

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%.

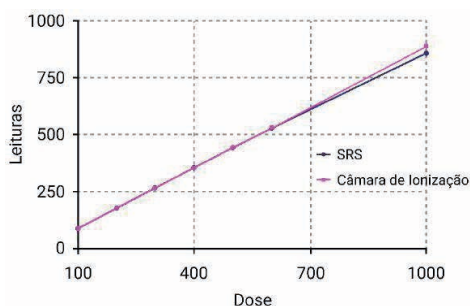


Figura 1 – Exemplo de uma curva de linearidade de resposta típica da medição da dose absorvida na água com uma câmara de ionização Pinpoint PTW 31014 e o Array PTW 1000 SRS onde se observa uma concordância 0,3% .

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.

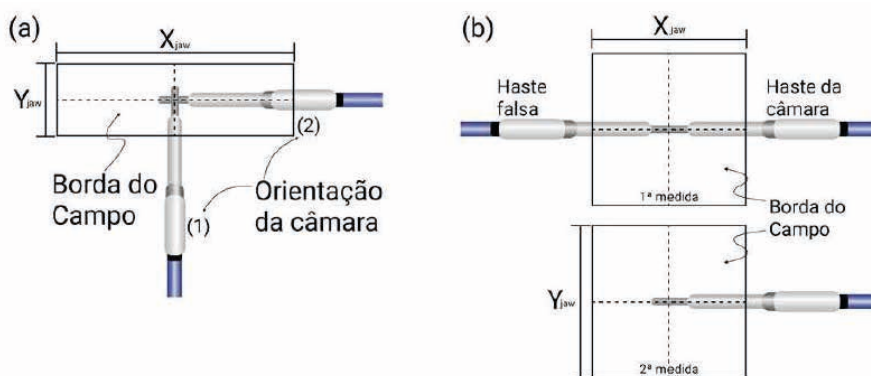


Figura 2 – Geometria usada para determinar o efeito haste nas duas geometrias.

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;

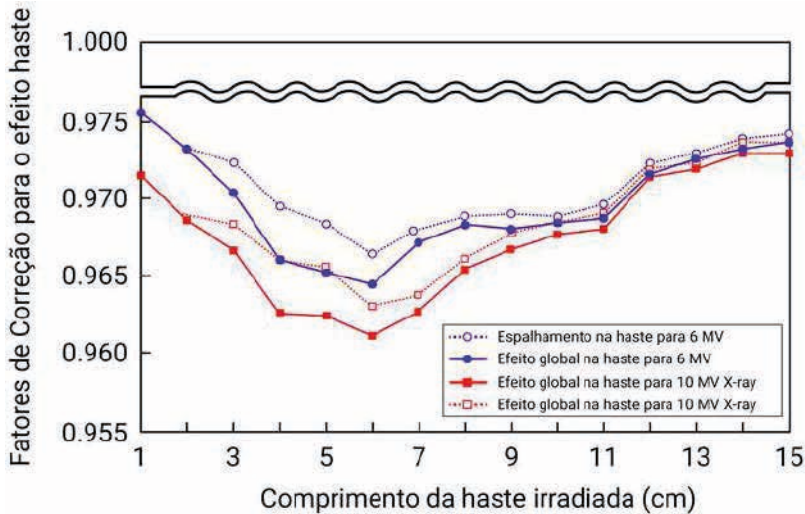


Figura 3 – As linhas coloridas indicam os valores similares do efeito haste em função do comprimento da haste exposta em feixes de raios-X de 6 e 10 MV medidos com uma câmara PTW modelo 30013.

Fonte: Dae et al (2011).

Nas câmaras cilíndricas tipo Farmer e nas minicâmaras, embora este efeito seja bem reduzido não dever 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+/- 0,001 a 70 kV (HVL: 2.9 mm Al, 0,1 mm Cu)
- 1.005+/-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+0,002 e 1.010+/- 0,002 para as mesmas condições

e para um feixe de raios gama de uma fonte colimada de ^{60}Co os valores típicos são:

- 1.001+/- 0,001 para a NE-2571 e
- 1.00³+/- 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.

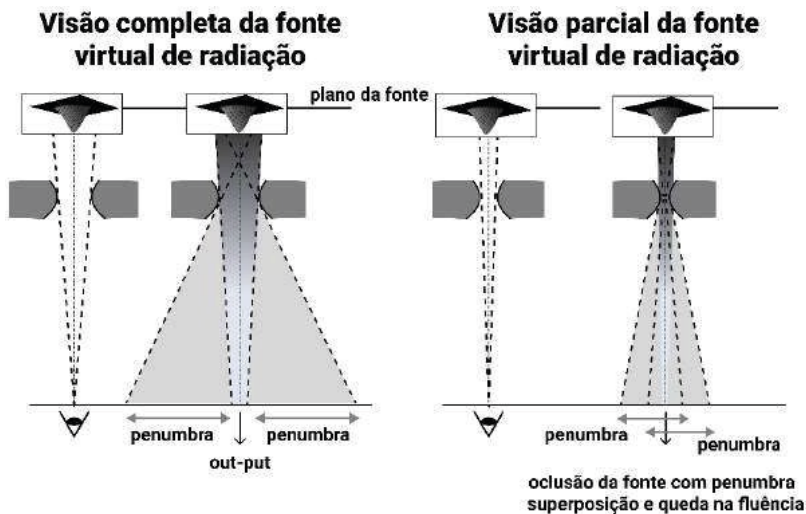


Figura 4 – Ilustração esquemática do efeito oclusão da fonte sendo a esquerda, uma vista total da fonte com a penumbra separada e a direita, vista parcial com a fonte não sendo vista no plano de medição e com superposição da penumbra.

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 porém 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%.

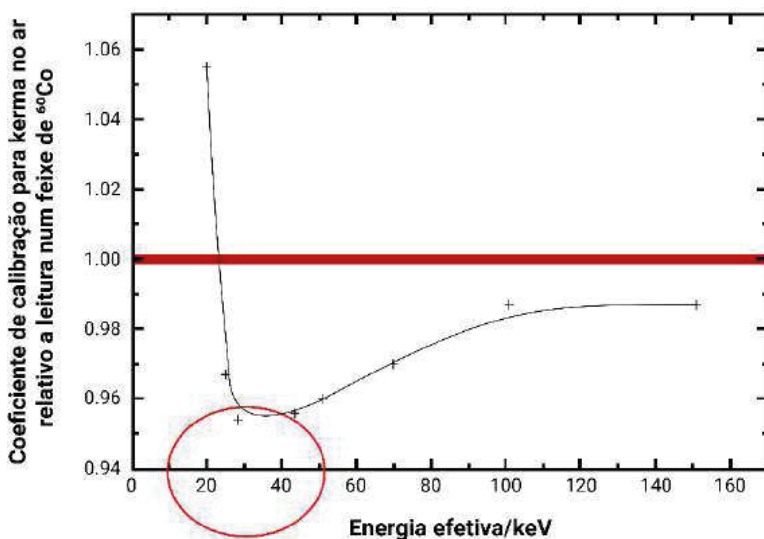


Figura 5 – Curva típica de resposta com a energia neste caso na medição de Kerma no ar por umacâmara tipo Farmer normalizada com seus valores para raios gama do ^{60}Co .

Fonte: De Werd et al. 2002.

Chama a atenção na Fig.5 a dependência energética típica de uma câmaratipo 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 posiçãoanatômica 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.
- Interpolar 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° 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.

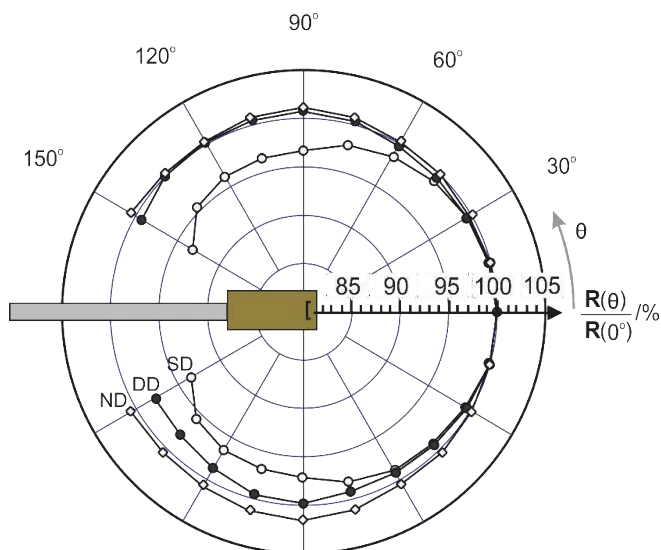


Figura 6. Curva típica de dependência angular de três tipos de detectores de diamante: ND (Diamante natural), DD (diodo duplo) e SD (diodo simples).

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 SiO₂ repelindo os buracos de carga positiva e assim reduzir a probabilidade das cargas positivas serem armazenadas nas regiões de interface Si/SiO₂. 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.

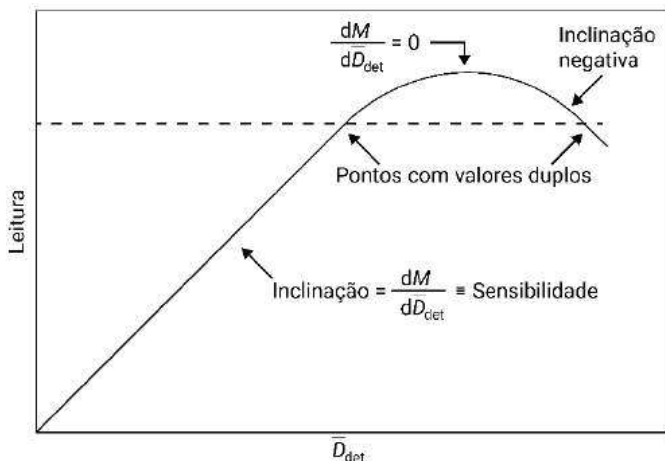


Figura 7 – Um exemplo do que pode ocorrer com valores duplos de leitura que resulta num decréscimo de sensibilidade do detector.

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.

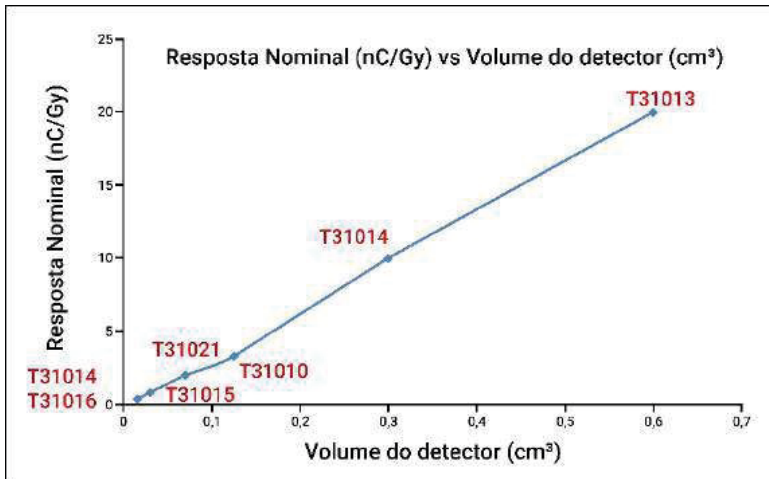


Figura 8 – Variação da resposta nominal de várias câmaras tipo dedal em função do seu volume nominal sensível.

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.

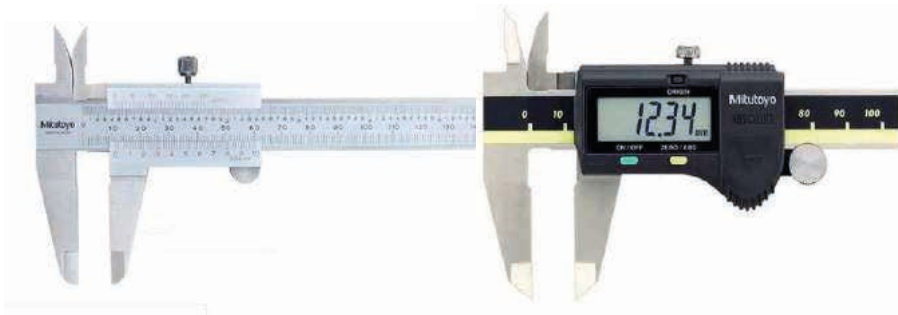


Figura 9 – Comparação entre os paquímetros mecânico e digital: ambos com resolução de 0,01 mm. O vernier do paquímetro mecânico tem um ajuste fino especial. O digital tem uma leitura mais fácil e sem possibilidade de erro de paralaxe.

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:

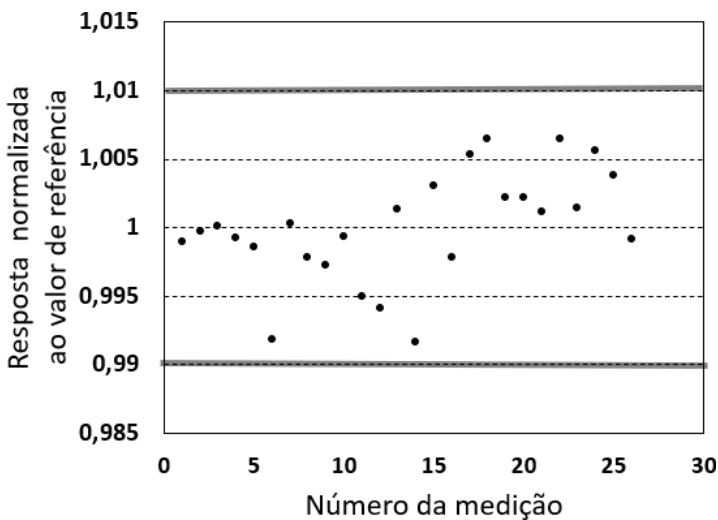


Figura 10 – Estabilidade a longo prazo da câmara poço PTW, modelo TN33004 no período de cinco anos.

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.

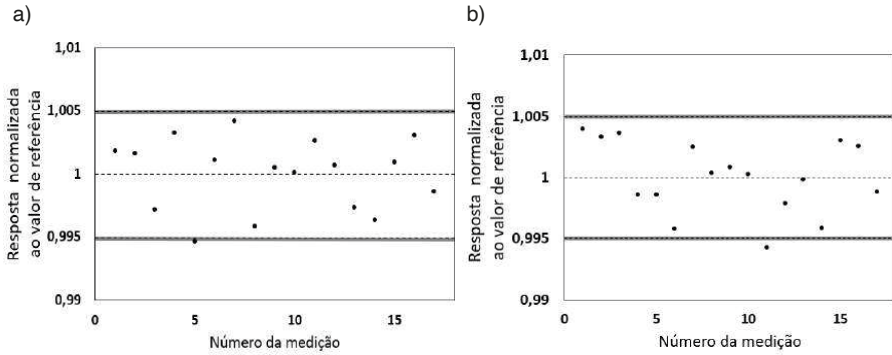


Figura 11 – Estabilidade a longo prazo de duas câmaras do tipo dedal a) PTW modelo TN30010 e PTW modelo TN30001, acompanhadas durante o período de cinco anos. Em cada câmara apenas um ponto ficou fora do intervalo de 0,5% durante o período avaliado.

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.

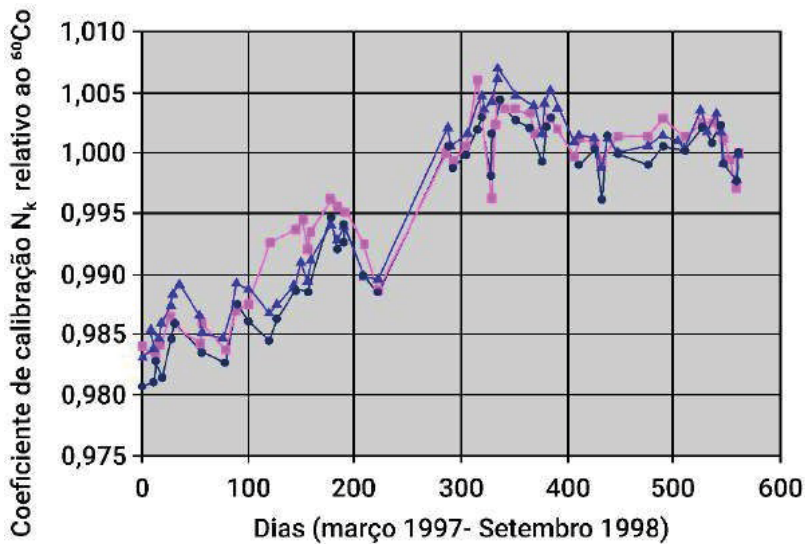


Figura 12 – Exemplo de variação do valor de N_k de uma câmara PTW modelo 30001 durante quase 2 anos.

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 e 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 as 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.

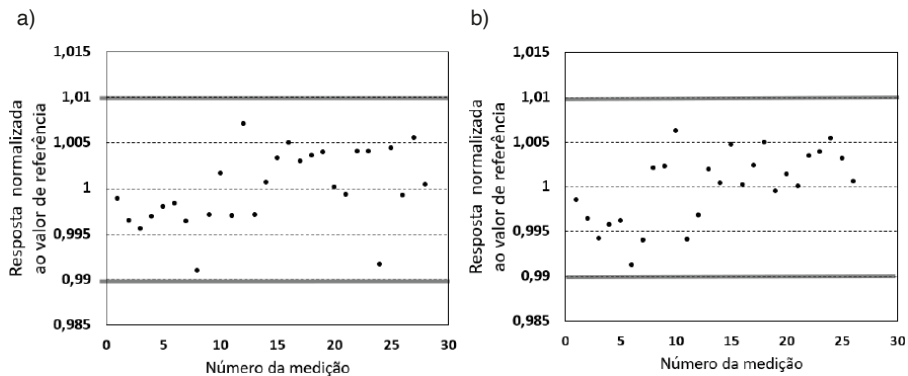


Figura 13 – Estabilidade a longo prazo de duas câmaras ambas tipo poço a) Standard Imaging modelo HDR 1000 Plus e b) Standard Imaging modelo HDR 1000 acompanhadas durante o período de cinco anos, usando uma fonte de ^{137}Cs tipo (CDCJ5) exposta numa geometria fixa durante todo o tempo de observação. 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).

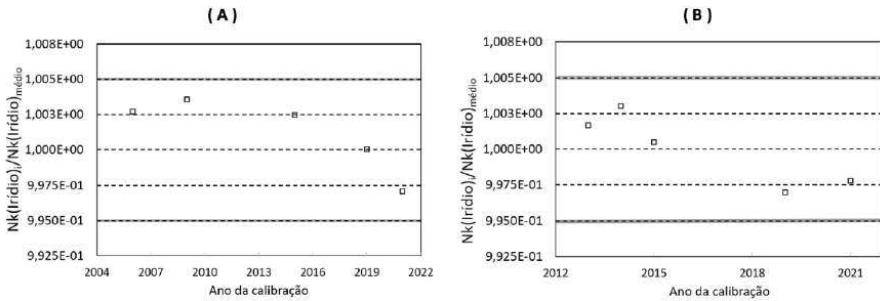


Figura 14 – Razão entre o coeficiente de calibração para o ^{192}Ir e a média do histórico de calibrações.

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 (N_k Fabricante) e os determinados em cada calibração (N_k LCR), normalizados pela média das razões (N_k Fabricante)/(N_k LCR), estão concentrados na faixa de $\pm 0,5\%$. 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.

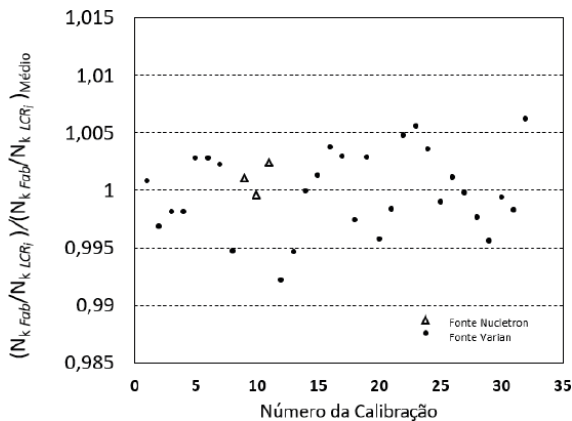


Figura 15 – Correlação entre o valor de N_k fornecido pelo fabricante para uma câmara poço HDR1000 plus e os obtidos durante as calibrações, no LCR, ao longo do período de cinco anos.

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}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.

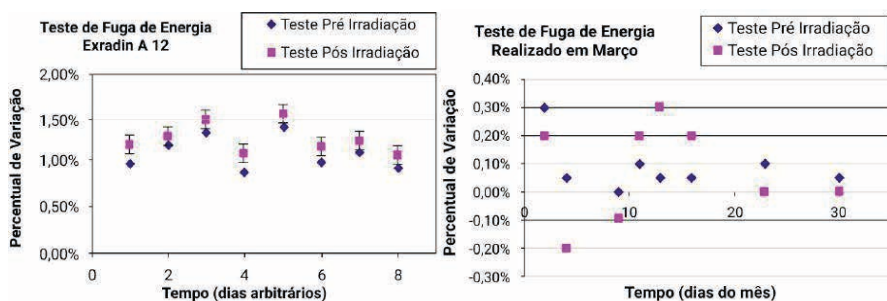


Figura 16. Comparação entre os valores medidos de fuga pré e pós irradiação de dois modelos decâmaras; NE 25073A e Standard Imaging A12.

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.

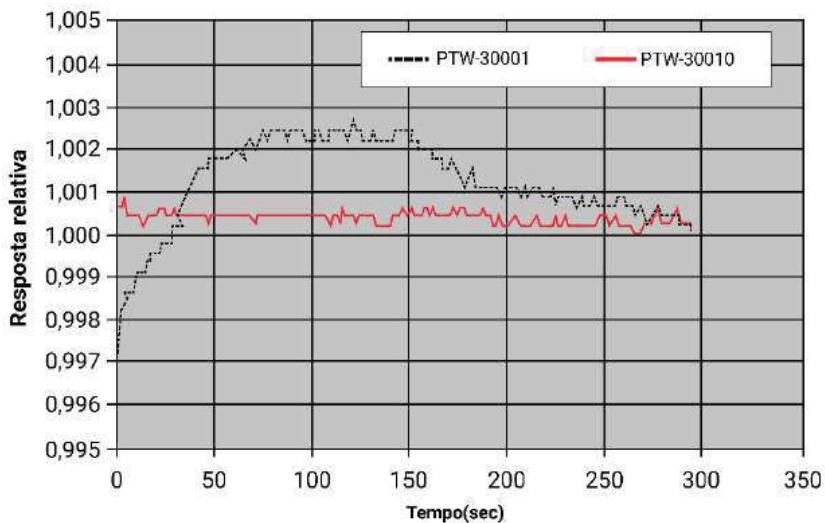


Figura 17 – Tempo de estabilização típico de câmaras cilíndricas de modelos diferentes, após a troca de polaridade num feixe de raios gama do ^{60}Co .

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 medição 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., BARTOLL, 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., MAVROIDS. 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 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 Carlo 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