

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 diagnóstico, 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.

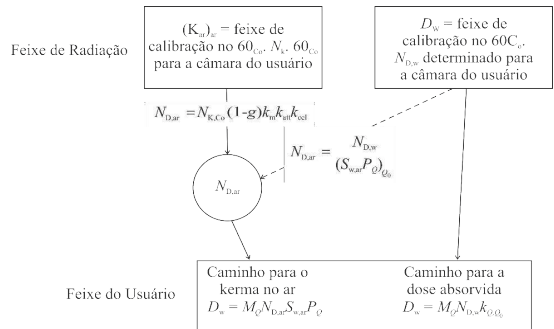


Figura 1. Os principais passos que envolvem a realização das grandezas: (a) Kerma no ar e (b) dose absorvida na água.

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.

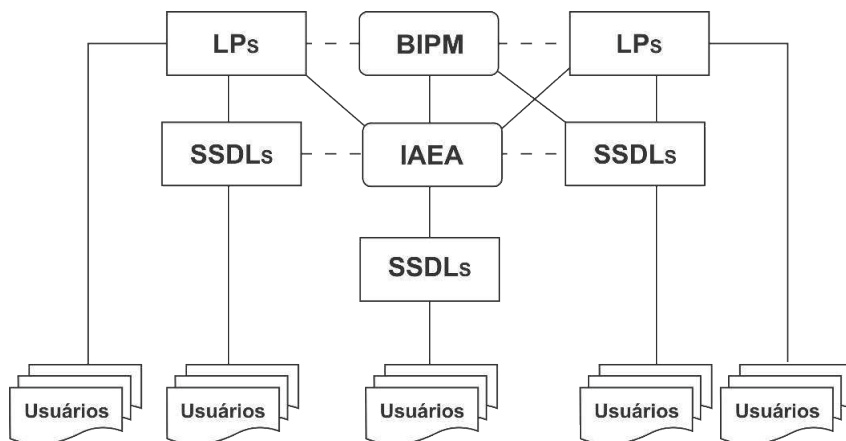


Figura 2. Rede Internacional de Metrologia das radiações ionizantes.

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 ^{60}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.

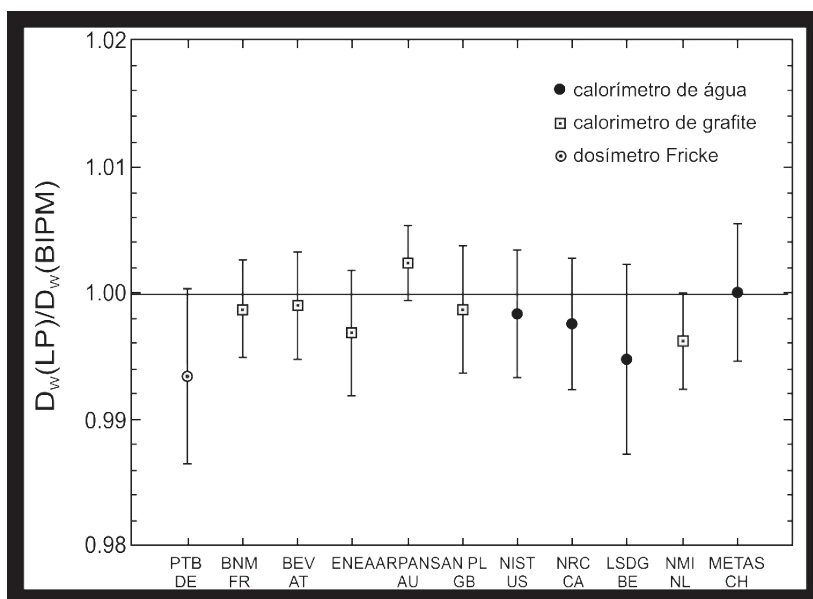


Figura 3. Exemplo típico do resultado de uma das comparações realizadas pelo BIPM com vários laboratórios primários para a grandeza dose absorvida na água usando três métodos distintos.

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}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 (négatron 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).

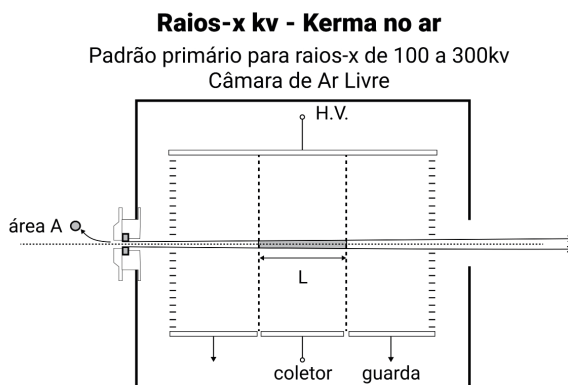


Figura 17 – Diagrama típico de uma câmara de ar livre de volume fixo modelo Wyckoff, onde pode-se identificar vários componentes importantes, como o diafragma ou colimador frontal com uma área A e o eletrodo coletor, que junto com as placas de guarda submetidas ao mesmo potencial do coletor definem o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

Fonte: Adaptado de Attix (1986).

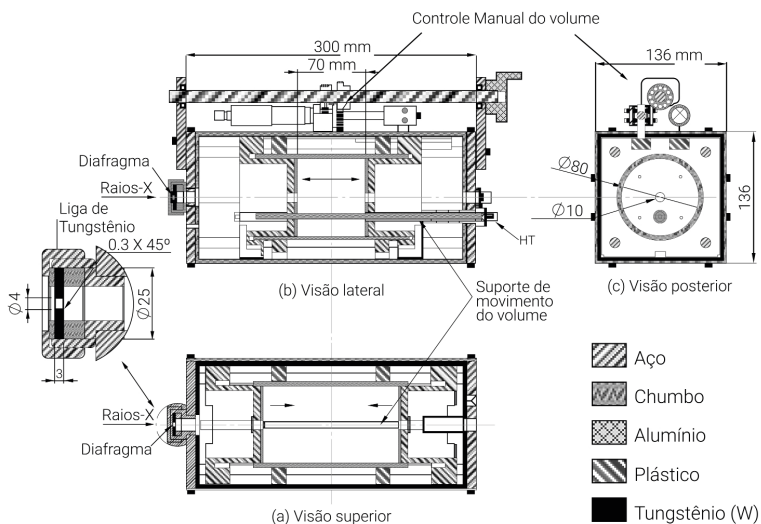


Figura 18 – Câmara de ar livre modelo.

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;

We = energia média necessária para a produção de um par de íons;

ρ = 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.

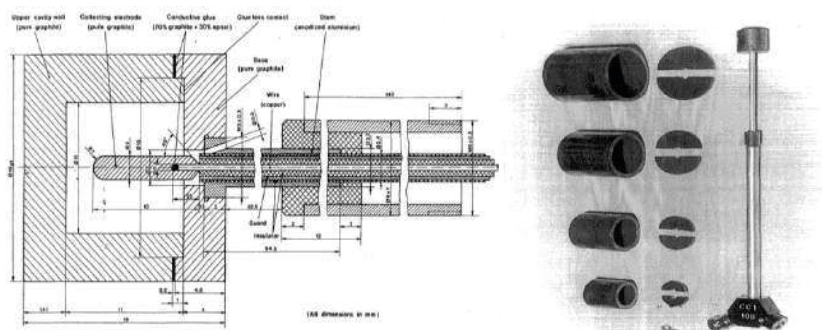


Figura 19 – Apresenta o diagrama físico das dimensões internas e externas da câmara cilíndrica.

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:

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

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;

ρ = 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;

$s_{c,a}$ = 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).

ΠK_j = o produto de vários fatores de correção:

k_l = correção para o *leakage*;

k_h = correção para a presença de vapor de água uma vez que a 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} = origem da produção dos elétrons;

$k_{t,p}$ = 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 *bremssstrahlung*;

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 ρ_{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 cm² 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_{LNMR}/K_{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_C = 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.

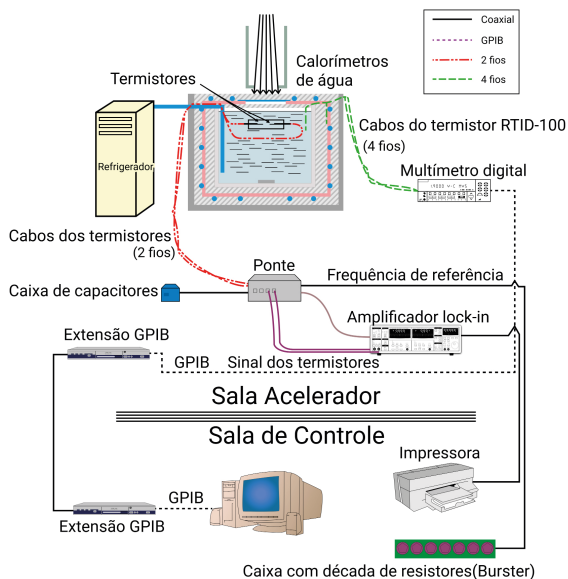


Figura 20 – Mostra um diagrama esquemático do calorímetro de água do tipo Domen, desenvolvido pela equipe da Universidade Canadense McGill e construído para uso no LCR, relatado por Rosado et al. (2019) para ser operado com água não circulante a 4.0 °C. Maiores detalhes podem ser encontrados no Capítulo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

ΔT_w = aumento da temperatura;

c_w = calor específico da água;

k_t = efeito de transiente na resposta do termistor devido à deposição da dose;

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 como 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 (ΔT), sendo quantificada por meio da relação a seguir.

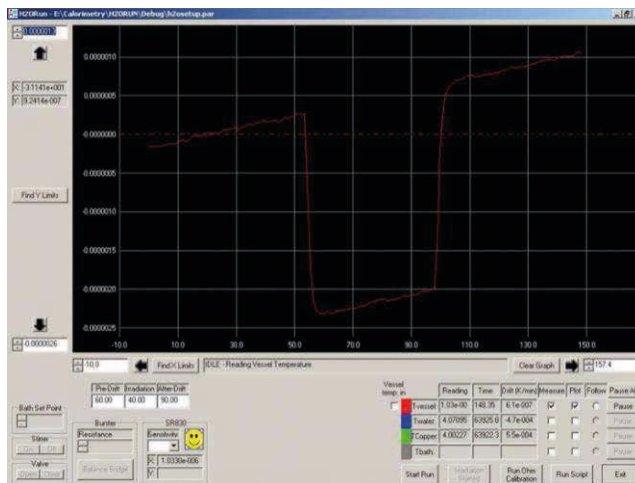


Figura 21 – Variação típica da temperatura para uma irradiação de 120 segundos em um feixe de elétrons de 10 MeV.

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 g/cm^2 de profundidade no grafite, temperatura do ar de referência $22 \text{ }^\circ\text{C}$, pressão atmosférica de 101.3 kPa e umidade entre 30 e 70%.

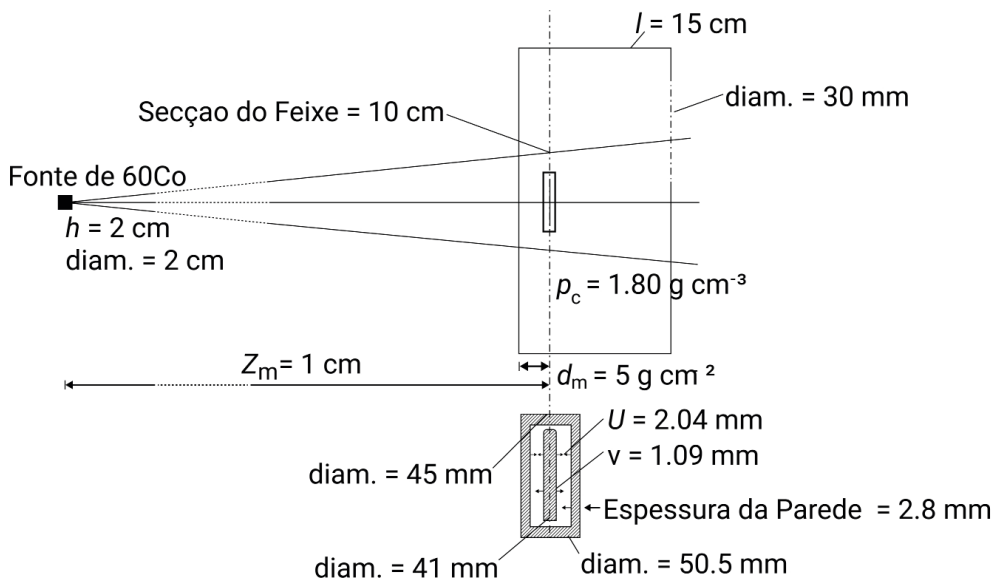


Figura 22 – Câmara de ionização de grafite ($=1.8 \text{ g/cm}^3$) de placas paralelas com 2.8 mm de espessura de parede, diâmetro interno de 45 mm , diâmetro externo de $50,5 \text{ mm}$ usada pelo BIPM.

Fonte: Adaptada de Boutillon e Niatel (1973).

A sua determinação segue o formalismo:

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

Onde:

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

ρ = 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 ΠK_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 (D_F), 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:

ΔOD = a diferença entre a absorvância 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

ρ = a densidade da solução Fricke

ϵ = coeficiente de absorvidade 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 cm² 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 cm² 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

${}^{60}\text{Co}$.

Como o coeficiente de calibração é normalmente definido para um feixe de raios gama do ${}^{60}\text{Co}$, 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.

$${}^u D_{w,Q} = {}^u M_{w,Q} N_{D,w,Q} \cdot K_q \quad (11)$$

Onde:

K_q = 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 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ definido a 20 cm e medições a 10 cm de profundidade na mesma geometria, ou seja, de acordo com a definição de $\text{TPR}(20,10)$, conforme ilustra a Figura 10.

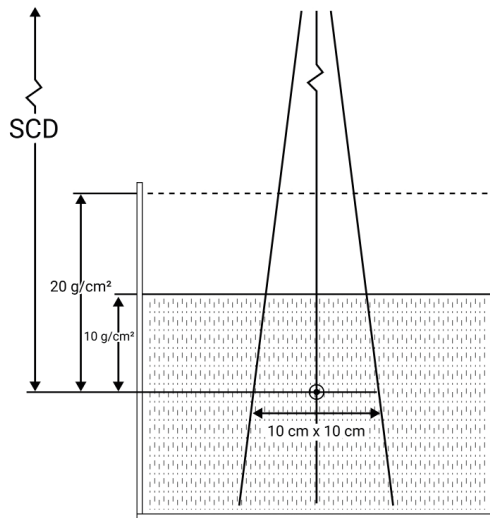


Figura 23 – Geometria que deve ser usada para medir a qualidade do feixe Q para obtenção do fator K_q a partir da relação $\text{TPR}(20,10)$ para uma distância fonte-câmara de 100 cm, campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e medições nas profundidades de 10 e 20 g/cm^2 de água, conforme recomendação do 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 $\text{TPR } 20,10$, 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.

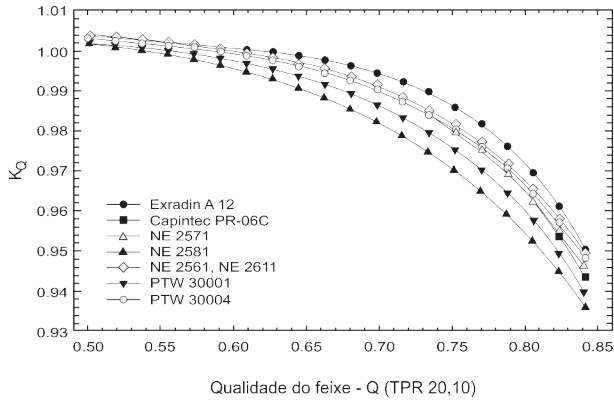


Figura 24 – Comportamento típico dos valores de Kq em função da qualidade do feixe Q , e para diferentes detectores, definido pela relação $TPR(20,10)$.

Fonte: Adaptado do TRS#398.

O gráfico mostra claramente uma dependência do valor de Kq com o tipo de câmara, neste caso para fótons de diferentes energias, usando câmaras cilíndricastipo 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 **nãoreferência**, 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 cm na água, campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na DFS de 100 cm , temperatura média de $21 \text{ }^\circ\text{C}$ e pressão de 101.3 kPa , calcule a dose para as seguintes temperaturas médias: $21.2 \text{ }^\circ\text{C}$, $21.3 \text{ }^\circ\text{C}$, $21.6 \text{ }^\circ\text{C}$ 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 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 MV , à distância fonte superfície (DF) de 100 cm , campo radiação de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na superfície, de $\text{TPR}_{20,10} = 0,67$. A carga coletada de $3.7 \times 10^{-8} \text{ C}$, temperatura de $21.8 \text{ }^\circ\text{C}$, pressão 1025 mbar , k_s de $0,998$, $K_{q,q_0} = 0,990$.
 - Calcular a dose @ 5 cm nestas condições.
 - Calcular a dose @ 5 cm com $T = 23.8 \text{ }^\circ\text{C}$
 - Calcular a dose @ 5 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}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}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}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}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 Determination. 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}Co γ -rays and high-energy x-rays. *Phys. Med. Biol.*, v. 44, n. 7, 1999.

MALCOLM, E. Primary standards of air kerma for ^{60}Co 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).