível realizar um ranking o qual servirá de guia para implementação das necessidades estratégicas de segurança. E em caso de empate numerico de NPR é possível o usuário organizar o ranking através de critério de desempate que leva em conta primeiramente o valor estimado para Severidade da etapa. Já o SEVRRRA apresenta um resultado da análise qualitativo, visto que o software em seu algoritmo, a matriz de risco que realiza os cálculos de acordo com as respostas do usuário que ao final, obtém informações qualitativas das quais indicará se o risco em cada etapa é: MUITO ALTO, ALTO, MÉDIO e BAIXO colocando todas as etapas que foram indicadas com mesmo tipo de risco no mesmo patamar.

Existem outras informações que cada uma das metodologias com suas particularidades capaz de fornecer ou tornar possível sua avaliação, mas este capítulo tem a intenção apenas de informar de forma generalizada e macro as características que envolvem a metodologia do TG 100 e do SEVRRRA.

### c. Ferramentas auxiliares para análise de risco

Neste capítulo foram apresentadas as principais ferramentas disseminadas até o momento para aplicação em radioterapia, FMEA e SEVRRRA. Porém, o TG 100 também utiliza a ferramenta denominada Análise da Árvore de Falhas – AAF, ou do inglês a sigla FTA. Esta ferramenta também segue a linha de uma ferramenta prospectiva, a qual tem início a partir da identificação de um modo de falha potencial. A partir deste modo de falha identifica-se o que pode ter dado errado que gerou esta falha, uma ação, um evento, ou seja, o que ocorreu de errado? O que pode ter ocorrido que atingiu diretamente a ocorrência desta falha? A partir deste ponto em diante segue-se perguntando o que pode ter dado errado ao longo do processo que acabou gerando esta falha específica. Utilizando-se do que se chama de *gate* estas falhas darão origem ao que chamamos de *nó* onde os *gates* irão informar se para ocorrer aquela falha obrigatoriamente tiveram que ocorrer várias falhas ou se existem possibilidades de falhas diferentes para que aquela falha específica analisada tenha ocorrido. Os *gates* são então denominados de OU e E. Então a árvore de falhas vai se formando a partir da esquerda com um modo de falha e segue para direita para esquerda com a descrição de tudo que pode ter dado errado ao longo do processo e que culminou na falha escolhida inicialmente (Fig. 04) (HUQ, M.S. et. al, 2016).

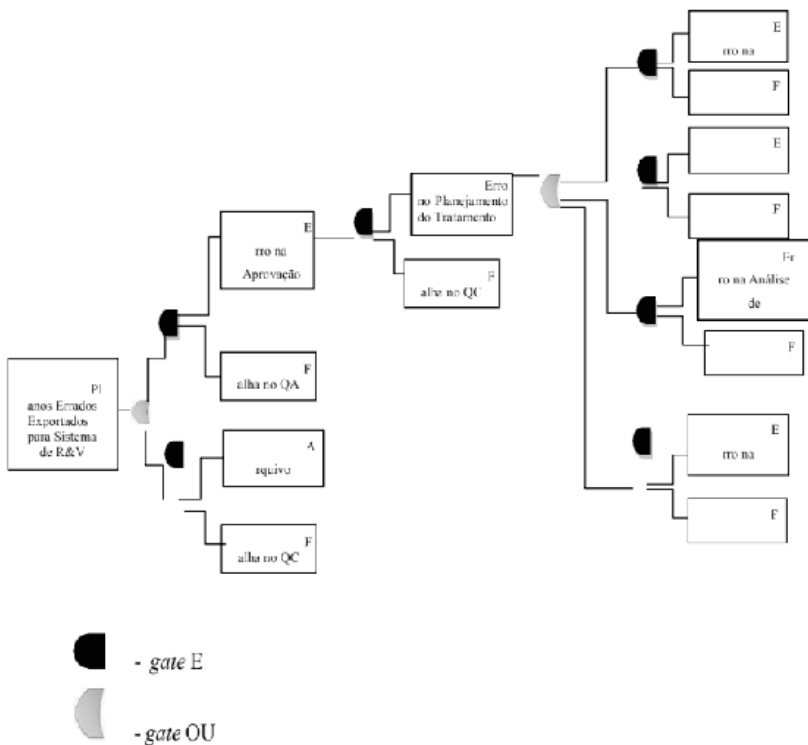


Figura 3 – exemplo de FTA para o modo de falha: Planos Errados Exportados para o Sistema R&V.

Observa-se que o *gate* OU apresenta sempre como opção para ocorrência da falha uma falha em ações que são relacionadas ao Controle da Qualidade ou a Garantia da Qualidade. Tais ações devem sempre existir entre cada falha à esquerda e suas causas e podem, por exemplo, envolver implementação de procedimentos, treinamento, desenvolvimento de protocolos, revisão por pares, software mais robusto etc.

A ilustração em forma de árvore possibilita identificar os caminhos que podem levar às falhas dando uma visão geral de todas as falhas possíveis ao longo do processo/subprocesso em estudo e onde elas estão conectadas, facilitando identificar em qual *nó* são necessárias ações e quais ações podem ser aplicadas. Ter uma FMEA desenvolvida, pode ajudar na elaboração da Árvore de Falhas para qualquer processo ou subprocesso.

*Dica:*

- É importante esclarecer que ao utilizar a FMEA não é obrigatório utilizar a FTA, mas para usar a FTA é muito mais fácil se a FMEA já tiver sido utilizada.

Outra ferramenta muito interessante e importante que auxilia o gestor na aplicação da gestão da qualidade considera o risco de forma robusta a partir de uma metodologia agora retrospectiva é a utilização da ferramenta de Sistema de Aprendizado por Incidentes (*ILS- Incident Learning System*). Esta ferramenta já foi desenvolvida por algumas instituições ou organizações para ser utilizada em escala nacional, regional, mas também para uso interno em conglomerado de serviços de radioterapia em alguns países. A ferramenta consiste no registro de ocorrência de incidentes incluindo quase acidentes (*near misses*), onde se registra o que ocorreu, e toda análise da ocorrência desde quando ocorreu, quando foi detectado, o que pode ter causado de acordo com a análise, além das estratégias adotadas para minimizar os efeitos, se possível, e para diminuir a probabilidade de repetição da ocorrência. Ford et. al., (2012), Ford et. al., (2013); Young, . et al.(2015)

O Sistema de Aprendizado de Incidentes utiliza estes registros para implementar novas estratégias se achar adequado, baseado nas ocorrências, para avaliar a qualidade do serviço baseado em ocorrências e implementação de estratégias a partir destes. O *ILS* tem forte ação sob organização de treinamentos e reciclagem da equipe o que contribui para minimizar falhas e preparar a equipe para atuar com qualidade e menor risco. Ford et. al., (2013); Ford et. al. (2018)

Quando não desenvolvido pelo próprio serviço de radioterapia, pode ser utilizado a partir de bancos de dados de *ILS* que são disponibilizados online por algumas organizações que desenvolveram como por exemplo o *ROILS – Radiation Oncology Incident Learning System* da *AAPM – American Association of Physicists in Medicine*, é um bom exercício e forma de utilizar na gestão da qualidade.

## 6. DICAS PARA O LEITOR

Depois de alguns simples esclarecimentos sobre as ferramentas FMEA, FTAe SEVRRA o leitor deve se perguntar: mas qual eu devo utilizar?

- O leitor deve primeiramente avaliar os objetivos do centro de radioterapia incluindo a resposta para a seguinte pergunta: O que eu busco ao aplicar uma ferramenta de análise de risco? Tal pergunta é muito importante pois o bom e efetivo resultado da análise de risco dependerá desta resposta.
- Para ajudar a decidir após sua resposta, observe as características comentadas neste capítulo sobre as ferramentas, enquadre-as na sua resposta. Não faça o contrário pois perderá tempo.
- Se optar em usar o SEVRRA é importante que não faça o preenchimento das planilhas com pressa, não faça sozinho, ao final de cada etapa faça uma revisão com seus pares para ter mais segurança no preenchimento, como forma de garantir a qualidade das respostas no preenchimento em geral não se deve preencher tudo em um único dia.
- Por fim, não deixe de completar o Anexo que trata de ações a serem implementadas, este é o objetivo do uso desta ferramenta, esta é a fase onde deverá ser traçado o planejamento de análise de segurança, sem a concreta utilização deste anexo o preenchimento das planilhas do SEVRRA não terá qualquer sentido.
- Este Anexo, por enquanto, só é indicado para riscos de sequências de acidentes avaliadas como Alto e Muito Alto. Porém, como dica, sugere-se que se o resultado do seu preenchimento não identificar a existencia de fragilidades para estes tipos de riscos, que o próprio usuário faça uma análise dos gráficos obtidos e verifique se ainda não há possibilidades de minimizar riscos sejam eles deste tipo ou Médio por exemplo.
- Se optar em usar FMEA, a segunda dica é leia mais sobre o método, mas é importante que leia já em artigos que aplicaram na radioterapia, isso facilitará a adequação do método e conheça bem o TG 100. E então as dicas se seguem como:
  - não faça sozinho,
  - inicialmente escolha subprocessos isolados dentro de um processo de tratamento e só depois de obter resultados e implementar estratégias tente aplicar para um processo de tratamento completo.
  - Depois de aplicar para processos de tratamento tente aplicar para os processos auxiliares, como por exemplo, processo de dosimetria do acelerador, processo de comissionamento etc.
  - E não esqueça de determinar o período para reaplicar a ferramenta escolhida.

## 7. EXERCÍCIOS DE FIXAÇÃO COM FMEA

Um subprocesso de tratamento que é comum a qualquer centro de radioterapia é o dia do tratamento.

Sendo assim, este exercício envolve várias etapas:

- Prepare o mapa do processo agora denominado como DIA DO TRATAMENTO.
- Com o mapa do processo pronto, agora envolva pelo menos 1 profissional diferente que faça parte do centro de radioterapia e principalmente, que atue neste processo DIA DO TRATAMENTO para definir cada etapa para cada um dos subprocessos identificados no mapa do processo.
- Em seguida, juntos definam cada modo de falha potencial para cada uma das etapas, não se preocupem com a quantidade, mas se preocupem em tentar esgotar o máximo das possibilidades, por isso é importante a participação dos colegas.
- O mesmo deve ser feito para identificar as causas de cada modo de falha.
- Após todos os modos de falha e causas terem sido identificados agora é o momento de definir a consequência, que pode ser descrita sucintamente a partir da escala de valores de O, S, e D contida neste capítulo.
- Entre todos que participaram e de forma consensual obtenha o NPR para todos os modos de falha e em seguida monte o ranking de NPR.
- Pronto, você já pode iniciar o planejamento de estratégias de segurança a partir deste exercício aplicadas a este processo.

## 8. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A aplicação de ferramentas de análise de risco mostra que o risco de um processo muda ao longo do tempo, tendo como propulsor desta mudança a aplicação de estratégias que visam aumentar a segurança e consequentemente diminuir o risco. Sendo assim, a análise do risco dos processos deve ser algo dinâmico, vivo, e para isso deve ser estabelecido um planejamento que deve dispor de um cronograma para a reavaliação do risco tornando possível avaliar a qualidade do processo baseada em risco de modo a comparar a segurança do processo ao longo do tempo após a implementação de novas estratégias ou estruturas de estratégias. Vale ressaltar, que este planejamento deve fazer parte do Plano de Gestão da Qualidade de um centro de radioterapia e que, este planejamento independe de qual ferramenta você decide utilizar. Comece já a aplicar uma gestão da qualidade baseada em risco, há alguns anos este era o futuro da radioterapia, agora é mais do que presente e urgente. Boa Gestão é sinônimo de Menos Risco!

## REFERÊNCIAS

FORD, E. et al. A Method of Streamlined Failure Mode and Effect Analysis to Improve Patient Safety. *Medical Physics*, v. 39, n. 6, p. 3600-3600, Jun 2012.

FORD, E. et al. Safety Improvement Through Incident Learning. *Medical Physics*, v. 40, n. 6, Jun 2013.

FORD, E. AND EVANS, B. et al. Incident learning in radiation oncology: A review. *Medical Physics*, v. 45, n. 5, Jun 2018.

FORD, E. C. et al. A streamlined failure mode and effects analysis. *Medical Physics*, v. 41, n. 6, Jun 2014.

FORD, E. C. et al. Consensus recommendations for incident learning database structures in radiation oncology. *Med Phys*, v. 39, n. 12, p. 7272-90, Dec 2012.

HUQ, M. S. et al. A method for evaluating quality assurance needs in radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, v. 71, n. 1, p. S170-S173, 2008.

HUQ, M. S. et al. The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management. *Medical Physics*, v. 43, n. 7, p. 4209 - 4262, 2016.

ICRP. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *Prevention of Accidental Exposures from New External Beam Radiation Therapy Technologies*. Viena. ICRP112. 2009.

IAEA. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Case Studies in the Application of Probabilistic Safety Assessment to Radiation Sources. TECDOC1494. 2006.

IAEA. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Aplicación del Método de la Matriz de Riesgo a la Radioterapia*. Viena. TECDOC 1685/S. 2012.

JOANA, G.S. et al. Risk management in radiation therapy with SEVRRRA. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, v. 6, n. 3, p. 1- 12, 2018.

KISLING, K AND JOHNSON, J.L. et al. A risk assessment of automated treatment planning and recommendations for clinical deployment. *Medical Physics*, v. 46, n. 6, p. 2567 - 2574, 2019.

SANTO, M.L.R. et al. Análise de riscos FMEA vs. SEVRRRA em tratamentos radioterápicos com equipamentos de quilovoltagem. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, v. 7, n. 3, p. 1- 18, 2019.

STAMATIS, D. H. *Failure mode and effect analysis: FMEA from theory to execution*. 2.ed. Milwaukee, USA: ASQC Quality Press, 2003

TEIXEIRA, F.C. de ALMEIDA, C.E. AND HUQ, S. Failure mode and effects analysis based risk profile assessment for stereotactic radiosurgery programs at three cancer centers in Brazil. *Medical Physics*, v. 43, n. 1, p. 171 - 178, 2016.

TEIXEIRA, Flávia Cristina da Silva. **Estudo e Desenvolvimento de Um Modelo de Análise de Risco para Radiocirurgia Intracraniana**. 2015.295 f. Tese (Doutorado em Biociências) – Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 2015.

YOUNG, F. et al. Validating FMEA output against incident learning data: A study in stereotactic body radiation therapy. *Medical Physics*, v. 42, n. 6, p. 2777 - 2785, 2015.



## ALGUNS DESAFIOS FUTUROS PARA O SISTEMA INTERNACIONAL DE PROTEÇÃO CONTRA A RADIAÇÃO

Abel Julio Gonzalez

### 1. INTRODUÇÃO

O sistema internacional de proteção contra a exposição às radiações ionizantes, conhecido como sistema de proteção radiológica, tem uma longa tradição. Após mais de um século de atividade profissional, consolida-se como um sistema global de segurança para radiações ionizantes, tornando-se um dos mais significativos sucessos internacionais e intergovernamentais.

O sistema é universal e consensual e se baseia em um acordo internacional e intergovernamental ampliado, conforme segue:

- baseia-se em ciência internacionalmente aceita acordada pelo Comitê Científico das Nações Unidas sobre os Efeitos da Radiação Atômica (UNSCEAR, 2010a, 2010b, 2015) e endossada pelo mais alto órgão intergovernamental internacional, a Assembleia Geral das Nações Unidas (UNGA, 2012);
- baseia-se no paradigma universalmente aceito desenvolvido ao longo de anos pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP, 2007a);
- deu origem a um regime intergovernamental de padrões que, sob os auspícios da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 1960, 1976), são copatrocinados por todas as organizações internacionais relevantes, a Comunidade Europeia de Energia Atômica (Euratom), as Nações Unidas para Alimentação e Agricultura das Nações Unidas (FAO), a Organização Internacional do Trabalho (OIT), a Organização Marítima Internacional (IMO), a Agência de Energia Nuclear da Organização para Cooperação e Desenvolvimento Econômico (OCDE/NEA), a Organização Pan-Americana da Saúde (OPAS), o Programa das Nações Unidas para o Meio Ambiente (PNUMA) e a Organização Mundial da Saúde (OMS), que inclui *inter alia*: princípios fundamentais de segurança (Euratom et al., 2006); normas básicas de proteção contra a radiação e de segurança das fontes de radiação (EC et al., 2014) (identificadas com a sigla BSS da expressão em inglês *Basic Safety Standards*); e um glossário internacional de termos (IAEA, 2019).
- é aplicado por meio de obrigações assumidas pelos Estados, como a Convenção nº 115 da OIT, de 1960, sobre a proteção contra a radiação ocupacional (ILO, 1960) e as muitas convenções e códigos de conduta acordados sob os auspícios da IAEA;

- inclui disposições para aplicações práticas endossadas por todas as organizações internacionais relevantes.

Apesar de seu sucesso, após quase um século de bons serviços, o sistema pode precisar de alguma revisão. Por exemplo, o paradigma da ICRP é um modelo ético, científico e internacional, mas já foi discutido que pode precisar ser atualizado, embora deva ser evitado intrometer-se nele. Algumas sugestões foram feitas para fortalecê-lo sem alterar suas raízes, tais como:

- o paradigma deve assimilar as novas demandas de licença social;
- a ética por trás dos princípios nos quais o paradigma se baseia deve ser descrita;
- um princípio de proteção das gerações futuras e de seu habitat deve ser especificamente incorporado;
- os limites de dose e sua justificativa precisariam de uma revisão completa;
- seria necessário rever a transição entre as situações durante e depois de uma emergência;
- os princípios de proteção ocupacional devem se estender à radiação natural, aos trabalhadores não envolvidos diretamente com a radiação, aos trabalhadores voluntários e aos “socorristas” de emergência (ou “liquidadores”), e até mesmo aos “consoladores” de pacientes;
- as exposições médicas devem ser separadas em diagnósticas e terapêuticas para pacientes, e discricionárias daquelas que confortam pacientes ou daquelas que se voluntariam para pesquisa médica;
- novas recomendações sobre magnitudes e unidades devem ser incorporadas, distinguindo claramente as magnitudes intensivas das extensivas e as magnitudes físicas das de proteção;
- deve ficar claro o alcance do paradigma, incluindo os conceitos de exclusão e isenção, integrando as situações de exposição à radiação natural e resolvendo o problema da regulação dos bens de consumo que contenham substâncias radioativas;
- deve-se esclarecer a sigla LNT, que se traduz como “relação linear (dose-efeitos) sem limiar”, seja como modelo de proteção radiológica, como conjectura epidemiológica ou como teoria biológica (ICRP, 2005);
- os temores de baixos níveis de radioatividade em bens de consumo precisam ser abordados (aqueles que causam danos psicológicos e estragos econômicos); e, por último e mais importante,
- o paradigma revisado deve reconhecer as limitações de sua base científica, levando em conta, entre outras coisas, a diferença epistemológica entre os conceitos de atribuição de efeitos de radiação e a inferência de risco de radiação.

As limitações de espaço neste capítulo o impedem de abordar todos esses tópicos. A discussão sobre o necessário aprimoramento do paradigma da ICRP tem sido apresentada em diversos encontros científicos (González, 2020a, 2021a). A análise neste capítulo incidirá apenas em três tópicos, descritos em seções distintas, que se consideram prioritários, nomeadamente:

- a Seção 2 trata da diferenciação epistemológica entre atribuição de efeitos de radiação e inferência de risco de radiação (González, 1993, 2002, 2011a, 2014a, 2014b, 2014c, 2022);
- a Seção 3 trata do problema de grandezas e unidades (González, 2021b);
- a Seção 4 trata da regulamentação de bens de consumo (González, 2021c).
- Como epílogo, uma Seção 5 final discute a limitação do sistema, que se refere apenas às radiações ionizantes e ignora as radiações não ionizantes, e a necessidade de sua extensão às radiações não ionizantes, que já foi tratado na literatura (González; Touzet, 2021).

## **2. EPISTEMOLOGIA DOS EFEITOS DA RADIAÇÃO: ATRIBUIÇÃO DE EFEITOS VIS-À-VIS INFERÊNCIA DE RISCO**

### *(a) Compreensão básica*

No estudo dos efeitos nocivos da exposição à radiação, são utilizados uma série de conceitos que geralmente são mal compreendidos e, portanto, devem ser descritos em detalhes da seguinte forma:

- O termo “epistemologia” refere-se à teoria do conhecimento, especialmente no que diz respeito aos seus métodos, validade e alcance. Esta parte, portanto, refere-se às teorias do conhecimento sobre os danos à saúde que podem estar associados à exposição à radiação, particularmente a validade e o alcance dessas teorias.
- O conceito de “dano de radiação” é usado para se referir a quaisquer efeitos à saúde da radiação sofridos por indivíduos ou populações identificadas (ou coortes) que podem ser comprovadamente infligidos pela exposição à radiação. O termo “radiação” é usado para se referir apenas à radiação ionizante (as implicações desta limitação serão discutidas na Seção 5). Quando o termo “efeito” (radiação na saúde) é usado, ele se refere a qualquer efeito na saúde resultante da exposição à radiação.
- O conceito de “situações de exposição à radiação” é usado para se referir a qualquer conjunto de circunstâncias em que as pessoas estão sujeitas a estados ou condições de serem irradiadas por radiação ionizante, seja de uma fonte externa ao corpo ou de uma fonte embutida no corpo, em que uma fonte é qualquer entidade que pode causar exposição à radiação.
- O termo “atribuição” é usado para se referir à atribuição de um efeito à saúde causado pela exposição à radiação, com base em evidências completas e usando evidências factuais objetivas.

- O termo “inferência” (em contraste com atribuição) é usado para se referir ao processo de tirar conclusões a partir de suposições subjetivas que envolvem observações científicas indiretas e raciocínio na presença de incerteza. O uso de inferência geralmente se concentra em deduzir, coletar, derivar, concluir e destacar o risco (veja o próximo parágrafo) apenas prospectivamente. No entanto, o que muitas vezes é chamado de “parte atribuída” ou “probabilidade de causalidade” também é uma inferência, mas retrospectiva.
- O termo “risco de radiação” é usado para se referir à probabilidade de que um efeito à saúde resultante da exposição à radiação (por exemplo, o desenvolvimento de câncer) possa ocorrer durante um determinado período, por exemplo, pelo resto da vida após uma exposição. Em outras palavras, o risco é uma noção prospectiva. Os riscos de radiação só devem ser atribuídos com base em evidências factuais, como taxas de doenças em populações previamente expostas com base em resultados concretos de investigações epidemiológicas. Ou seja, a atribuição de risco é baseada em evidências passadas; no entanto, deve-se notar que os resultados dessas análises retrospectivas também têm sido usados para fazer inferências sobre o risco de outras situações de exposição envolvendo diferentes populações para as quais dados epidemiológicos diretos não estavam disponíveis. O conceito de risco de exposição à radiação tem sido amplamente discutido na literatura (González, 2019).
- O termo “atestado” é usado para significar que uma testemunha especializada fornece evidências claras ao declarar formalmente que um efeito de radiação existe ou é o caso de sua ocorrência. O perito especialista em efeitos de radiação pode apresentar seu laudo pericial sem ter testemunhado qualquer fato relacionado a um julgamento ou processo criminal ligado à radiação, mas apenas da ocorrência real dos efeitos. Especialistas em atribuição de efeitos e inferência de risco vêm das seguintes disciplinas científicas:
  - Os *radiopatologistas* são especialistas na real ocorrência dos efeitos da radiação na saúde individual que podem ser diagnosticados em cada indivíduo exposto, ou seja, são cientistas reconhecidos e certificados que diagnosticam as causas e os efeitos das doenças induzidas pela radiação nos indivíduos, principalmente, através do exame de amostras de tecido corporal no laboratório para fins diagnósticos ou forenses.
  - Os *radioepidemiologistas* são especialistas em estimar os efeitos da radiação na saúde que não podem ser diagnosticados individualmente, mas só podem ser estimados em populações estudando estatisticamente as mudanças na incidência desses efeitos em certas coortes. Ou seja, são cientistas reconhecidos e certificados com experiência em estatísticas médicas que lidam com a incidência e distribuição de doenças associadas à exposição à radiação.
  - Os *radiobiólogos* são especialistas no estudo das alterações biológicas atribuíveis à exposição à radiação, através da análise de amostras especializadas em bioensaios, como algumas amostras hematológicas e citogenéticas. Ou seja, são

cientistas reconhecidos e certificados com experiência na área de a da biologia relacionada com os efeitos da radiação em organismos, órgãos, tecidos e células.

- Os *radioprotecionistas* (também conhecidos como especialistas em proteção contra radiação ou físicos da saúde) são especialistas em conjecturar e inferir riscos de radiação e decidir ações de proteção. Ou seja, são cientistas certificados devidamente reconhecidos por sua expertise na proteção das pessoas dos efeitos nocivos da exposição às radiações ionizantes e nos meios para alcançar tal proteção.

Finalmente, destaca-se que ultimamente tem havido muitos casos legais associados à exposição à radiação e seus efeitos. Neste contexto, convém referir-se ao conceito de “imputação legal”, que é utilizado para se referir a ações baseadas na lei para atribuir danos de radiação a situações de exposição à radiação, uso muito comum em diversas jurisdições legais (por exemplo, nas regiões legais da Ibero-América). No entanto, seu uso não é tão comum em algumas culturas jurídicas (por exemplo, em algumas jurisdições anglo-saxônicas). A imputação e seus derivados são gramaticalmente corretos, pois significam atribuir algo ruim (neste caso, algo ruim causado pela exposição à radiação) a alguém (por exemplo, aos empregadores, pelos trabalhadores expostos à radiação, ou aos operadores relacionados à radiação, pelo público afetado). Em suma, imputar significa atribuir culpa a alguém, seja uma pessoa real ou jurídica. Outros termos relacionados são usados para fins legais semelhantes, incluindo os seguintes: processar, que se refere à instauração de processos judiciais após a exposição à radiação; indiciar, que se refere à acusação formal de um crime legal (por exemplo, violação de normas de proteção radiológica); acusar, que significa denunciar formalmente de um crime (por exemplo, matar uma pessoa com radiação); e, claro, juiz, que é usado para proferir um veredito por um funcionário público nomeado para decidir casos em um tribunal de justiça. Ressalta-se que as descrições relativas à imputação legal são aplicáveis *mutatis mutandis* a qualquer um desses conceitos. Deve-se notar que acusar é diferente de imputar, mas infelizmente os termos têm sido usados internacionalmente como sinônimos (OIT et al., 2010). Neste contexto de implicações jurídicas, convém distinguir dois conceitos: (i) o conceito de sentença clássica resultante de uma ação judicial, que é utilizado para se referir a processos de uma parte ou partes (danificados por radiação) com imputação legal a outrem (resultando em exposição à radiação) em um tribunal civil; e (ii) o conceito de ação coletiva (denominado ação coletiva na legislação anglo-saxônica), que é usado para se referir a uma ação judicial em que uma das partes é um grupo de pessoas expostas à radiação representado coletivamente por um membro desse grupo.

#### *(b) O consenso internacional sobre os efeitos da radiação*

Ao longo dos anos, o Comitê Científico das Nações Unidas sobre os Efeitos da Radiação Atômica (UNSCEAR) concordou internacionalmente com um consenso universal sobre

as estimativas dos efeitos da radiação na saúde, que tem sido amplamente divulgado rotineiramente à Assembleia Geral das Nações Unidas(UNGA). O UNSCEAR é a organização intergovernamental internacional designada pela UNGA para estimar os níveis globais e os efeitos da radiação.

As teses fundamentais subjacentes a este consenso internacional são apresentadas de forma simplista como segue:

- Existe um consenso científico de que a exposição a altos níveis de dose de radiação por um tempo relativamente curto produz efeitos nocivos agudos (ou seja, críticos, graves) em indivíduos expostos. Esses efeitos podem ser diagnosticados, testados e testemunhados por radiopatologistas qualificados. Em resumo, um efeito de saúde observado em um indivíduo pode ser inequivocamente atribuído à exposição à radiação se o indivíduo experimentar reações teciduais (muitas vezes referidas como efeitos determinísticos ou determinísticos), e um diagnóstico patológico diferencial pode ser alcançado, descartando possíveis causas alternativas. Tais efeitos determinísticos são experimentados como resultado de altas doses de radiação incorridas em um período relativamente curto, como pode ocorrer após exposições à radiação devido a acidentes em instalações nucleares ou na indústria convencional. Embora na radioterapia as doses usadas, em geral, sejam altas, os campos são bem definidos e a região de tratamento bem localizada, observando-se como regra geral os limites de dose nos órgãos em volta do volume alvo, mas,, quando acidentes ocorrem, os efeitos que alcançam os órgãos sadios podem ser fatais. Na radiologia, em especial a intervencionista, e em alguns procedimentos com tomografia, as doses podem ser significativamente mais altas que em outros procedimentos e, quando acidentes ocorrem, os danos na região onde o feixe incide podem ser significativos. Tais efeitos determinísticos podem, portanto, ser imputados individualmente à situação por meio de um julgamento clássico.
- Em baixas doses, as populações expostas podem sofrer danos coletivos, que podem ser expressos como aumentos na incidência de determinados efeitos. Tais aumentos podem ser avaliados, testados e testemunhados por radioepidemiologistas qualificados. Esses efeitos sabidamente associados à exposição à radiação, como certas malignidades induzíveis por radiação e, teoricamente, efeitos hereditários nos descendentes da população exposta, não podem ser inequivocamente atribuídos à exposição à radiação, pois a exposição à radiação não é a única causa possível e atualmente não existem biomarcadores específicos de exposição à radiação. Esses efeitos são chamados de “efeitos estocásticos”, devido à aleatoriedade de sua ocorrência. O diagnóstico patológico diferencial inequívoco não é possível para efeitos estocásticos. Somente se a incidência espontânea de um tipo particular de efeito estocástico fosse baixa e a radiosensibilidade para tal efeito alta (como é o caso de alguns cânceres de tireoide pediátricos) poderia ser inferido que um efeito em um determinado indivíduo na exposição à radiação é ostensivamente atribuível à exposição, especialmente se essa exposição foi alta. No entanto, mesmo nesses casos, o efeito em um indivíduo não pode ser atribuído inequivocamente à exposição

à radiação, devido a possíveis causas concorrentes de outros efeitos de forma sinérgica, como, por exemplo, os efeitos da quimioterapia que são aplicados de forma concomitante, adjuvante ou neoadjuvante à radioterapia, além de inúmeros agentes físicos e químicos que o homem está sujeito. Lembrando que, embora o objetivo da quimioterapia seja de controlar as células tumorais, ela também é citotóxica, atuando de forma sistêmica, e não estritamente localizada. Em resumo, uma maior incidência de efeitos estocásticos em uma população pode ser atribuída à exposição à radiação por meio de análise epidemiológica, desde que, entre outras coisas, a maior incidência de efeitos estocásticos seja suficiente para superar as incertezas estatísticas inerentes. Nesse caso, um aumento da incidência de efeitos estocásticos na população exposta poderia ser adequadamente verificado e atribuído à exposição. Deve-se notar que, embora tenha sido demonstrado em estudos com animais, o aumento da incidência de efeitos hereditários em populações humanas não pode ser atribuído atualmente à exposição à radiação; uma razão para isso é a grande flutuação na incidência espontânea desses efeitos. Em algumas jurisdições, os danos de radiação de efeitos estocásticos podem ser atribuídos coletivamente (mas não individualmente) à situação, talvez como uma ação coletiva.

- Amostras de ensaios biológicos especializados, como amostras hematológicas e citogenéticas, que indicam alterações biológicas atribuíveis à exposição à radiação, podem ser diagnosticadas em indivíduos expostos por radiobiologistas qualificados. Esses espécimes podem ser usados como indicadores biológicos de exposição à radiação mesmo em baixos níveis de exposição. Deve-se notar, no entanto, que a presença de tais indicadores biológicos em amostras coletadas de um indivíduo não significa necessariamente que ele sofrerá efeitos à saúde devido à exposição. Não está claro se o “dano” pode ser imputado nesses casos.
- Houve recentemente um acordo internacional de que os efeitos da radiação na saúde não são atribuíveis a situações envolvendo baixas doses (ou seja, doses semelhantes às doses de radiação de fundo naturais típicas), mas ainda podem ser inferidos a partir dessas situações “riscos”, como suposições subjetivas.

A questão da atribuição dos efeitos da radiação às situações de exposição à radiação foi amplamente discutida na literatura (González, 1993, 2002, 2011a, 2014a, 2014b, 2014c).

O UNSCEAR refinou o entendimento de suas estimativas abordando e diferenciando a atribuição de efeitos à saúde resultante da exposição à radiação em relação à inferência de risco. A Assembleia Geral das Nações Unidas recebeu por unanimidade este relatório científico do UNSCEAR com apreço. As estimativas do UNSCEAR foram resumidas pelo Programa das Nações Unidas para o Meio Ambiente (UNEP) em um livreto cujas principais descobertas e ilustrações relevantes são usadas neste capítulo (UNEP, 2016). Esse importante acordo global tem sido amplamente divulgado na literatura, mas ainda está longe de ser implementado na prática regulatória. A Comissão de Normas de Segurança (CSS) da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) tem abordado o problema, e

um relatório está sendo preparado (a CSS é o órgão internacional que apoia as normas internacionais de segurança que são estabelecidas sob os auspícios da IAEA com o copatrocinio de todas as organizações internacionais relevantes).

Em resumo, os aumentos na incidência de efeitos na saúde em populações não podem ser atribuídos de forma confiável à exposição crônica à radiação em níveis que são típicos dos níveis médios globais de radiação de fundo. O número de efeitos à saúde induzidos por radiação em uma população exposta a doses incrementais em níveis iguais ou abaixo dos níveis naturais de base não deve ser calculado multiplicando doses muito baixas por um grande número de pessoas e pelo risco subjetivo inferido. Essas situações são muito comuns na prática, e a imputação legal de danos de radiação hipoteticamente atribuídos a elas é controversa. Assinalou-se que as agências de saúde pública, para alocar recursos adequadamente, podem precisar fazer projeções do número de efeitos à saúde, mesmo em doses baixas, para fins comparativos. Este método, baseado em premissas não testáveis, poderia ser útil para tais propósitos se fosse aplicado de forma consistente, se as incertezas nas avaliações fossem totalmente levadas em consideração e se os efeitos projetados para a saúde não fossem inferidos como diferentes dos efeitos nominais teóricos.

Um problema que tem gerado curiosidade científica é como considerar os grupos que vivem em áreas com altos níveis de radiação natural terrestre ou em cidades de alta altitude com altos níveis de radiação cósmica. Esses grupos populacionais não sofrem efeitos determinísticos, apesar de a soma da radiação que recebem ao longo da vida ultrapassar os limites para a ocorrência desses efeitos. Eles também não mostram uma maior incidência de efeitos estocásticos, embora a probabilidade de ocorrência desses efeitos seja tão baixa que o número de pessoas necessário para que os estudos epidemiológicos não sejam limitados por incertezas estatísticas é geralmente muito maior do que sua população.

### *(c) A relação dose-resposta*

A relação entre as doses de radiação recebidas pelas pessoas e a probabilidade de ocorrência de efeitos na saúde (chamada de relação dose-resposta), que pode ser derivada das estimativas do UNSCEAR, foi sintetizada peloPNUMA no gráfico mostrado na Figura 1.

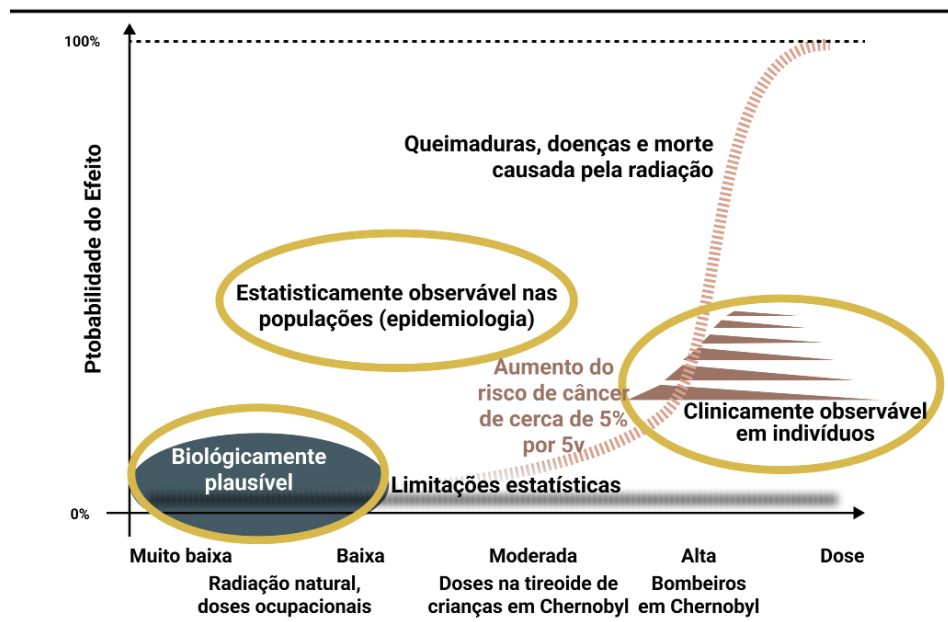


Figura 1 – Probabilidade do efeito *versus* dose, mostrando: efeitos clinicamente observáveis em indivíduos e em pacientes, efeitos estatisticamente observáveis nas populações e efeitos biologicamente plausíveis.

Fonte: Adaptado UNEP (2016).

As doses são expressas como:

- *altas doses* - cerca de uma dose efetiva sievert (a dose média de fundo natural é de 0,0024 sievert por ano, portanto, um sievert é milhares de vezes maior que os níveis anuais de radiação de fundo natural);
- *doses moderadas* - cerca de centenas de milisieverts (um milisievert é um milésimo de um sievert);
- *baixas doses* - cerca de dezenas de milisieverts;
- *doses muito baixas* - em torno de um milisievert.

As probabilidades são expressas em porcentagens entre 0% e 100%, onde 100% corresponde à certeza de que o efeito ocorrerá e 0% corresponde à certeza de que o efeito não ocorrerá.

Deve-se notar que as probabilidades estimadas pelo UNSCEAR são de dois tipos distinguíveis:

- *Probabilidades frequentistas*, que se encontram na zona de alta dose, com base na existência real e verificável dos efeitos da radiação na saúde, e são definidas como o limite da frequência relativa de incidência do efeito em uma série de estudos epidemiológicos;
- *Probabilidades subjetivas* (também chamadas de “Bayesianas”), que estão na área de baixa dose, expressas como uma possível expectativa de que os efeitos da radiação na saúde ocorram e sejam quantificados por crença pessoal ou julgamento de especialistas, mas não são apoiadas pela frequência ou propensão para que os efeitos realmente ocorram.
- Tanto as probabilidades frequentistas quanto as subjetivas são matematicamente compatíveis, mas muito diferentes do ponto de vista epistemológico: a primeira é baseada em evidências e a segunda em conjecturas.

O UNSCEAR destacou (veja ovais na Figura 1) a importância de distinguir entre:

- observações verificadas dos efeitos na saúde das pessoas e populações expostas, que permitem atribuir esses efeitos de forma inequívoca às situações de exposição que os geraram; e
- projeções plausíveis de efeitos na saúde, cuja ocorrência é factível, mas não verificável, ou seja, aquelas projeções que permitem apenas inferir alguns riscos.

Para ambas as situações, é importante levar em conta tanto as incertezas quanto as imprecisões associadas às estimativas.

Em resumo, conforme marcado por ovais na Figura, o UNSCEAR fez uma distinção clara entre três regiões separadas da relação dose-resposta em relação à observância dos efeitos, a saber:

- a região onde os efeitos são clinicamente observáveis nos indivíduos, por meio de diagnóstico radiopatológico e comprovação por atestado certificado por radiopatologista;
- a região onde os efeitos são apenas observáveis estatisticamente em populações (mas não identificáveis em indivíduos), através de estimativas radioepidemiológicas e atestados certificados por um radioepidemiologista (as probabilidades disponíveis são frequentistas);
- a região onde os efeitos não são observáveis, mas podem ser biologicamente plausíveis e só podem ser inferidos por meio de julgamento subjetivo de especialistas (ou seja, as probabilidades são apenas subjetivas).

#### *(d) Fatos verificáveis versus suposições subjetivas*

Decorre da discussão acima que a abscissa da relação dose-resposta, que quantifica a dose, pode ser dividida em duas áreas distinguíveis (conforme apresentado na Figura 2):

- doses que levem a efeitos decorrentes de fatos objetivamente verificáveis com comprovação científica, ou seja, fatos verídicos e não interpretáveis, que ocorram de forma indiscutível e não sejam influenciados por sentimentos ou opiniões pessoais; e
- doses que apenas levam a inferências subjetivas baseadas em suposições, ou seja, opiniões ou conclusões baseadas em informações incompletas, não comprovadas e talvez influenciadas por sentimentos ou opiniões pessoais.

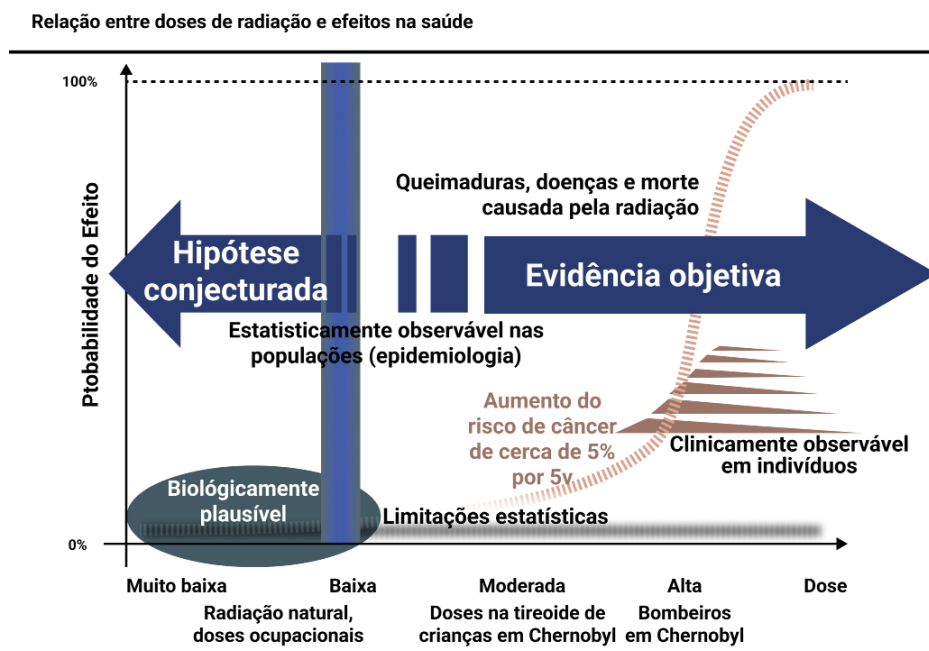


Figura 2 – Efeitos objetivamente verificáveis *versus* inferências subjetivas.

Fonte: Adaptado UNEP (2016).

#### (e) Atestado

Conforme discutido acima, a certificação da ocorrência de efeitos de radiação pode ser feita por radiopatologistas, para efeitos determinísticos em indivíduos, e por radioepidemiologistas, para efeitos estocásticos em populações. A atestação não é viável quando há apenas o julgamento de especialistas. A área de dose-resposta na qual os efeitos são atribuíveis ainda pode ser dividida em duas subáreas, como segue e conforme mostrado na Figura 3.

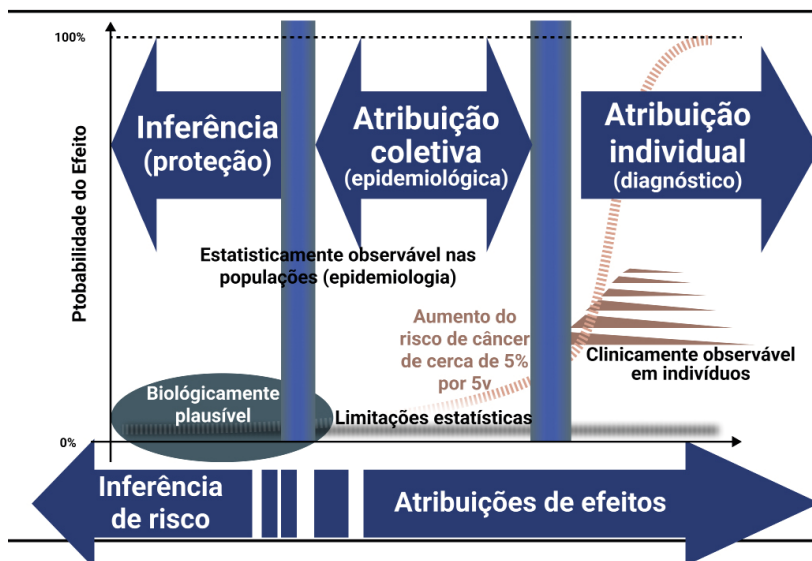


Figura 3 – Atestação (certificação) da ocorrência de efeitos de radiação.

Fonte: Adaptado UNEP (2016).

Na região de alta dose, pode-se diagnosticar a ocorrência de efeitos em indivíduos expostos. Na região de dose moderada, apenas as mudanças na incidência dos efeitos nas populações expostas podem ser avaliadas, geralmente por cálculos estatísticos, ou seja, estimados por meio de estudos epidemiológicos. Na região de dose baixa e muito baixa, há apenas a possibilidade de julgamento de especialistas e extrapolação de conhecimento, mas não há possibilidade de diagnóstico individual ou determinação de alterações na incidência coletiva de efeitos na pessoa exposta.

Portanto, é possível a seguinte distinção adicional na atribuição de efeitos, conforme apresentado na Figura 3:

- na área da zona de alta dose, os efeitos podem ser atribuídos individualmente, ou seja, é possível diagnosticar e atestar por procedimentos patológicos que um indivíduo exposto incorreu no efeito;
- na área da zona de dose moderada, os efeitos podem ser estimados coletivamente, ou seja, é possível avaliar se há um aumento na incidência de efeitos em uma população exposta, embora não seja viável diagnosticar esses efeitos individualmente;
- na área restante da zona de baixa dose, os efeitos não podem ser atribuídos, nem individual nem coletivamente, embora se possa inferir um “risco” expresso como uma probabilidade subjetiva que não se baseia em frequências mensuráveis, mas em julgamentos pessoais de especialistas ou decisões regulamentares.
- Como pode ser deduzido da Figura 3, o processo requer diferentes certificações profissionais, como segue:

- a atribuição individual de efeitos só pode ser feita por diagnóstico seguido de atestado formal emitido por um radiopatologista qualificado;
- a atribuição coletiva de efeitos só pode ser feita por estimativa estatística seguida de atestado formal por um radioepidemiologista qualificado;
- a inferência subjetiva de efeitos pode exigir uma opinião consensual de um corpo profissional de especialistas relevantes, principalmente radiobiólogos e radioepidemiologistas atuando como radioprotecionistas, que devem expressar seu “julgamento especializado” sobre os riscos, se houver, bem como suas incertezas e limitações; tal julgamento deve ser validado por decisões regulatórias.

#### *(f) Consequências legais*

A capacidade de atribuir efeitos à saúde relacionados a situações específicas de exposição pode influenciar a capacidade de atribuir legalmente danos por aqueles que sofreram os efeitos. A imputação pode incluir a atribuição de responsabilidade por danos físicos deliberadamente infligidos ou efeitos nocivos àqueles que causam a exposição. Por exemplo, os trabalhadores podem culpar seus empregadores e os membros do público podem imputar licenciados de instalações que operam em seu habitat. No entanto, a legislação relativa à atribuição dos efeitos da radiação na saúde, com a inferência de risco de radiação e, em particular, com a imputação de danos é heterogênea, incoerente e inconsistente entre os países, bem como nos casos que são realizados em jurisdições dentro de um país. Uma distinção importante resulta da comparação da legislação jurisprudencial com a legislação codificada.

### **Imputação individual versus imputação coletiva versus imputação fictícia**

A atribuição de danos associados à exposição ligada à radiação continua sendo um enigma legal. Pode ser mais simples de resolver em sistemas jurídicos jurisprudenciais, caso a caso, mas é particularmente complicado para a legislação codificada, em que as abordagens caso a caso não são viáveis. Conforme apresentado na Figura 4, as seguintes situações são possíveis:

- na região de alta dose, a imputação é direta do afetado ao culpado;
- na região de dose média, parece que apenas uma imputação coletiva ou grupal é viável;
- na região de baixa dosagem, a situação é no mínimo questionável: é possível imputar as consequências percebidas devido aos riscos de radiação com base em julgamentos subjetivos?

Na região de altas doses, os efeitos individuais na saúde são clinicamente atribuíveis e verificáveis e, portanto, a imputação de danos ao indivíduo afetado é viável. Na região de dose média, o aumento da incidência de efeitos nocivos em grupos populacionais é epidemiologicamente atribuível e verificável e, portanto, a imputação do grupo afetado é

viável. Na área de baixas doses, em que os danos de radiação não são atribuíveis ou comprováveis, individuais ou coletivos, mas o risco de radiação também pode ser inferido, a situação parece estar no limbo legal.

#### *(g) Conclusão*

Após uma longa jornada, parece que a comunidade científica chegou a um consenso no âmbito do UNSCEAR sobre a atribuição de danos em situações de exposição à radiação. Este importante consenso científico deve agora ser convertido em instrumentos jurídicos que abordem a questão da imputação legal, e seus derivados de processar, acusar e julgar, após situações de exposição à radiação. Embora, seguindo esses desenvolvimentos, a transição da ciência da atribuição e inferência para a imputação legal tenha sido discutida preliminarmente, ela ainda não foi cristalizada em abordagens universais.

Parece que chegou a hora de os juristas transformarem as conquistas científicas sobre a atribuição dos efeitos da radiação e a inferência de riscos de radiação após situações de exposição à radiação em orientação legal.

Dadas as diferenças culturais, regulatórias e legislativas entre os países, considera-se prudente e necessário abordar a questão jurídica com dois objetivos fundamentais:

- promover um entendimento jurídico comum das políticas relacionadas com os danos de radiação atribuídos a situações de exposição à radiação;
- explorar a viabilidade de uma interpretação legislativa universal para regular a aplicação da lei nestas situações, o que poderia servir de insumo potencial para diferentes legislações nacionais.

### **3. O SISTEMA INTERNACIONAL DE GRANDEZAS E UNIDADES**

#### *(a) Introdução*

O sistema internacional de grandezas e unidades para proteção contra radiação é uma das histórias de sucesso internacional e intergovernamental mais significativas. Ele é universal e consensual; fundamentado em ciência internacionalmente aceita; baseado em um paradigma universal recomendado pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) e pela Comissão Internacional de Unidades e Medições de Radiação (ICRU); adotado pelo Bureau Internacional de Pesos e Medições (BIPM); e estabelecido nas normas internacionais de segurança de todas as organizações intergovernamentais relevantes desenvolvidas sob os auspícios da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA). Apesar de seu sucesso, após quase um século de bons serviços, o sistema pode precisar de alguma revisão.

#### *(b) Crítica*

## Lições de Fukushima

Após o acidente do reator nuclear na Usina Nuclear de Fukushima Dai-ichi, no Japão, a ICRP convocou um grupo de trabalho para coletar as lições aprendidas sobre o sistema de proteção contra radiação. Estes incluíam problemas com o sistema internacional de grandezas e unidades usado pela ICRP.

Em um memorando de mais de 80 páginas, os membros da força-tarefa expressaram suas opiniões pessoais sobre os problemas que surgiram durante e após o acidente. Embora os indivíduos afetados tenham sido amplamente protegidos da exposição à radiação e ninguém tenha sofrido uma dose letal de radiação (ou uma dose grande o suficiente para causar doença por radiação), muitos problemas de proteção contra radiação foram levantados. Um problema identificado foi que o sistema de grandezas e unidades de proteção contra radiação causava uma confusão considerável e problemas de comunicação (González et al., 2013). As diferenças entre as grandezas não foram bem compreendidas pelos afetados, mesmo pelo público altamente educado. Por exemplo, as diferenças entre dose absorvida, dose equivalente e dose efetiva não foram compreendidas. A distinção entre grandezas de proteção radiológica e grandezas operacionais era ainda mais difícil de entender; por exemplo, a diferença entre dose equivalente e equivalente de dose, nomeações que também apresentam um problema gramatical de tradução com mesmo significado para outras línguas. A prática de usar uma única unidade para diferentes grandezas, sem especificar a grandeza, aumentou a confusão e a incompreensão; por exemplo, o uso de uma unidade comum (Sievert ou Rem) para a dose equivalente em um órgão, a dose efetiva no corpo e o equivalente de dose de um campo de radiação.

Não ficou claro para o público ou seus representantes por que tantas grandezas e unidades diferentes eram necessárias para proteger as pessoas da radiação.

O Grupo de Trabalho da ICRP concluiu que a comunidade de proteção radiológica tem o dever ético de aprender com as lições de Fukushima e resolver os desafios identificados, um dos quais está relacionado ao sistema internacional de grandezas e unidades de proteção radiológica. O Grupo de Trabalho aconselhou que, antes que ocorra outro grande acidente, a confusão sobre o sistema internacional de grandezas e unidades de proteção contra radiação deve ser resolvida.

## Avaliação da metrologia

De 23 a 25 de novembro de 2014, o Primeiro Congresso Brasileiro de Metrologia de Radiação Ionizante (CBMRI) aconteceu no Rio de Janeiro, Brasil (Peixoto et al., 2016). O objetivo principal foi revisar vários conceitos, questões fundamentais e métodos relacionados às medições primárias ou secundárias de radiações ionizantes. Seguindo a abordagem proposta pelo BIPM Comité Consultatif pour les Etalons de Mesures des

Rayonnements Ionisants, o CBMRI dedicou-se a três diferentes aspectos da metrologia, a saber: radionuclídeos e radioatividade; raios X, raios gama, elétrons e partículas carregadas; e metrologia de nêutrons. Também abordou questões de rastreabilidade, padrões primários (absolutos) e secundários (relativos), avaliação de incertezas, instrumentação nuclear e infraestrutura laboratorial. Mas um tópico importante foi uma revisão crítica do sistema internacional de grandezas e unidades.

Esta revisão crítica permitiu um amplo debate sobre a conveniência de melhorar o sistema de grandezas e unidades de proteção radiológica (González; de Almeida; Spano, 2016). O sistema global de grandezas e unidades foi revisado criticamente e foi reconhecido que o sistema provou ser bem-sucedido em ajudar a proteção contra radiação a se tornar uma disciplina profissional uniforme, consistente e coerente em todo o mundo. No entanto, como em qualquer outro desenvolvimento bem-sucedido, verificou-se que a experiência adquirida ao longo do tempo mostra que o sistema pode se beneficiar de algumas melhorias. Sugeriu-se que parece ter chegado o momento de realizar uma profunda revisão do atual sistema de grandezas e unidades para atualizá-lo, levando em consideração uma série de lições aprendidas, principalmente após acidentes nucleares e em a proteção dos pacientes nas práticas de radiodiagnóstico, radiologia intervencionista e radioterapia.

As dificuldades do sistema foram analisadas e algumas soluções viáveis foram sugeridas. Descobriu-se que o sistema foi usado com sucesso por mais de 30 anos para controlar a exposição ocupacional e a exposição pública em situações normais, prospectivamente no projeto de instalações e planejamento de operações e retrospectivamente para demonstrar conformidade regulatória. No entanto, verificou-se que o uso também tem apresentado grandes dificuldades na comunicação das informações radiológicas a profissionais não especializados e ao público. Essas dificuldades de compreensão de grandezas e unidades parecem ser consequência da complexidade do sistema que utiliza mais de uma grandeza e combina dados de exposição física com dados científicos sobre risco de radiação para órgãos e tecidos.

Além disso, considerou-se que, embora o sistema e as grandezas tenham se mostrado muito adequados para proteção radiológica ocupacional, eles são menos adequados para uso em domínio público, onde é necessária a comunicação com não especialistas, principalmente com a imprensa em situações de emergência.

A discussão concluiu que havia uma série de possibilidades para melhorar a situação em curto prazo. Por exemplo: evitar o uso de doses equivalentes sem especificar o órgão ou tecido em questão; assim, uma dose equivalente à tireoide, por exemplo, em vez do uso do termo mais curto e mais simples “dose de órgão” para dose de órgão equivalente em comunicações, recomenda-se o termo “dose na tireoide”, que já é comum em muitas práticas de proteção radiológica. Outra solução para minimizar a confusão é sempre

adicionar a grandeza ao usar a unidade Sievert. Outra solução seria considerar renomear as unidades, mas isso exigiria uma deliberação cuidadosa.

Uma importante deficiência confirmada foi que o sistema atual não contempla a simplificação com o único propósito de informação pública. Os puristas que trabalham em grandezas e unidades provavelmente rejeitariam a ideia. A simplificação sempre acarretará em perda do rigor científico essencial na quantificação. Mas o rigor já não é violado no atual sistema de grandezas de proteção? De fato, concluiu-se que as grandezas de proteção não atendem aos requisitos essenciais para grandezas. Uma maior simplificação seria bem-vinda, se isso aliviasse o grave problema da comunicação pública.

Concluiu-se também que um sistema de informação pública de grandezas deve ser adaptado para transmitir, de forma completa e facilmente compreensível e credível, os efeitos e riscos da radiação. Isso pelo menos evitaria os graves efeitos psicológicos associados à má compreensão da radiação e sua quantificação. De fato, a desconfiança pública é gerada quando as autoridades transmitem informações de forma quantitativa que não são compreensíveis não apenas pelo público em geral, mas também por muitos especialistas.

Foi sugerido que tal sistema talvez pudesse incluir grandezas simplificadas para transmitir, por exemplo, a presença de substâncias radioativas no ambiente, incluindo sua variação temporal. O ideal seria ter poucas, ou mesmo uma única grandeza, de forma simplificada todos os elementos atualmente abrangidos pela atividade, doses absorvidas, fatores de ponderação, variação temporal etc. Concluiu-se que foi difícil responder se essa possibilidade é realmente viável. No entanto, fica claro que é viável e desejável estudar as possibilidades de desenvolvimento de um sistema de grandezas para comunicação pública.

Em resumo, a discussão no CBMRI concluiu que as grandezas utilizadas para fins de proteção e medição radiológica são um tanto sofisticadas e sua aplicação requer conhecimento profissional. No entanto, os profissionais de proteção radiológica não estão sozinhos no uso dessas grandezas, pois os tomadores de decisão de emergência, que não necessariamente conhecem os detalhes, confiam neles para suas opções de intervenção, e, no recebimento, o público exige simplicidade no entendimento. Desentendimentos sobre grandezas após um acidente podem levar a dificuldades adversas, interpretações incorretas de possíveis consequências, decisões equivocadas e, afinal, graves danos psicológicos e sociais à população. Logo, são urgentemente necessários meios para melhorar e promover a troca de informações e educação e para desenvolver material de fácil leitura sobre o sistema de grandezas e unidades de proteção contra radiação.

Recentemente, em novembro de 2020, foi realizado virtualmente no VII CBMRI. Os mesmos assuntos foram novamente discutidos (González, 2020b). Mas desta vez a crítica foi estendida aos problemas epistemológicos do sistema atual, tema que será discutido mais adiante.

### *(c) Revisões em andamento*

Após várias críticas ao sistema, a ICRP criou um grupo de trabalho (ICRP- Task Group 79), no âmbito do Committee 2, sobre o uso de dose efetiva como grandeza de proteção radiológica relacionada ao risco. O Grupo de Trabalho de dose efetiva forneceu orientações sobre quando a grandeza de “dose efetiva” deve ou não ser usada. A ICRP indicou que a experiência demonstrou que a “dose efetiva”, que foi definida e introduzida pela ICRP para fins de gerenciamento de risco, ou seja, para limitação e otimização de risco, é amplamente utilizada na proteção contra radiações e áreas afins, além de sua finalidade original, em alguns casos incorretamente. Orientações úteis sobre restrições de uso de grandeza são fornecidas nas principais recomendações da ICRP. A ICRP considera que esta orientação deve ser ampliada e propostas devem ser feitas para controle de exposição e gestão de risco em situações em que o termo “dose efetiva” não deve ser usado. As recomendações da ICRP sobre o uso de dose efetiva como grandeza de proteção radiológica estão sendo apresentadas (Harrison, 2021).

Enquanto isso, o Comitê ICRU 26 também abordou uma revisão das grandezas operacionais de proteção contra radiação para radiação externa. O conceito e as implicações práticas das novas definições da ICRU e ICRP de grandezas operatórias para radiação externa foram apresentados (Menzel, 2021). As mudanças propostas incluem, entre outras coisas: descontinuar o uso de dose equivalente de órgão (HT em Sievert) e, em vez disso, usar dose absorvida em órgãos (DT em Gray); descontinuar o uso de equivalente de dose ambiente ( $H^*(d)$ , equivalente de dose direcional ( $H'(d, \Omega)$  e equivalente de dose pessoal ( $H_p(d)$  e substituí-los por dose ambiente ( $H^*$  em Sievert), dose pessoal ( $H_p$  em Sievert), dose absorvida pessoal ( $D_p$  em Gray) e dose absorvida direcional ( $D'(\Omega)$  em Gray).

Essas mudanças são bem-vindas, mas podem não resolver alguns desafios fundamentais de comunicação e epistemológicos com grandezas e unidades de proteção radiológica, como será discutido mais adiante. A indústria está reagindo com certo ceticismo: a World Nuclear Association apresentou algumas visões negativas sobre essas mudanças por parte dos profissionais de proteção contra radiação na indústria nuclear (de Roivo, 2021).

### *(d) Questões epistemológicas restantes*

Há pelo menos duas anomalias epistemológicas no sistema atual. A primeira refere-se ao uso da mesma grandeza e unidade para abordar os efeitos na saúde atribuíveis à radiação e a inferência de riscos de radiação. A segunda está relacionada à confusão atual entre grandezas intensivas e extensivas.

## Grandezas e unidades para atribuir efeitos e inferir riscos

Um problema epistemológico fundamental com o sistema atual é que a mesma grandeza, a dose efetiva, e a mesma unidade, o Sievert, sem quaisquer condições, são usadas para avaliar os efeitos à saúde atribuíveis à exposição à radiação e também para inferir riscos conjecturais de radiação. Como observado acima, o Comitê Científico das Nações Unidas sobre os Efeitos da Radiação Atômica (UNSCEAR) chegou a um consenso intergovernamental internacional sobre a atribuição de efeitos da radiação demonstráveis *versus* a inferência de risco conjecturado à saúde.

Em termos simples, a situação pode ser descrita da seguinte forma: o risco nominal prejudicial ajustado para uma população nominal é estimado em cerca de 5% per Sievert de dose efetiva; este número é matematicamente equivalente a 0,005% por miliSievert de dose efetiva; no entanto, os coeficientes matematicamente iguais de 5% por Sievert e 0,005% por miliSievert são muito diferentes epistemologicamente, porque descrevem ciências diferentes: evidências epidemiológicas factuais *versus* estimativas conjecturais.

Apesar dessas diferenças epistemológicas fundamentais, uma grandeza comum, a dose efetiva, e uma unidade comum, o Sievert, são usadas tanto para a atribuição de efeitos quanto para a inferência de risco. Isso implica usar a mesma abordagem de quantificação para situações muito diferentes, como:

- resultados distintos, como os que são clinicamente observáveis, estatisticamente observável ou biologicamente plausíveis;
- conceitos diferentes, como quais efeitos são atribuídos a altas doses e risco e inferidos a baixas doses;
- resultados diversos, como diagnóstico de efeito individual, estimativas de incidências coletivas ou julgamento de risco;
- resultados de saúde fornecendo evidências formais por radiopatologistas, radioepidemiologistas e radioprotetores; e, por último, mas não menos importante,
- atribuição de danos individuais ou coletivos ou presunções de risco.

Esta é uma anomalia epistemológica do sistema que, como visto na seção anterior, merece uma discussão profunda.

O acordo global alcançado pelo UNSCEAR tem sido relatado na literatura (González, 2014b, 2014c), mas ainda está longe de ser implementado na prática regulatória. Atualmente, não são usados nos padrões de proteção contra radiação dos regulamentos intergovernamentais internacionais e, conseqüentemente, no vasto corpo de regulamentos de segurança nuclear que são estabelecidos sob a égide da IAEA com o copatrocinio de todas as organizações intergovernamentais relevantes. A Comissão de Normas de Segurança da IAEA vem abordando a questão em um relatório está sendo preparado.

## Grandezas intensivas e grandezas extensivas

Um problema epistemológico adicional é que a mesma família de grandezas dosimétricas (sem ressalvas) é usada para expressar grandezas intensivas e grandezas extensivas. Isso não acontece em outras áreas da ciência que requerem quantificação.

A *dose* é uma grandeza intensiva, isto é, uma grandeza física cujo valor não depende da quantidade de matéria para a qual é medição; é semelhante à grandeza *temperatura*.

Ao contrário, a *dose coletiva* é uma grandeza extensiva, ou seja, uma grandeza física cujo valor é proporcional ao tamanho do sistema que descreve ou à grandeza no sistema; é semelhante à grandeza *energia*.

No entanto, apesar dessas diferenças, a mesma unidade, o Sievert, é utilizada para grandezas diversas, embora qualificada pelo nome de “homem” ou “pessoa” para a dose coletiva. Isso tem causado sérios problemas de interpretação entre os especialistas e de comunicação para o público. A dose coletiva serve apenas para comparações, dose per capita e jamais para se relacionar com o risco.

### (e) Grandezas, unidades e comunicação

Uma deficiência importante do sistema hoje é que as grandezas e unidades atuais não são úteis para informação e comunicação pública. As grandezas e unidades devem ser adaptadas para transmitir, de forma completa e facilmente compreensível e credível, os efeitos e riscos da radiação. Eles devem evitar os efeitos psicológicos que estão associados ao mal-entendido da radiação. A desconfiança pública é gerada quando as autoridades transmitem grandezas que não são compreensíveis não apenas para o público, mas também para muitos especialistas, conforme apresentado na Figura 5. Uma revisão deve facilitar a solução do problema de comunicação.

# O problema de comunicação



Figura 5 – A deficiência do sistema atual para comunicação.

Fonte: Autor.

## (f) Conclusão

A revisão do atual sistema internacional de grandezas e unidades precisa ser profunda e deve fazer uma distinção entre a quantificação dos efeitos de radiação atribuíveis e a quantificação do risco conjectural inferido. Deve também diferenciar claramente as grandezas dosimétricas intensivas das grandezas dosimétricas extensivas. Uma revisão substantiva inclusive pode ser uma oportunidade para melhorar a linguagem e a comunicação.

Organizações internacionais e intergovernamentais relevantes podem aproveitar esta oportunidade para melhorar o sistema atual não apenas em suas deficiências óbvias, mas também em suas deficiências epistemológicas e de comunicação.

## 4. O CONTROLE RADIOLÓGICO DE BENS DE CONSUMO

### (a) Introdução

Há uma necessidade internacional de abordagens simples e acordadas para regular a radioatividade em bens fornecidos para consumo público e distribuição universal. As abordagens atuais são complexas e contêm inconsistências e inconsistências.

Uma dificuldade regulatória diz respeito a problemas de semântica e terminologia, que resultam na ausência de entendimentos gerais para tais bens. Um desafio adicional tem sido o uso de grandezas dosimétricas para o paradigma de controle básico. Essas grandezas

dosimétricas não podem ser medições diretamente, e o controle deve ser baseado em quantidades de radioatividade.

Além disso, há uma série de questões básicas que não foram totalmente abordadas e precisam de uma resposta clara. Por exemplo, se é preciso diferenciarmos bens que:

- contêm radionuclídeos adicionados artificialmente daqueles que contêm radionuclídeos naturais e/ou artificiais adicionados devido a processos ambientais naturais;
- são consumidos daqueles que são apenas usados;
- são considerados comestíveis dos que não são;
- são consumidos ou utilizados preferencialmente por determinado sexo ou determinada faixa etária dos que são consumidos ou utilizados independentemente do sexo ou idade;
- incorporaram radionuclídeos de uma determinada situação de exposição inicial (situação existente, planejada ou emergencial) daqueles cuja situação inicial é desconhecida.
- Vale lembrar que radionuclídeos em bens de consumo podem:
- já estar presentes no ambiente e de lá chegar aos bens (ou seja, a partir de uma situação de exposição existente);
- estar lá devido a um download autorizado de um meio regulamentado (ou seja, a partir de uma situação de exposição planejada);
- ser o resultado de uma situação imprevista (ou seja, uma emergência).
- Nos padrões internacionais atuais, essas situações estão sujeitas a diferentes abordagens regulatórias!

#### *(b) Semântica e terminologia*

Vários termos têm sido usados para regular os bens de consumo que causaram alguma incerteza. Particularmente confusos têm sido os termos “*commodity*” e “produto de consumo” e “bem de consumo”, e seus principais componentes para consumo público, como alimentos e água. Outro termo confuso que tem causado sérios danos é o termo “contaminação”, principalmente quando aplicado a alimentos ou água.

### **Commodities vis-à-vis produtos de consumo vis-à-vis bens de consumo**

O termo em inglês “*commodities*” tem sido amplamente utilizado: nas recomendações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP, 2007b); em padrões internacionais BSS estabelecidos sob os auspícios da IAEA (EC et al., 2014); e até mesmo em resoluções da Conferência Geral da IAEA (2004a). O termo tem sido definido como produtos geralmente usados ou consumidos pelo público que podem conter substâncias radioativas. No entanto, em seu uso convencional, *commodities* referem-se a matérias-primas ou produtos agrícolas

primários. Além disso, é um termo que não admite tradução direta; na verdade, foi traduzido como *commodity*. Por todas essas razões, o uso desse termo deve ser desencorajado.

Em princípio, os termos “produto de consumo” e “bem de consumo” não apresentam diferenças significativas; podem ser usados como quase sinônimos. Na linguagem comum, ambos se referem a todos os bens de uso diário fornecidos para consumo ou uso público. No entanto, o glossário das normas internacionais vigentes define um produto de consumo como “um dispositivo ou artigo fabricado no qual radionuclídeos foram deliberadamente incorporados ou produzidos por ativação, ou que gera radiação ionizante, e que pode ser vendido ou disponibilizado aos membros do público sem vigilância especial ou controle regulatório pós-venda” (IAEA, 2019). Esta definição abrange apenas itens como detectores de fumaça e mostradores luminosos nos quais radionuclídeos foram deliberadamente incorporados, bem como tubos geradores de íons. Não inclui bens como materiais de construção, revestimentos cerâmicos, fontes termais, minerais e alimentos, e exclui produtos instalados em locais públicos. Esta definição de glossário não considera o termo “produto de consumo” como sinônimo de “bem de consumo”.

Em suma, para evitar confusão, sugere-se internacionalizar o uso do termo “bens de consumo” para se referir a todos os itens fornecidos para consumo ou uso público, incluindo mercadorias, produtos comestíveis e não comestíveis, materiais, bens e artigos.

## Produtos alimentícios

A comida é um bem de consumo por excelência, e o principal desafio é compartilhar um entendimento comum do conceito de comida. Nas denotações modernas, comida está substituindo o termo “nutrição”, que é derivado de *alere*, que significa nutrir. O Codex Alimentarius, a coleção de padrões reconhecidos internacionalmente, código de prática, diretrizes e outras recomendações relacionadas, usa o termo “alimento”.

Produção de alimentos e segurança alimentar é uma referência adequada para entender o significado do conceito. Para fins do Codex, “alimento” significa qualquer substância, seja ela processada, semiprocessada ou crua, destinada ao consumo humano, e inclui bebidas e qualquer substância que tenha sido utilizada na fabricação, preparação ou tratamento de alimentos; obviamente não inclui cosméticos ou tabaco ou substâncias usadas apenas como drogas (FAO, 2022a).

Ou seja, o alimento compreende qualquer substância nutritiva comestível que as pessoas ingerem para manter a vida e o crescimento.

No entanto, esse entendimento direto ainda apresenta algumas dúvidas básicas, por exemplo:

- Como a água é uma bebida, deve ser considerada alimento de acordo com a definição? E, em caso afirmativo, por que alimentos e água são regulamentados separadamente?

- As drogas não são a única substância que as pessoas ingerem. Outras substâncias comestíveis que as pessoas ingerem por prazer ou vício, não por nutrição, também devem ser consideradas alimentos?
- O significado de “comestível” é um tanto ambíguo e tem conotações culturais; substâncias que são comestíveis em algumas culturas são consideradas não comestíveis em outras; por exemplo, intestinos de animais são um prato gourmet em alguns países, mas em outros eles são usados apenas para cordas de instrumentos. Como essas diferenças devem ser consideradas na regulamentação?
- Crianças e adultos, mulheres e homens, têm preferências alimentares diferentes. Alguns alimentos são consumidos principalmente por bebês e crianças, enquanto outros são consumidos apenas por adultos; alguns são preferidos por mulheres e outros por homens. Como essas diferenças devem ser levadas em consideração ao decidir quais concentrações de radionuclídeos em alimentos podem exigir controle regulatório?
- A comida é um bem de consumo comestível?
- A comida inclui bebidas?

A Organização das Nações Unidas para Agricultura e Alimentação, agência especializada que lidera os esforços internacionais para combater a fome e melhorar a nutrição e a segurança alimentar, possui um portal de termos para armazenar, gerenciar e atualizar conceitos, termos e definições (FAO, 2022b), mas essas questões básicas não são abordadas.

Parece, portanto, que uma questão básica a ser estabelecida para a regulação do bem de consumo é a definição precisa de alimento.

## Água

Parece que não deveria haver nada mais simples do que a definição de água. No entanto, quando a água é considerada um bem de consumo, surgem alguns problemas.

A água como bem de consumo é regulamentada sob o termo “água potável”. Mas o termo não é absolutamente claro. Ao utilizar o termo água potável, parece que a intenção era referir-se ao que normalmente é chamado de água da torneira, ou seja, água fornecida por tubulações *ad hoc*.

As chamadas águas engarrafadas são reguladas separadamente da água potável. São águas engarrafadas, que não as águas minerais naturais, que podem conter minerais, naturais ou adicionados intencionalmente, e dióxido de carbono, natural ou adicionado intencionalmente, mas não devem conter açúcares, adoçantes, aromatizantes ou outros alimentos.

As chamadas águas *minerais* também são regulamentadas separadamente, e embora sejam a água potável mais comum em muitos países, na verdade não são regulamentadas porque não há limite para seu conteúdo de radioatividade. As águas minerais incluem: água

mineral naturalmente gaseificada, água mineral natural, água mineral natural descarbonada e água mineral natural fortificada com dióxido de carbono da fonte.

Parece que essa separação em várias “águas” não ajuda a regular os bens de consumo.

## Contaminação

Talvez o conceito mais crucial para regular os bens de consumo seja aquele distinguido pelo termo “contaminação”. Ele foi formalmente definido como a presença de substâncias radioativas em superfícies, ou em materiais sólidos, líquidos ou gasosos (incluindo o corpo humano), quando não intencional ou indesejável, ou como o processo que dá origem a tal presença (González, 2022). Embora a definição formal mostre claramente que o termo não dá nenhuma indicação da magnitude do perigo envolvido, na prática o termo adquiriu uma conotação quase sinônima de uma situação perigosa.

Em relação aos bens de consumo, a contaminação tem uma conotação particular, pois transmite a ideia de perigo. O uso do termo “bem de consumo contaminado” causa preocupação pública, pois as pessoas o percebem como uma situação binária, ou seja, há contaminação e algum perigo, ou não. Além disso, aplicado aos alimentos, tem uma denotação religiosa, pois seu significado primitivo (do latim *contaminare*) é tornar um alimento religiosamente impuro (por exemplo, “não *kosher*”).

Com isso, o conceito de “baixos níveis de contaminação em um bem de consumo” tornou-se incompreensível para muitas pessoas, ou seja, ou há contaminação e perigo ou impureza ou não há contaminação. Esses antecedentes causaram ansiedade às pessoas, principalmente após acidentes, e confusão às autoridades ao lidar ou discutir a radioatividade em bens de consumo. O uso do termo é particularmente inútil para bens de consumo.

### (c) Situação regulatória

O controle regulatório de bens de consumo que apresentam níveis de radioatividade historicamente não tem sido fácil e continua sendo ambíguo. Existem alguns acordos intergovernamentais internacionais separados, incluindo padrões básicos de segurança e padrões específicos para alimentos, água potável, outras águas e outros bens, mas eles eram e continuam sendo incoerentes e inconsistentes.

A regulamentação da radioatividade em bens de consumo era regida pelas Normas Básicas de Segurança (BSS) internacionais. A edição de 1962 da BSS estabelecia que as exigências de notificação, registro e licenciamento poderiam ser dispensadas se as substâncias radioativas fosse usadas em concentração que não excedesse os valores especificados, exceto para a adição intencional de radionuclídeos na fabricação de bens de consumo como alimentos, produtos farmacêuticos, cosméticos e brinquedos; além disso, para limitar a exposição à radiação por ingestão e inalação, foram estabelecidas concentrações máximas permissíveis de radionuclídeos individuais no ar e na água (IAEA,

1962). Essencialmente a mesma abordagem foi mantida nas edições de 1967 e 1982 do BSS (IAEA, 1967, 1982).

No final da década de 1980, chegou-se a um consenso internacional sobre os princípios para o escopo do controle regulatório (Linsley; González, 1988), e em 1988 chegou-se a um consenso sobre os critérios para determinar quais fontes e práticas podem, em um sentido geral, ser isentas de controle regulatório por apresentarem riscos e danos triviais de radiação (IAEA, 1988). Portanto, na edição de 1996 do BSS, os valores de isenção foram desenvolvidos usando critérios de dose (IAEA, 1996). Usando um critério dosimétrico de 10  $\mu\text{Sv}$  em um ano, modelos conservadores e incertos foram usados para calcular a concentração de atividade e valores de atividade total abaixo dos quais se assumiu que o cumprimento do critério de dose estava assegurado.

Em 2000, a Conferência Geral da IAEA adotou uma resolução pedindo o desenvolvimento de critérios radiológicos para radionuclídeos de vida longa em *commodities* (González, 2014c), mas nenhum acordo foi alcançado e, em vez disso, foi fornecida orientação sobre a aplicação dos conceitos de exclusão, isenção e autorização, desenvolvida e publicada em 2004 (IAEA, 2004b).

Em 2007, a ICRP emitiu recomendações para definir o escopo do controle regulatório (González, 2014c), que sugeria abordagens às autoridades nacionais para definir, por meio de regulamentos, o escopo das medições de controle de proteção radiológica, inclusive de bens de consumo.

Enquanto isso, o controle de alimentos passou a ser regulamentado pela Comissão do Codex Alimentarius, estabelecida pela Organização das Nações Unidas para Agricultura e Alimentação (FAO) e pela Organização Mundial da Saúde (OMS) (FAO, 2009).

A chamada “água potável” é regulada implicitamente seguindo as diretrizes de água potável da OMS (2011, 2018), embora a água engarrafada e a água mineral sejam reguladas separadamente pela FAO (2001, 2011). Assim, a edição 2011 da BSS sintetiza o *status quo* da situação reunindo todos os critérios recomendados, mas sem homogeneizá-los em uma única abordagem para o controle regulatório de bens de consumo.

Em resumo, os documentos relevantes produzidos pela IAEA, a Comissão do Codex Alimentarius, a FAO e a OMS foram considerados inconsistentes em relação ao escopo, aos critérios de proteção contra radiação e à terminologia (IAEA, 2016). Sem surpresa, nos últimos anos, a Conferência Geral da IAEA ordenou que o Secretariado da IAEA cooperasse com organizações internacionais relevantes no desenvolvimento de uma estrutura harmonizada para o controle da radioatividade no consumo de bens.

#### *(d) Apreciação dos Países.*

A IAEA e a Autoridade Reguladora Nuclear Argentina (ARN) organizaram um workshop

para representantes dos Países em Buenos Aires, Argentina, para discutir a aplicação das atuais normas internacionais para a gestão da radioatividade em bens de consumo. A IAEA organizou um workshop semelhante em Xi'an, China. Dessas reuniões e de outras consultas foram extraídas as opiniões pertinentes dos representantes dos países, que incluíam o seguinte:

- as normas internacionais devem ser harmonizadas;
- as mercadorias de diferentes situações de exposição não serão diferenciadas;
- os valores naturais de radioatividade no habitat, para alimentos, água potável e produtos não alimentícios, devem ser usados como referência;
- o Codex Alimentarius deve incluir níveis de radionuclídeos naturais nos alimentos;
- a dose indicativa total da OMS de 0,1 mSv/a causa confusão com o nível de referência de 1 mSv/a nos padrões internacionais de segurança (os países não podem atingir esse valor, pois possuem valores mais altos em seu ambiente natural), o valor da OMS não é padrão mas um guideline com valor indicativo, acima do qual se deve averiguar as razões, uma vez que a OMS assina o BSS onde o valor é 10 vezes maior;
- os mesmos critérios devem ser aplicados à água potável, água engarrafada e água mineral natural;
- as faixas de valores não devem ser utilizadas para regular a atividade em bens de consumo, pois as pessoas e autoridades tendem a acreditar que os valores mínimos são seguros;
- deve haver um acordo internacional sobre o status de quaisquer números que venham a ser definidos, a saber: alertas, limites, limites superiores, limites inferiores, níveis de ação, níveis de gatilho etc.;
- devem ser evitadas situações em que mercadorias não regulamentadas não possam ser transportadas livremente e vice-versa;
- o controle regulatório de bens de consumo deve ser baseado em valores de atividade, pois a estimativa de doses pode ter muita incerteza, devido à variabilidade dos parâmetros.

#### *(e) Conclusão*

Conclui-se que:

- Os termos “*commodities*” e “produtos de consumo” devem ser substituídos pelo termo “bens de consumo”, que é definido da seguinte forma: bens de consumo são aqueles produtos fornecidos para consumo ou uso público, incluindo mercadorias, produtos alimentícios básicos e não alimentícios e outros materiais, bens ou artigos. Essa nova definição não inclui artigos aos quais substâncias radioativas são adicionadas intencionalmente, para os quais o termo existente “produtos de consumo” deve ser usado.

- O termo “poluição” deve ser evitado quando se refere a bens de consumo. Em vez de se referir a bens de consumo contaminados, deve ser feita referência à presença de radionuclídeos nesses bens.
- A grandeza que deve ser utilizada para regular os bens de consumo é a (radio) atividade e seus derivados, por exemplo, a atividade por unidade de volume ou por unidade de peso ou por unidade de área do bem em questão. Não é razoável, por razões práticas e epistemológicas, utilizar grandezas dosimétricas como base principal para monitorar a presença de radioatividade em bens de consumo. Essas grandezas geralmente não são mensuráveis em relação ao consumo ou uso de bens de consumo, e sua estimativa requer modelos subjetivos, muitas vezes com incertezas substanciais.
- A presença de radionuclídeos em bens de consumo deve ser regulamentada, independentemente da origem dos radionuclídeos, pois os riscos de radiação são independentes da origem da atividade. Em outras palavras, especificamente, os bens de consumo que contenham radionuclídeos naturais e artificiais devem ser regulamentados com os mesmos critérios e padrões. Não obstante o exposto, a regulamentação também pode levar em conta a possibilidade de controle e, possivelmente, também as expectativas sociais dos afetados. ***(Nota: Este é um conundrum complicado. Existem bens de consumo com radioatividade naturalmente existente e sem problema algum. Qual seria a solução então? Sugerir a mesma concentração de atividade para os artificiais? Não tem sentido usar o valor superior de referência de dose dos artificiais para os naturais. O valor de dispensa para o uso de materiais com radionuclídeos naturais é 1mSv/ano. A solução deste conundrum não é simples)***
- A quantidade de radionuclídeos naturais presentes em bens de consumo amplamente disponíveis pode servir como um bom indicador de níveis aceitáveis de radioatividade de qualquer fonte de bens de consumo. É importante estabelecer a variabilidade que existe nas concentrações de vários radionuclídeos em bens de consumo (incluindo alimentos e água atualmente disponíveis gratuitamente no mercado).
- As estruturas nacionais devem ser coerentes e consistentes com as orientações de consenso internacional estabelecidas pelos órgãos dirigentes das organizações intergovernamentais internacionais relevantes. Isso é essencial, devido à onipresença e à distribuição global geral de bens de consumo.
- A regulação de bens de consumo não deve se basear na situação de exposição da qual derivam (por exemplo, planejada, emergencial ou existente) nem no tipo de exposição incorrida (por exemplo, ocupacional ou pública); isto é, todos os afetados por bens de consumo devem ser considerados membros do público em situação de exposição sem qualificação. A razão é que nem sempre é possível identificar com precisão a situação de exposição à radiação que gerou a presença de radioatividade em bens de consumo. Para o consumidor é irrelevante que tipo de situação de exposição deu origem à presença de radioatividade nos bens de consumo.

- Os critérios de controle regulatório para bens de consumo devem levar em conta visões conflitantes sobre salubridade. A separação dos bens de consumo entre os comestíveis e os considerados não comestíveis não é universal, porque a definição de comestibilidade implica atitudes culturais. No entanto, como os bens de consumo geralmente reconhecidos como mantimentos podem ser de interesse particular para as pessoas, nesses casos, deve ser considerada uma abordagem *ad hoc* para tratar separadamente os bens de consumo comestíveis e não comestíveis.
- Os níveis de atividade em bens de consumo considerados seguros para mulheres e crianças devem ser usados como critério primário, que deve ser estabelecido com base na consideração de uma “pessoa” teórica representativa das pessoas em maior risco. Critérios de controle para bens de consumo que introduzem diferenças de gênero ou idade são difíceis de implementar na prática; e mulheres e crianças são geralmente mais sensíveis à radiação do que homens adultos.
- Os elementos para o controle de bens de consumo podem ser enquadrados nos seguintes critérios:
  - [i] os Estados devem estabelecer níveis de radioatividade abaixo dos quais os bens de consumo podem ser excluídos do controle regulatório, porque tal controle é inaceitável (por exemplo, doses recebidas de <sup>40</sup>K na dieta são normalmente excluídas da regulação devido ao fato de serem controladas homeostaticamente no corpo); e
  - os reguladores devem estabelecer níveis de radioatividade abaixo dos quais os bens de consumo podem ser isentos de alguns ou de todos os requisitos de controle regulatório, porque tais requisitos regulatórios não são justificados.

Espera-se que essas sugestões sejam úteis para esclarecer uma série de questões relacionadas ao controle da radioatividade em bens de consumo. Até agora, essas questões não foram devidamente resolvidas e foram sujeitas a diferentes interpretações e confusão.

## 5. UM SISTEMA INCOMPLETO DE PROTEÇÃO CONTRA RADIAÇÃO NÃO IONIZANTE

### (a) Histórico

Para radiações não ionizantes, não há sistema de proteção comparável ao sistema de radiação ionizante. O único órgão internacional que trata do assunto é a Comissão Internacional de Proteção contra Radiações Não Ionizantes (ICNIRP); e algumas atividades são realizadas pela OMS.

A ICNIRP foi criado pela Associação Internacional de Proteção contra Radiações (IRPA), associação que agrupou os profissionais de radioproteção, em maio de 1992, em Montreal, com o objetivo de dar continuidade ao trabalho anteriormente realizado pelo Comitê Internacional de Radiação Não Radiológica. Radiação Ionizante da IRPA Seu leitmotiv foi “avançar a proteção contra radiações não ionizantes em benefício das pessoas e do meio ambiente”.

Em tese, pelo menos, a IRPA e a ICNIRP deveriam ter um forte relacionamento nesta questão com organizações relevantes no campo das radiações ionizantes, como o UNSCEAR, a ICRP ou a IAEA. Por mandato legal, a ICNIRP deveria ter submetido suas recomendações formais sobre proteção contra radiação não ionizante ao Conselho Executivo da IRPA e às Sociedades Associadas da IRPA antes da publicação. A IRPA contribui com uma bolsa anual para a ICNIRP. Portanto, embora a ICNIRP tenha sido criada como um órgão independente, do ponto de vista científico, seu mandato estatutário requer uma forte associação com a IRPA e suas sociedades constituintes.

Mas nada disso aconteceu na prática, e o paradigma internacional de proteção contra radiações não ionizantes está em um verdadeiro limbo.

*(b) Abordagens diferentes*

### **Ciência consensuada**

A base de consenso científico para proteção contra radiação ionizante é fornecida pelo UNSCEAR. Se o nome apropriado dessa organização única, criada pela Assembleia Geral das Nações Unidas em 1955, se refere à “radiação atômica”, dando a impressão de que poderia lidar tanto com radiações ionizantes quanto não ionizantes, seu mandato, no entanto, limitou-se a avaliar e relatar apenas os níveis e efeitos da exposição à radiação ionizante (UNGA, 1955). Governos e organizações de todo o mundo confiam nas estimativas do UNSCEAR como base científica para estabelecer medições de proteção contra radiações ionizantes.

Conforme descrito na Seção 2, o UNSCEAR forneceu estimativas da atribuição de efeitos à saúde ligados à radiação ionizante em contraste epistemológico com a inferência de riscos de radiação ionizante. Conforme descrito, a Assembleia Geral das Nações Unidas recebeu por unanimidade com apreço o relatório científico do UNSCEAR sobre este assunto. As estimativas do UNSCEAR foram resumidas pelo UNEP e condensadas em uma relação simplificada de exposição à radiação ionizante, como foi apresentado na Figura 1.

Não existe um processo semelhante para alcançar um consenso científico internacional sobre os efeitos das radiações não ionizantes. Não há nenhuma organização intergovernamental internacional semelhante ao UNSCEAR que alcance o consenso necessário no mais alto nível governamental. A ICNIRP parece estar agindo como um *proxy* para este processo.

Alcançar uma ciência consensual reconhecida internacionalmente parece ser difícil para as radiações não ionizantes. Apenas como exemplo, destaca-se o desacordo entre a ICNIRP e outras instituições relevantes sobre a questão crucial da plausibilidade biológica dos efeitos cancerígenos atribuíveis à exposição ligada à radiação não ionizante. São mais alguns exemplos:

- O Programa Nacional de Toxicologia dos EUA (NTP) concluiu que a exposição prolongada a campos eletromagnéticos (EMFs) de radiofrequência (RF) associados a telefones celulares (ou celulares) ou estações base parece ser cancerígena. O NTP fornece a base científica para programas, atividades e políticas dos EUA que promovem a saúde ou levam à prevenção de doenças. Fundado em 1978, o NTP desempenha um papel crítico na geração, interpretação e troca de informações sobre elementos potencialmente perigosos e se esforça para permanecer na vanguarda da pesquisa científica e do desenvolvimento e aplicação de novas tecnologias. O NTP está envolvido em um grande número de estudos de carcinogênese associado à radiação não ionizante.
- O prestigioso Instituto Ramazzini na Itália relatou conclusões semelhantes sobre a carcinogenicidade da radiação não ionizante. O Instituto Ramazzini é uma prestigiada cooperativa social sem fins lucrativos que se dedica à luta contra o câncer há mais de duas décadas. As suas atividades centram-se em três áreas de atuação: investigação científica, diagnóstico precoce e divulgação. O Instituto colabora com o Collegium Ramazzini, uma academia internacional com cerca de 180 bolsistas em 32 países.
- Muitas outras instituições proeminentes vêm investigando a plausibilidade carcinogênica da radiação não ionizante. Estas incluem a prestigiosa Agência Internacional de Pesquisa sobre o Câncer (IARC), uma agência intergovernamental que faz parte da OMS, cujo papel é conduzir e coordenar pesquisas sobre as causas do câncer (IARC, 2011).
- A literatura sobre a plausibilidade dos efeitos cancerígenos das radiações não ionizantes é extensa. Por exemplo, uma compilação substantiva pode ser encontrada nos documentos de Critérios de Saúde Ambiental da OMS, que fornecem análises internacionais críticas dos efeitos da radiação não ionizante sobre, entre outras coisas, a saúde humana e o meio ambiente.

Apesar desta vasta disponibilidade de informações discutindo a plausibilidade biológica da exposição à radiação não ionizante ser cancerígena, a ICNIRP (2020a) concluiu que limitações substanciais em seus estudos impedem tirar conclusões sobre radiofrequência, campos eletromagnéticos e carcinogênese.

Parece, então, que ainda não há um consenso completo para atribuir efeitos inequivocamente prejudiciais à saúde relacionados à exposição à radiação não ionizante.

# Diferentes critérios para o risco de câncer de radiações não ionizantes

|         |                 | Animais        |            |            |                 |
|---------|-----------------|----------------|------------|------------|-----------------|
|         |                 | Suficiente     | Limitado   | Inadequado | Sugerindo falta |
| Humanos | Suficiente      | 1              | 1          | 1          | 1               |
|         | Limitado        | 2A<br>(1)      | 2B<br>(2A) | 2B<br>(2A) | 2B<br>(2A)      |
|         | Inadequado      | 2B<br>(1,2A,3) | 3<br>(2B)  | 3          | 3<br>(4)        |
|         | Sugerindo falta | 3<br>(1)       | 3          | 3          | 4               |

Figura 6 – Diferentes critérios para o risco de câncer de radiações não ionizantes.

Fonte: Autor.

Aparentemente, segundo a ICNIRP, seriam necessários estudos epidemiológicos maiores e bem desenhados de populações humanas, além dos disponíveis. Mas as evidências parecem ser esmagadoras para um consenso sobre a plausibilidade biológica de que a exposição à radiação não ionizante pode ser cancerígena. No entanto, tal consenso não está disponível e não há instituição internacional semelhante ao UNSCEAR conseguindo tal consenso.

Em resumo, parece que não há nenhum mecanismo internacional disponível para alcançar um consenso científico universal sobre os efeitos nocivos à saúde ligados à exposição à radiação não ionizante. Uma questão básica permanece sem resposta: como pode ser construído um paradigma de proteção universalmente aceito para as radiações não ionizantes se não houver uma ciência internacional acordada para apoiá-lo?

## Paradigma universal

O paradigma universal que rege a proteção contra radiações ionizantes foi recomendado pela ICRP e é utilizado em todo o mundo. Como se sabe, a ICRP é uma instituição filantrópica sem fins lucrativos registrada na Charity Commission for England and Wales, que foi criada em 1928, no segundo Congresso Internacional de Radiologia, para responder às crescentes preocupações sobre os efeitos das radiações ionizantes. A ICRP se autodenomina “uma

organização internacional independente que promove para o benefício público a ciência da proteção contra radiações, em particular fornecendo recomendações e orientações sobre todos os aspectos da proteção contra radiações ionizantes”. O paradigma da ICRP foi construído ao longo dos anos com base em fortes doutrinas éticas e valores centrais consistentes. As últimas recomendações da ICRP refletem esse paradigma.

As doutrinas éticas básicas subjacentes ao paradigma da ICRP têm sido discutidas na literatura (González, 2011b). Elas compreendem doutrinas éticas orientadas para o indivíduo e para a sociedade.

A ética orientada para o indivíduo inclui:

- a *ética deontológica*, baseada no dever, na responsabilidade e na obrigação (não faça aos outros o que não devem fazer a você); e
- a *ética areté* (ἀρετή), baseada na virtude e no bem (faça o bem aos outros, mesmo que não seja retribuído).

A ética orientada para a sociedade inclui:

- a *ética teleológica*, baseada na consequência e no resultado (os fins justificam os meios); e
- a *ética utilitária*, baseada na utilidade e na eficiência (fazer o bem para o maior número de pessoas).

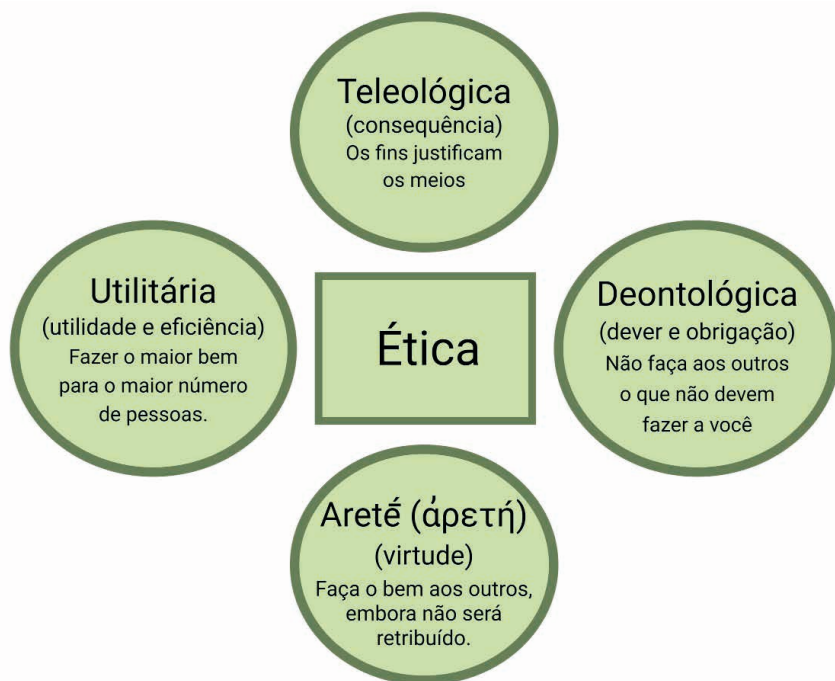


Figura 7 – Doutrinas éticas básicas subjacentes ao paradigma da ICRP.

Fonte: Autor.

Um equilíbrio adequado dessas doutrinas éticas um tanto díspares foi usado para formular os princípios do paradigma de proteção contra radiação ionizante desenvolvido pela ICRP.

Os fundamentos éticos do paradigma da proteção contra radiações ionizantes foram traduzidos em valores fundamentais. Estes foram relatados pela ICRP (2018) e incluem o seguinte:

- *beneficência e não maleficência*, que evitam efeitos nocivos ao ser humano e ao meio ambiente;
- *prudência*, que permite levar em conta as incertezas;
- *justiça*, que garante equidade social e equidade nas decisões; e
- *dignidade*, que considera o respeito que deve ser demonstrado às pessoas.

Sobre essas bases, foram construídos os princípios básicos do paradigma de proteção contra radiações ionizantes. Eles compreendem, como é bem conhecido pela comunidade de proteção contra radiações, o seguinte:

- a *justificação* das decisões que envolvam alterações na exposição às radiações ionizantes, com base na ética teleológica;
- a *otimização da proteção*, selecionando as melhores opções de proteção contra radiações ionizantes, com base na ética utilitarista;
- a *limitação ou restrição de exposições individuais*, com base na ética deontológica; e
- a *proteção das gerações futuras e do meio ambiente*, com base na ética areté, que é um princípio integrado aos da ICRP, reconhecido como um princípio independente nos fundamentos de segurança das organizações intergovernamentais internacionais.

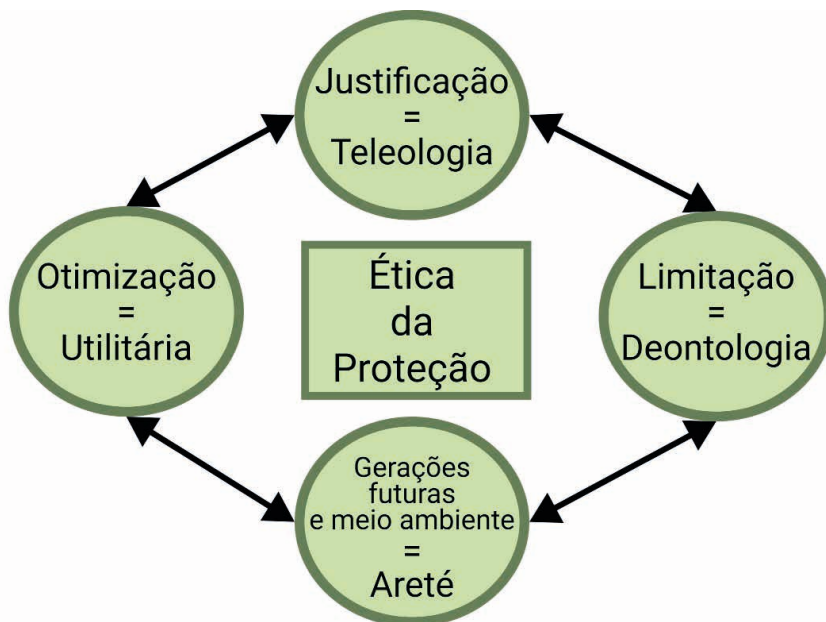


Figura 8 – Correlação entre os princípios de proteção e as doutrinas éticas.

Fonte: Autor.

Outra classificação do paradigma da ICRP inclui as situações que dão origem à exposição:

- *existente*: situações em que tem que tomar uma decisão sobre controle, incluindo radiação de fundo natural e resíduos de práticas passadas que foram operados fora das normas de segurança ou que permaneça após uma emergência (radiação de fundo está sendo entendida como não mexida/alterada pelo homem, o que não foi a intenção. Toda a exposição à radioatividade natural deve ser considerada existente, seja exposição devido ao local, seja ao uso de materiais);
- *planejada*: situações cotidianas que envolvem a operação planejada de fontes, incluindo o desmantelamento, a eliminação de resíduos radioativos e a reabilitação dos terrenos anteriormente ocupados; e
- *emergencial*: situações inesperadas que ocorrem durante a operação de uma prática, e que exigem medições urgentes.

E o tipo de exposição:

- *ocupacional*: exposições incorridas pelos trabalhadores no trabalho, exceto 1) exposições de atividades isentas, 2) exposições médicas e 3) exposições devidas ao fundo local de origem natural;

- *pública*: exposições incorridas por membros do público a partir de fontes de radiação, excluindo qualquer exposição profissional ou médica ou radiação natural local normal; e
- *paciente*: exposições incorridas pelos pacientes, como parte de um diagnóstico ou tratamento médico ou dentário; e por voluntários, no apoio e conforto dos pacientes ou em um programa de pesquisa biomédica.

*Observação: Não existe paradigma semelhante para proteção contra radiações não ionizantes.*

A principal função pretendida pela IRPA para a ICNIRP parece ter sido a recomendar um paradigma de proteção contra radiações não ionizantes, seguindo, *mutatis mutandi*, aquele paradigma construído ao longo dos anos pela ICRP para proteção contra radiações ionizantes. Não ficou claro, no entanto, em que base ética esse paradigma de proteção contra radiações não ionizantes seria construído. Como resultado, não está claro quais deveriam ser os princípios de proteção radiológica desse paradigma.

Após muito questionamento a esse respeito, recentemente, quase seis décadas após sua constituição, a ICNIRP emitiu a Declaração da ICNIRP sobre Princípios de Proteção contra Radiações Não Ionizantes. Esses princípios afirmam que “os princípios gerais de proteção contra radiações não ionizantes são baseados nos princípios bem estabelecidos na ICRP 2007 e nos valores éticos subjacentes publicados pela ICRP” (ICNIRP, 2020b).

Esta declaração foi muito bem recebida, porque pela primeira vez em muitos anos foi declarado um quadro claro de princípios de proteção contra radiações não ionizantes.

No entanto, apesar desta declaração ter sido muito bem recebida, não está claro como ela será implementada adequadamente na prática. Por exemplo:

- Para o princípio de justificação, tanto a ICRP quanto a ICNIRP afirmam que “qualquer decisão que altere a situação de exposição à radiação deve fazer mais bem do que mal”. No entanto, há uma condição da ICNIRP indicando que os problemas sociais e econômicos não devem ser abordados explicitamente, pois são considerados de responsabilidade dos governos e autoridades competentes. Desse modo, não está claro como o princípio da justificação poderia ser tratado sem abordar questões sociais e econômicas.
- Pelo princípio da otimização da proteção, enquanto a ICRP visa a melhor proteção nas circunstâncias prevaletentes, a ICNIRP estabelece que quando as restrições de exposição estabelecidas pela ICNIRP estiverem bem abaixo dos níveis limiares para efeitos adversos à saúde, uma redução adicional nos valores-limite não leva a benefícios adicionais à saúde e, portanto, a otimização não é necessária.
- Pelo princípio da limitação, enquanto a ICRP recomenda limites de exposição individuais para limitar os riscos inferidos de efeitos estocásticos, ou seja, efeitos biologicamente plausíveis, mas não necessariamente atribuíveis, e que estão

bem abaixo dos limites para efeitos determinísticos e limites epidemiológicos para detecção de aumentos na incidência de efeitos estocásticos, a ICNIRP afirma que a exposição é limitada abaixo do nível com risco aceito de efeitos adversos, ou abaixo do nível limite de efeitos adversos à saúde, em que é viável reduzir a exposição abaixo desses limites .

- Para o princípio de proteção das gerações futuras e do meio ambiente, que é implicitamente reconhecido pela ICRP e estabelecido nas fundações internacionais de segurança, enquanto a ICRP recomenda limitar o comprometimento da exposição cometida, em vez da exposição incorrida, e proteger o meio ambiente para manter a segurança e diversidade biológica e para garantir a conservação das espécies e proteger a saúde e o estado dos habitats naturais, comunidades e ecossistemas, não está totalmente claro qual é a posição da ICNIRP sobre essas questões cruciais.

Parece haver uma incompatibilidade entre as intenções do paradigma da ICRP e a compreensão da ICNIRP desse paradigma.

### Regime intergovernamental

O sistema de organizações intergovernamentais internacionais criou, ao longo de mais de meio século, um regime de segurança intergovernamental muito abrangente sobre a segurança das atividades que envolvem exposição a radiações ionizantes. Foi desencadeada por resoluções dos órgãos reguladores da IAEA.

## Regime de segurança

do sistema de organizações intergovernamentais internacionais

---



Figura 9 – Regime de segurança do organizações intergovernamentais internacionais.

Fonte: Autor.

O sistema é baseado em os Princípios Fundamentais de Segurança que incluem:

- responsabilidade pela segurança;
- papel do governo;
- liderança e gestão para a segurança;
- justificação das ações;
- otimização de proteção;
- limitação de riscos para as pessoas;
- proteção das gerações presentes e futuras;
- prevenção de acidentes;
- preparação e resposta às emergências; e
- ações de proteção para riscos de radiação existentes ou não regulamentados.

Além dos Princípios Fundamentais de Segurança, que apresentam o objetivo fundamental de segurança e os princípios de proteção e segurança em relação às radiações ionizantes, o sistema inclui uma infinidade de normas e regulamentos distinguidos como Requisitos de Segurança e Guias de Segurança.

Os Requisitos de Segurança são um conjunto integrado e consistente de documentos regulatórios que estabelecem o que deve ser cumprido para garantir a proteção das pessoas e do meio ambiente contra as radiações ionizantes, tanto agora como no futuro. Os requisitos *primus inter pares* para proteção contra radiações ionizantes são os chamados e descritos BSS. Se os requisitos não forem atendidos, etapas devem ser tomadas para atingir ou restaurar o nível de segurança necessário.

O formato e estilo desses requisitos internacionais facilitam seu uso para o estabelecimento, de forma harmonizada, de um marco regulatório nacional. Os requisitos são expressos como declarações “devem”.

Os Guias de Segurança fornecem recomendações e orientações sobre como cumprir os Requisitos de Segurança, indicando um consenso internacional de que as ações recomendadas ou ações alternativas equivalentes precisam ser tomadas.

Os guias de segurança apresentam boas práticas internacionais e refletem cada vez mais as melhores práticas para ajudar os usuários que buscam altos níveis de segurança. A orientação fornecida nos guias de segurança é expressa como declarações “deveria”.

O *corpus* de Fundamentos, Requisitos e Guias de Segurança compreende centenas de documentos que estabelecem padrões de segurança precisos para proteção contra radiações ionizantes.

- Observação: Não existe um regime internacional e intergovernamental semelhante para radiações não ionizantes.

De fato, nada equivalente ou mesmo similar ao regime internacional de segurança intergovernamental para radiações ionizantes existe para radiações não ionizantes. O estabelecimento de um regime de segurança internacional e intergovernamental de normas e obrigações para proteção contra radiações não ionizantes está além da competência legal da ICNIRP e nenhuma organização intergovernamental lida com o problema.

### Disposições para aplicações práticas

Existe um sistema para prever a aplicação das normas e diretrizes estabelecidas pelo regime internacional de segurança intergovernamental que inclui, entre outras coisas:

- prestar assistência técnica aos solicitantes;
- promover a troca de informações entre especialistas;
- promover a educação e formação de novos profissionais;
- coordenar pesquisa e desenvolvimento entre centros e laboratórios especializados; e, por último, mas não menos importante,
- prestar de serviços de avaliação para verificar o cumprimento das normas.

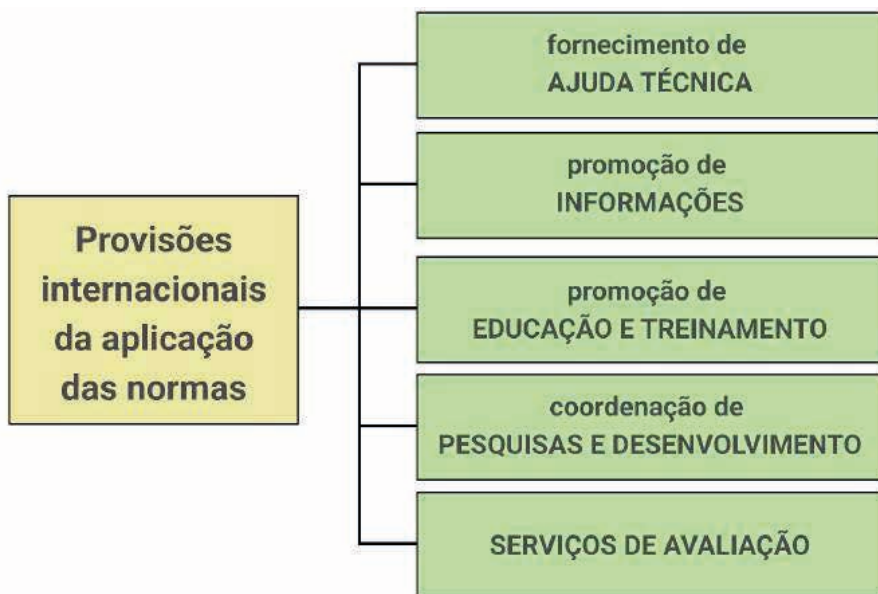


Figura 10 – Sistema para prever a aplicação das normas e diretrizes estabelecidas pelo regime internacional de segurança intergovernamental.

Fonte: Autor.

Para as radiações não ionizantes, não há nada equivalente ou mesmo semelhante ao sistema de disposições para a aplicação de normas para radiações ionizantes.

A ICNIRP tem tido algumas iniciativas neste sentido de tentar promover a troca de informação, como, por exemplo, a organização do Workshop Internacional sobre radiações não ionizantes, que foi planejado no âmbito do Congresso IRPA15 e teve de ser cancelado. Mas eles não são nem comparáveis ao sistema existente de radiação ionizante.

## 6. CONCLUSÃO

O sistema de proteção contra as radiações ionizantes precede o das radiações não ionizantes. Consciente dos desafios da radiação não ionizante, a IRPA criou devidamente um Comitê Internacional de Radiação Não Ionizante e, em seguida, em 1992, a ICNIRP. Apesar destas boas intenções, 30 anos depois, permanecem várias questões fundamentais que merecem respostas inequívocas:

- Qual é o consenso científico internacional sobre os efeitos nocivos à saúde ligados à exposição a radiações não ionizantes?
- Qual é a ética racional do paradigma da proteção contra radiações não ionizantes? Quais são seus princípios de proteção usados para radiação não ionizante?
- Qual é o sistema intergovernamental de normas e obrigações designado para formalizar internacionalmente a proteção contra radiações não ionizantes?
- Que disposições estão estabelecidas para as aplicações práticas das normas de proteção contra radiações não ionizantes?

Os anos estão passando e muitos colegas podem questionar se estamos tratando a proteção contra radiação não ionizante com as mesmas considerações éticas que tratamos a proteção contra radiação ionizante. Parece essencial que as sociedades nacionais de proteção radiológica que constituem a IRPA e sua infinidade de profissionais de proteção radiológica, bem como a própria IRPA, busquem respostas claras e inequívocas para as questões colocadas até agora.

Parece que chegou a hora de fechar a lacuna entre a proteção contra as radiações ionizantes e a proteção contra as radiações não ionizantes!

## REFERÊNCIAS

DE ROVO, A. *WNA-Views from Radiation Protection Practitioners in the Nuclear Industry*. IRPA15 – 15<sup>th</sup> International Congress of the International Radiation Protection Association, Seoul, Korea, 18-22 jan. 2021.

EC, FAO, IAEA, ILO, OECD/NEA, PAHO, UNEP, WHO. *Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards*. No. GSR Part 3. IAEA, Vienna: IAEA, 2014.

Euratom, FAO, IAEA, ILO, IMO, OECD/NEA, PAHO, UNEP, WHO. *Fundamental Safety Principles*. Vienna: IAEA, 2006.

FAO. CODEX ALIMENTARIOUS. *Glossary of terms*. 2022a. Disponível em: <http://www.fao.org/fao-who-codexalimentarius/codex-texts/dbs/vetdrugs/glossary/en/>. Acesso em: 20 fev. 2022.

FAO. *General Standard for Bottled/Packaged Drinking Waters other than natural mineral waters*. CODEX STAND 227-2001. Rome: FAO, 2001.

FAO. *General Standard for Contaminants and Toxins in Food and Feed*. CODEX STAN 193-1995. Rome: FAO, 2009.

FAO. *Term Portal*. 2022b. Disponível em: <http://www.fao.org/faoterm/en/?defaultCollId=4>. Acesso em: 20 fev. 2022.

FAO. *The Codex Standard for Natural Mineral Waters*. CODEX STANDARD 108-1981. Rome: FAO, 2011.

GONZÁLEZ, A. J. *Análises sobre o sistema internacional de grandezas e unidades de proteção contra radiação*. VII Congresso Brasileiro de Metrologia das Radiações Ionizantes (CBMRI). Online, 23-25 nov. 2020b.

GONZÁLEZ, A. J. Clarifying the Paradigm for Protection Against Low Radiation Doses: Retrospective Attribution of Effects vis-à-vis Prospective Inference of Risk. *Radiation Protection in Australasia*, v. 31, p. 2-12, 2014c.

GONZÁLEZ, A. J. Clarifying the Paradigm on Radiation Effects & Safety Management: UNSCEAR Report on Attribution of Effects and Inference of Risks. *Nuclear Engineering and Technology*, v. 46, n. 4, p. 467-474, 2014b.

GONZÁLEZ, A. J. *Emerging challenges for the International System of Radiation Protection Quantities and Units*. IRPA15 – 15<sup>th</sup> International Congress of the International Radiation Protection Association, Seoul, Korea, 18-22 jan. 2021b.

GONZÁLEZ, A. J. *Emerging Challenges in Radiation Protection*. International Conference on Radiation Safety: Improving Radiation Protection in Practice. IAEA, Vienna, Áustria, 9-13 nov. 2020a.

GONZÁLEZ, A. J. Epistemology on the attribution of radiation risks and effects to low radiation dose exposure situations. *International Journal of Low Radiation*, v. 8, n. 3, p. 172-197, 2011a.

GONZÁLEZ, A. J. Keynote address: Imputability of health effects to low-dose radiation exposure situations. In: MANÓVIL, R. M. (ed.). *Nuclear Law in Progress*. Buenos Aires: Legis Argentina S.A., 2014a.

GONZÁLEZ, A. J. Las bases éticas de los principios internacionales de la protección radiológica. *Radio-protección*, v. XIX, n. 69, 2011b.

GONZÁLEZ, A. J. Legal Imputation of Radiation Harm to Radiation Exposure Situations. In: *Nuclear Law: The Global Debate*. Vienna: IAEA Editor, Asser Press, Springer, 2022.

GONZÁLEZ, A. J. *Prospects on the ICRP Paradigm for Protection against Ionizing Radiation*. The Future Of Radiological Protection: A Digital Workshop. ICRP, Amsterdam, Holanda, 19-20 out. 2021a.

- GONZÁLEZ, A. J. *Radioactivity in Goods Supplied for Public Consumption or Use: Towards an Internationally Harmonized Regulatory Framework*. IRPA15 – 15<sup>th</sup> International Congress of the International Radiation Protection Association, Seoul, Korea, 18-22 jan. 2021c.
- GONZÁLEZ, A. J. *The Concept of Radiation Risk*. The 2<sup>nd</sup> NEA Workshop on Stakeholder Involvement: Risk Communication. Session on “Risk Communication: What and Why”, OECD/NEA Conference Centre, Paris, France, 24-26 set. 2019.
- GONZÁLEZ, A. J. The debate on the health effects attributable to low radiation exposure. *Pierce Law Review*, v. 1, p. 39-67, 2002.
- GONZÁLEZ, A. J. The radiological health consequences of Chernobyl: the dilemma of causation. In: *Nuclear Accidents: Liabilities and Guarantees*. Paris: OECD/NEA, 1993.
- GONZÁLEZ, A. J.; AKASHI, M.; BOICE JR., J. D.; CHINO, M.; HOMMA, T.; ISHIGURE, N.; KAI, M.; KUSUMI, S.; LEE, J. K.; MENZEL, H. G.; NIWA, O.; SAKAI, K.; WEISS, W.; YAMASHITA, S.; YONEKURA, Y. Radiological protection issues arising during and after the Fukushima nuclear reactor accident. *Journal of Radiological Protection*, v. 33, n. 3, p. 497-571, 2013.
- GONZÁLEZ, A. J.; de ALMEIDA, C. E.; SPANO, F. Radiation Protection Quantities and Units: Desirable Improvements. In: PEIXOTO, J. G. P. (ed.) et al. *Ionizing Radiation Metrology*. Rio de Janeiro: Departamento de Metrologia, Instituto de Radioproteção e Dosimetria; Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2016.
- GONZÁLEZ, A. J.; TOUZET, R. *Protection against ionizing radiation vis-à-vis Protection against non-ionizing radiation: Different approaches*. IRPA15 – 15<sup>th</sup> International Congress of the International Radiation Protection, Seoul, Korea, 18-22 jan. 2021.
- HARRISON, J. *The Use of Effective Dose as a Radiological Protection Quantity*. IRPA15 – 15<sup>th</sup> International Congress of the International Radiation Protection Association, Seoul, Korea, 18-22 jan. 2021.
- IAEA. *Application of the Concepts of Exclusion, Exemption and Clearance*. Vienna: IAEA, 2004b. IAEA. *Basic Safety Standards for Radiation Protection*. Vienna: IAEA, 1962.
- IAEA. *Basic Safety Standards for Radiation Protection*. Vienna: IAEA, 1967. IAEA. *Basic Safety Standards for Radiation Protection*. Vienna: IAEA, 1982.
- IAEA. *IAEA Safety Glossary: Terminology Used in Nuclear Safety and Radiation Protection*. 2018 Edition. Vienna: IAEA, 2019.
- IAEA. *International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources*. Vienna: IAEA, 1996.
- IAEA. *Principles for the Exemption of Radiation Sources and Practices from Regulatory Control*. Vienna: IAEA, 1988.
- IAEA. *Radiological Criteria for Radionuclides in Commodities*. Resolution of the IAEA General Conference GC[48]/RES/10 under 805 A., 4., pt. 23. Vienna: IAEA, 2004a.

IAEA. TECDOC-1788. *Criteria for Radionuclide Activity Concentrations for Food and Drinking Water*. Vienna: IAEA, 2016.

IAEA. *The Agency's Health and Safety Measures*. INFCIRC/18. Vienna: IAEA, 1960.

IAEA. *The Agency's Health and Safety Measures*. INFCIRC/18/Rev. 1. Vienna: IAEA, 1976.

IARC. *Non-ionizing radiation: Radiofrequency electromagnetic fields*. Lyon, France: IARC, 2011.

ICNIRP. ICNIRP Note: Critical Evaluation of Two Radiofrequency Electromagnetic Field Animal Carcinogenicity Studies Published in 2018. *Health Phys.*, v. 118, n. 5, p. 533-542, 2020a.

ICNIRP. ICNIRP Statement: Principles for Non-Ionizing Radiation Protection. *Health Phys.*, v. 118, n. 5, p. 477-482, 2020b.

ICRP. Ethical Foundations of the System of Radiological Protection. ICRP Publication 138. *Annals of the ICRP*, Amsterdam, v. 47, n. 1, 2018.

ICRP. Low-dose extrapolation of radiation-related cancer risk. ICRP Publication 99. *Annals of the ICRP*, Amsterdam, v. 35, n. 4, 2005.

ICRP. Scope of Radiological Protection Control Measures. ICRP Publication 104. *Annals of the ICRP*, Amsterdam, v. 37, n. 5, 2007b.

ICRP. The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Annals of the ICRP*, Amsterdam, v. 37, n. 2-4, 2007a.

ILO. Radiation Protection Convention nº 115, 1960. Disponível em: [https://www.ilo.org/dyn/normlex/en/f?p=NORMLEXPUB:12100:0::NO::P12100\\_INSTRUMENT\\_ID:](https://www.ilo.org/dyn/normlex/en/f?p=NORMLEXPUB:12100:0::NO::P12100_INSTRUMENT_ID:)

31. Acesso em: 1 mar. 2022.

LINSLEY, G. S.; GONZÁLEZ, A. J. *Exemption from regulatory control: An international consensus. A summary of essential features and concepts*. Vienna: IAEA, 1988.

MENZEL, H. G. New Definitions of ICRU and ICRP Operational Quantities for External Radiation: Concept and Practical Implications. IRPA15 – 15<sup>th</sup> International Congress of the International Radiation Protection Association, Seoul, Korea, 18-22 jan. 2021.

OMS. *Guidance on Management of Radioactivity in Drinking-water*. Geneva: OMS, 2018. OMS. *Guidelines for drinking-water quality, fourth edition*. Geneva: OMS, 2011.

PEIXOTO, J. G. P. (ed.); POTIENS, M. P.; MCEWEN, M.; CUNHA, P. G.; GONZÁLEZ, A. J.; DE ALMEIDA, C. E.; SPANO, F.; PEREIRA, W. W.; LEITE, S. P.; DELGADO, J. U.; COSTA, P. R.; NERISSIAN, D. Y.; SALATA, C. *Ionizing Radiation Metrology*. Rio de Janeiro: Departamento de Metrologia, Instituto de Radioproteção e Dosimetria; Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2016.

UNEP. *Radiation: effects and sources*. New York: United Nations Environment Programme, 2016.

UNGA. *Effects of atomic radiation*. Resolution 67/112. Report of the Special Political and Decolonization Committee (Fourth Committee) (A/67/421). New York: United Nations; 2012.

UNGA. *The UNSCEAR founding resolution*. Resolution 913 (X), 3 dez. 1955.

UNSCEAR. *Sources and effects of ionizing radiation*. UNSCEAR 2008 Report to the General Assembly with Scientific Annexes. Vol. I. New York: United Nations, 2010a. Disponível em: [https://www.unscear.org/docs/publications/2008/UNSCEAR\\_2008\\_Report\\_Vol.I-CORR.pdf](https://www.unscear.org/docs/publications/2008/UNSCEAR_2008_Report_Vol.I-CORR.pdf). Acesso em: 1 mar. 2022.

UNSCEAR. *Sources and effects of ionizing radiation*. UNSCEAR 2008 Report to the General Assembly with Scientific Annexes. Vol. II. New York: United Nations, 2010b. Disponível em: [https://www.unscear.org/docs/publications/2008/UNSCEAR\\_2008\\_Report\\_Vol.II.pdf](https://www.unscear.org/docs/publications/2008/UNSCEAR_2008_Report_Vol.II.pdf). Acesso em: 1 mar. 2022.

UNSCEAR. *Sources and effects of ionizing radiation*. UNSCEAR 2012 Report to the General Assembly with Scientific Annexes. New York: United Nations; 2015. Disponível em: [https://www.unscear.org/docs/publications/2012/UNSCEAR\\_2012\\_Report.pdf](https://www.unscear.org/docs/publications/2012/UNSCEAR_2012_Report.pdf). Acesso em: 1 mar. 2022.



**Carlos Eduardo de Almeida** PhD. FMDAH. ABMP. FAAPM. FIOMP. FIUPESM.

Graduado em Física pela Universidade Federal da Bahia (1967), Mestrado em Física Médica - M D Anderson Hospital and Tumor Institute (1972) e Doutorado em Radiation Biophysics - M D Anderson Hospital And Tumor Institute Universidade do Texas (1979). Pós Doutorado Bureau International des Poids et Measures (1986). Ex Diretor do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (1980-1985) Implantou a Padronização Primária para feixes de radiação gama e raios-X, Membro do Conselho Científico da IAEA (1983-1989), Consultor da IAEA, Professor Titular em Física Médica da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Orientador de cerca de 80 Alunos de Mestrado, Doutorado, Pós Doutorado e Especialização, Mais de 200 Trabalhos publicados em revistas indexadas com referee, Editor Associado das Revistas Medical Physics, Procientista UERJ, Cientista do Estado do Rio de Janeiro, Presidente do World Congress in Medical Physics (1994). Recebeu em 2008 a Medalha de Ouro da Sociedade Brasileira e Radioterapia. Recebeu em 10 de dezembro de 2010 a Medalha Henri Becquerel pela Academia de Artes e Ciências- França. Board Certified em 2001 pelo American College of Medical Physics. Realizou Estágio Senior Fev-Dez 2007, Institut Gustave Roussy- Paris Visiting Scientist Jan- Dez 2010 no Institut Pierre Marie Curie- França. Título de Fellow concedido pela American Association of Physicists in Medicine em 2001. Recebeu o Título de Fellow da Organização Internacional de Física Médica (IOMP) em 2015, Foi reconhecido pela IOMP com um dos 50 Físicos Médicos de maior contribuição para o desenvolvimento da Física Médica nos últimos 50 anos.

Fellow of International Union for Physics and Engineering Sciences in Medicine.



**Carlos Eduardo de Almeida** PhD. FMDAH. ABMP. FAAPM. FIOMP. FIUPESM.

Graduado em Física pela Universidade Federal da Bahia (1967), Mestrado em Física Médica - M D Anderson Hospital and Tumor Institute (1972) e Doutorado em Radiation Biophysics - M D Anderson Hospital And Tumor Institute Universidade do Texas (1979). Pós Doutorado Bureau International des Poids et Measures (1986). Ex Diretor do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (1980-1985) Implantou a Padronização Primária para feixes de radiação gama e raios-X, Membro do Conselho Científico da IAEA (1983-1989), Consultor da IAEA, Professor Titular em Física Médica da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Orientador de cerca de 80 Alunos de Mestrado, Doutorado, Pós Doutorado e Especialização, Mais de 200 Trabalhos publicados em revistas indexadas com referee, Editor Associado das Revistas Medical Physics, Procientista UERJ, Cientista do Estado do Rio de Janeiro, Presidente do World Congress in Medical Physics (1994). Recebeu em 2008 a Medalha de Ouro da Sociedade Brasileira e Radioterapia. Recebeu em 10 de dezembro de 2010 a Medalha Henri Becquerel pela Academia de Artes e Ciências- França. Board Certified em 2001 pelo American College of Medical Physics. Realizou Estágio Senior Fev-Dez 2007, Institut Gustave Roussy- Paris Visiting Scientist Jan- Dez 2010 no Institut Pierre Marie Curie- França. Título de Fellow concedido pela American Association of Physicists in Medicine em 2001. Recebeu o Título de Fellow da Organização Internacional de Física Médica (IOMP) em 2015, Foi reconhecido pela IOMP com um dos 50 Físicos Médicos de maior contribuição para o desenvolvimento da Física Médica nos últimos 50 anos.

Fellow of International Union for Physics and Engineering Sciences in Medicine.