



## 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:

$$v = \mu \frac{\mathcal{E}}{p} \quad (2)$$

Onde:

$v$  = velocidade de deslocamento ( $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ );

$\mathcal{E}$  = mobilidade ( $\text{atm}\cdot\text{m}^2\cdot\text{V}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$ );

$\mu$  = campo elétrico ( $\text{V}\cdot\text{m}^{-1}$ );

$p$  = pressão do gás (atm).

Essa expressão é válida somente para baixos valores de  $\mathcal{E}/p$ . Os valores de  $\mu$  são normalmente da ordem de  $10^{-4} \text{ atm}\cdot\text{m}^2\cdot\text{V}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$  para íons e aproximadamente  $10^{-1} \text{ atm}\cdot\text{m}^2\cdot\text{V}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$  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.

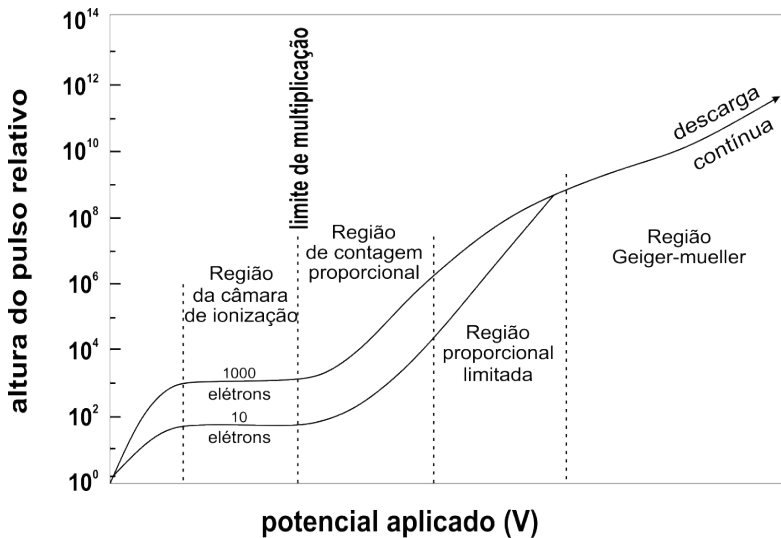


Figura 1 – Variação indicativa do número de cargas coletadas em função do valor do potencial aplicado sendo apresentado de forma qualitativa dividido em cinco regiões.

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.

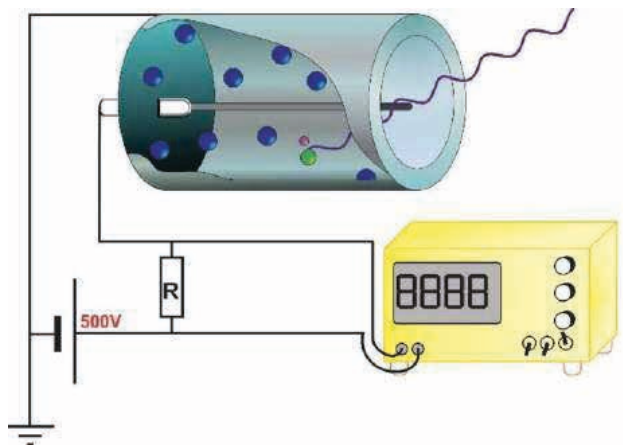


Figura 2 – Diagrama simplificado de um detector tipo Geiger Muller.

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

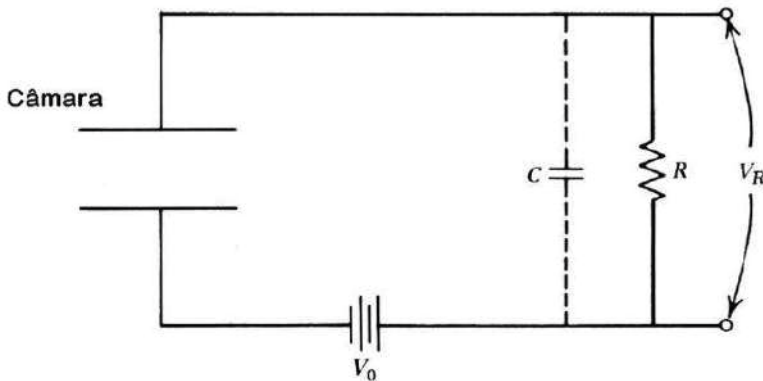


Figura 3 – Diagrama básico de uma câmara de ionização operada em medição de pulsos.

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.

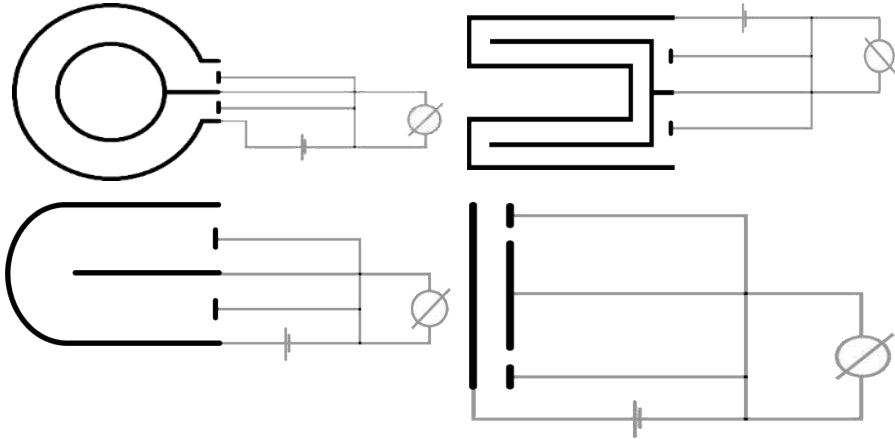


Figura 4 – Esquema simplificado das câmaras, esféricas usadas em laboratório de calibração e do tipo poço. Esta última mais usada na braquiterapia e medicina nuclear e de duas câmaras tipo dedal e de placas paralelas usada na teleterapia.

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.



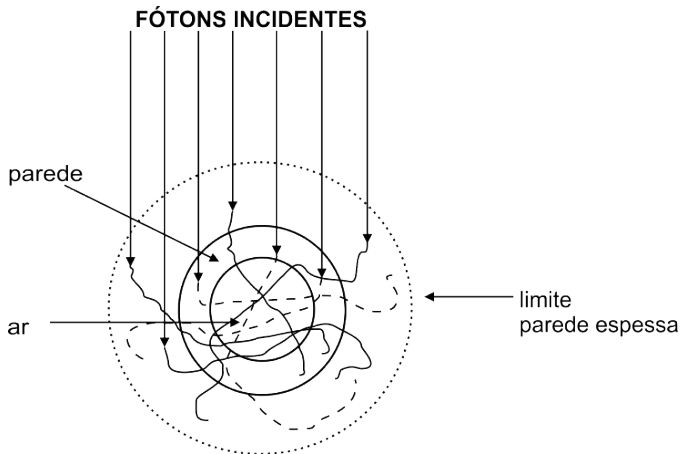


Figura 5 – Descreve os caminhos típicos dos fótons e elétrons secundários oriundos da interação de feixe primário de fótons na parede, eletrodo volume de ar no interior da câmara.

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.

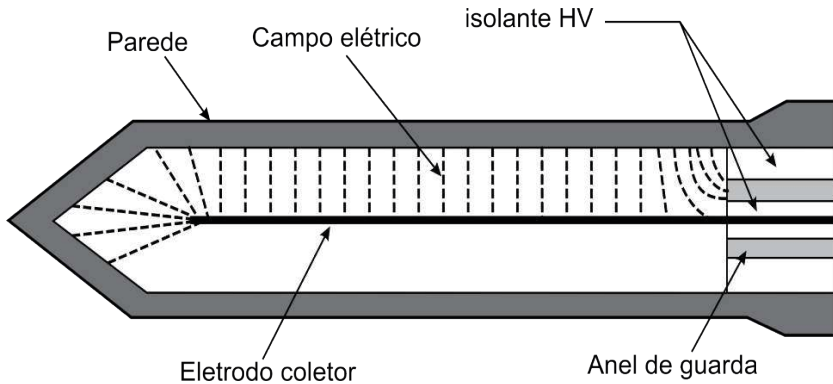


Figura 6a – Esquema clássico de uma câmara cilíndrica tipo dedal ou tipo Farmer onde se destacam as linhas do campo elétrico entre a parede, o eletrodo e o anel de guarda que definem o volume sensível.

Fonte: Humphreys ad Purdy (1992).

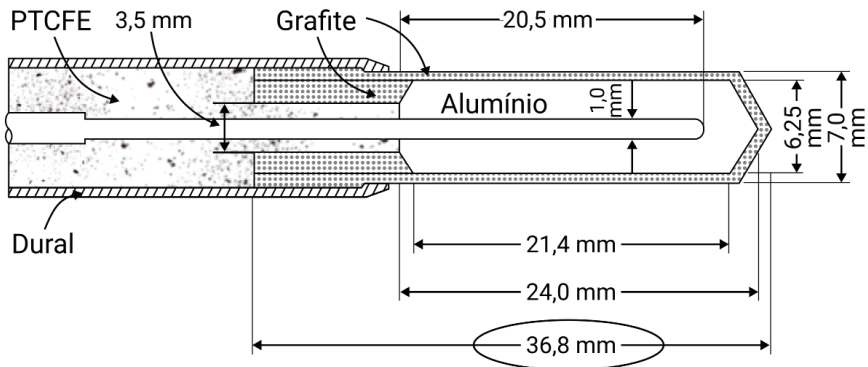


Figura 6b – Materiais típicos e dimensões usados nos componentes de uma câmara: parede, anel de guarda de grafite e eletrodo, podendo ser de alumínio ou grafite.

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 reproduzíveis 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 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 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

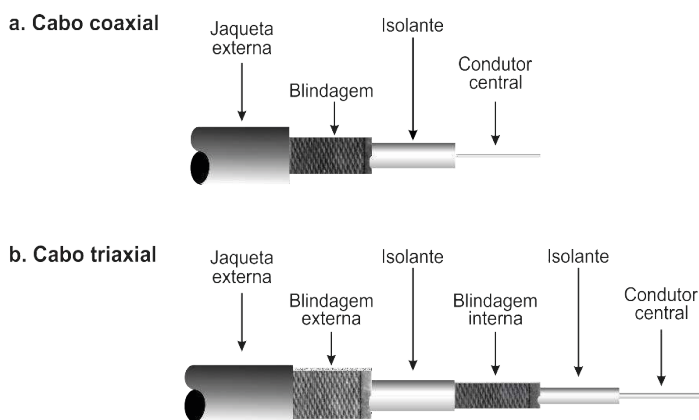


Figura 7 – Diagramação típica dos cabos: a) coaxial com apenas um anel de proteção e b) triaxial, onde se pode observar dois anéis de proteção.

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:

- conduzir o sinal elétrico gerado no volume sensível da câmara até o eletrômetro;
- 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;
- 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.

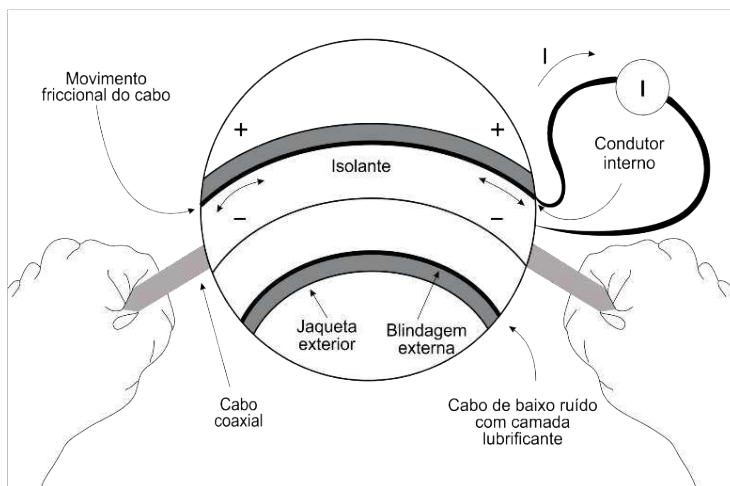


Figura 8 – Representação gráfica do efeito Triboelétrico.

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.

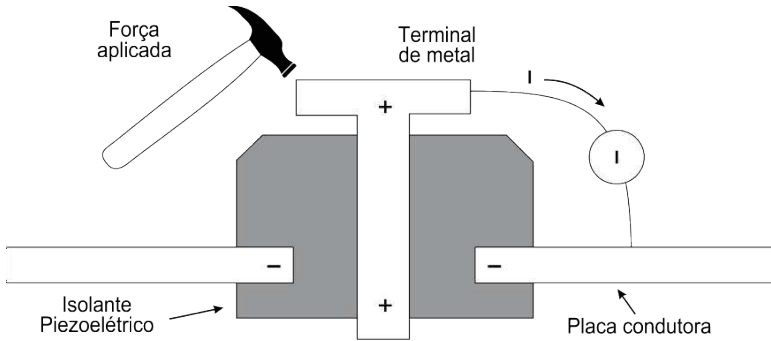


Figura 9 – Descreve as condições em que podem ocorrer o efeito Piezo-elétrico.

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.

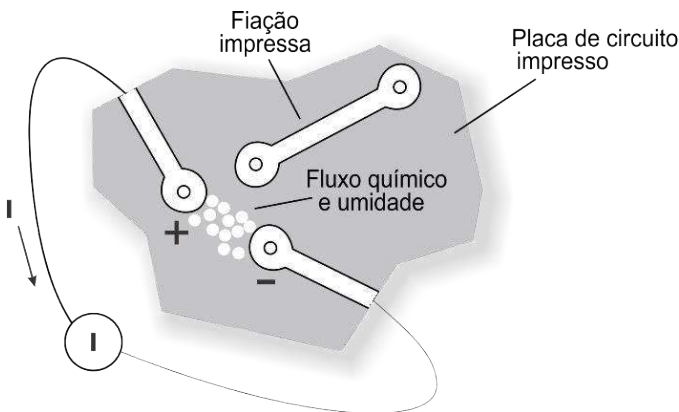


Figura 10 – Diagrama do ilustrativo efeito eletroquímico.

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.**

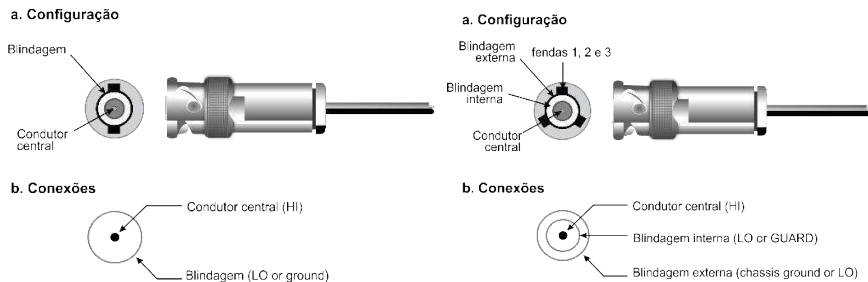


Figura 11 – Mostra a configuração lateral e frontal dos conectores. a) BNC triaxial com três camadas de proteção e b) BNC com apenas uma camada.

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

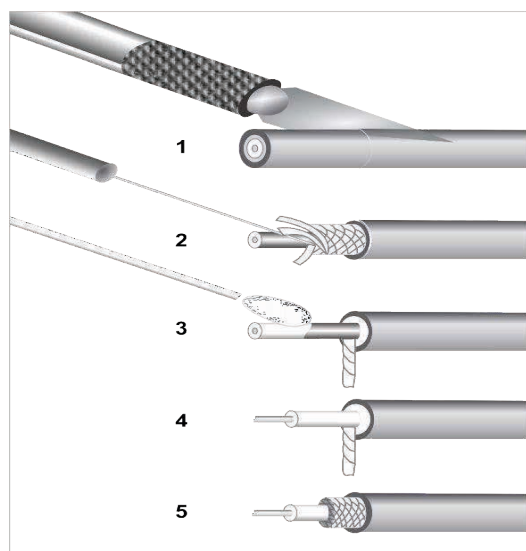


Figura 13 – Descrição das etapas típicas e dos cortes para inserção nos conectores.

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

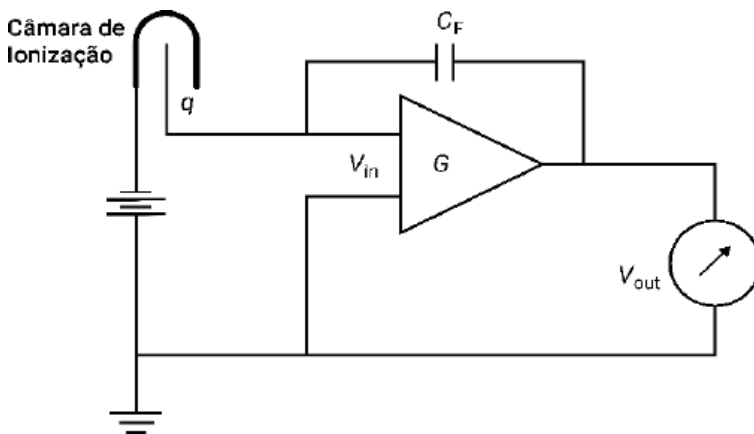


Figura 14 – Diagrama típico de uma câmara de ionização conectada a um amplificador operacional operando no modo carga. No modo corrente, o capacitor **Cf** é substituído por um resistor **Rf**

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:

$$Q = CV = IT/C \tag{3}$$

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 umidade 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 a999.9μC<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> | <ul style="list-style-type: none"> <li>Carga (C)</li> <li>Corrente (A)</li> </ul> |
| 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 que devem 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 x 5,0 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.

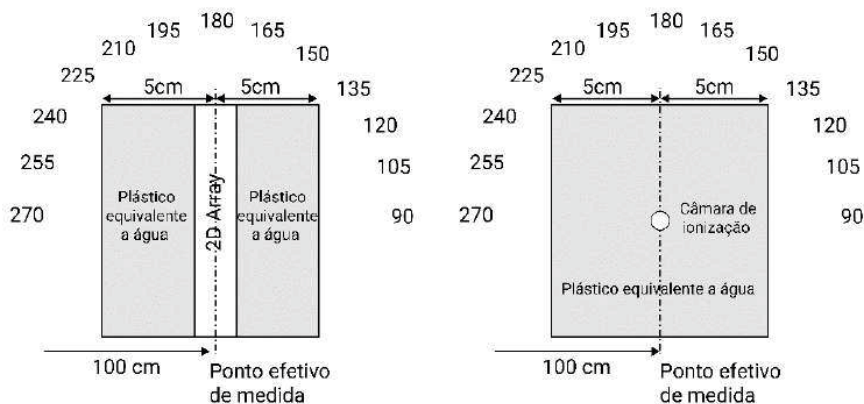


Figura 15 – À esquerda: o arranjo experimental sugerido para avaliar a dependência direcional sendo o array colocado numa posição vertical a uma distância fonte superfície de 95cm e o ponto efetivo de medição a 100cm. Para evitar o efeito da mesa deve ser selecionada uma faixa de ângulos entre 90 e 270 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.

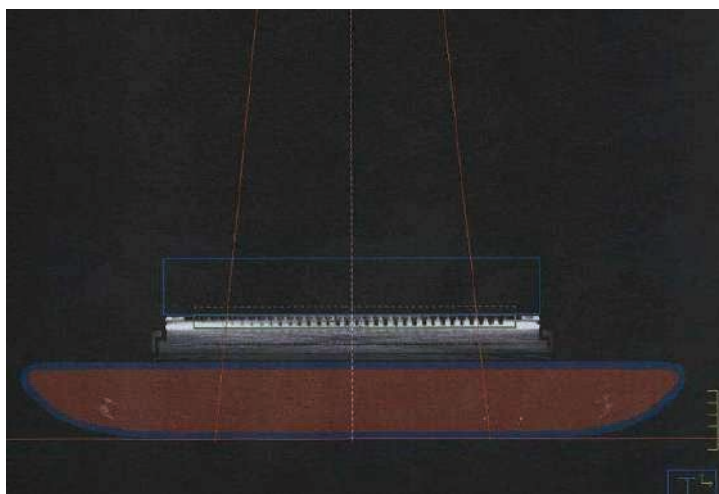


Figura 16 – Configuração espacial da modelagem do feixe interagindo com a mesa.

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.

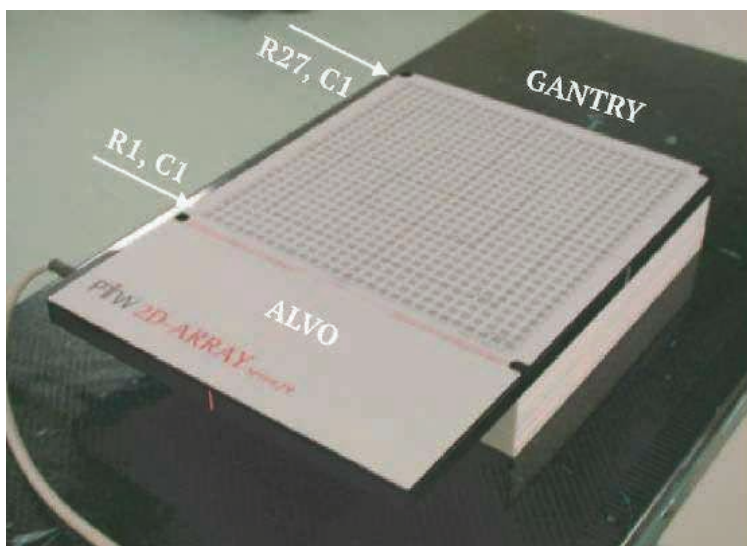


Figura 17 – As câmaras podem facilmente serem identificadas como pequenos quadrados cinza distribuídos uniformemente em uma área de  $27 \times 27 \text{ cm}^2$ , tendo cada uma a dimensão de  $0,5 \times 0,5 \times 0,5 \text{ cm}^3$  espaçadas de 1 cm de centro a centro ativos. As colunas e linhas são 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° como para Rapid Arc neste caso com colimador a 30°.

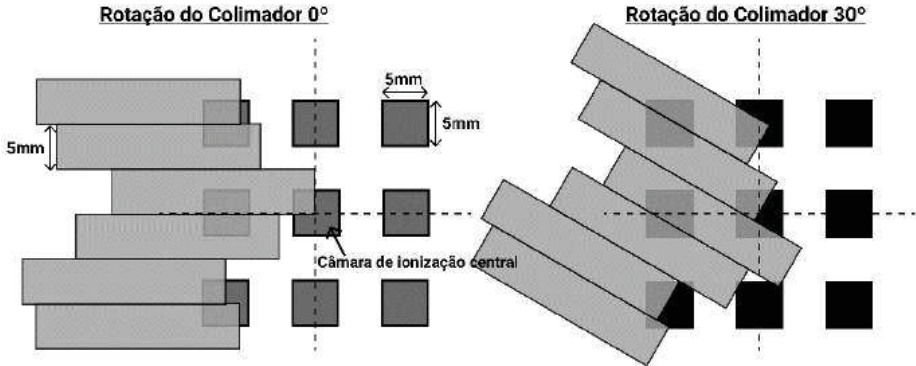


Figura 18 – Esquema da geometria de superposição entre o MLC da Varian de 5 mm e as câmaras do array nas posições de rotação do colimador de 0° (tipicamente usado em IMRT estático) e 30° (tipicamente usado em Rapid Arc). A linha pontilhada indica o eixo central do campo.

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 15x15 cm<sup>2</sup> 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.

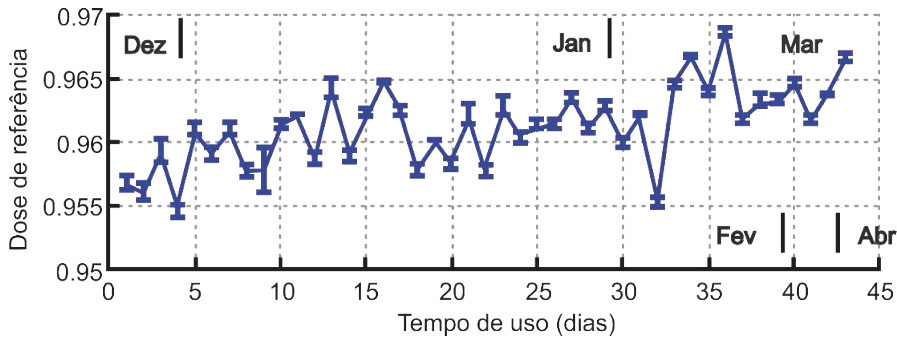


Figura 19 – Reprodutibilidade a médio prazo observada ao longo de 5 meses, neste caso, 42 conjuntos de 10 medições, com um desvio padrão da ordem de 0,2%.

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.

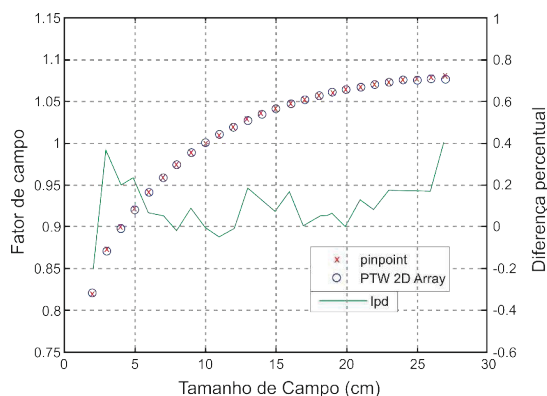


Figura 20 – Curva típica do fator output medido com o array 729 PTW, neste caso comparada com uma câmara; em azul, valores medidos pelo array, x medidos pela câmara “pinpoint”, em verde, o desvio relativo máximo observado de 0,5% para todos os tamanho de campo.

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.

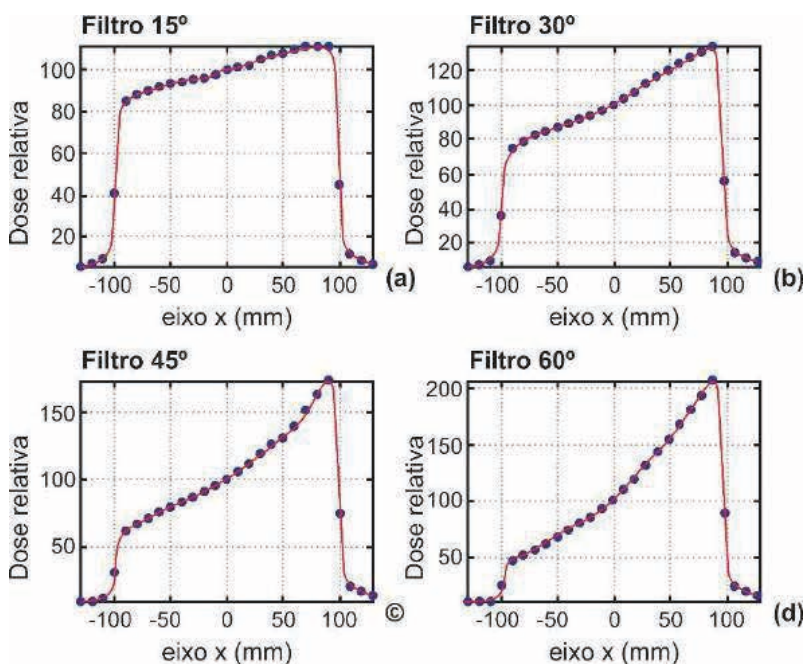


Figura 21 – Comparação da resposta entre o array (linhas pontilhadas) e uma câmara de ionização independente (linha sólida) usando um feixe de 6 MV, campo de 20x20 cm<sup>2</sup> e filtros em cunha com ângulos de 15, 30, 45 e 60o.

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.

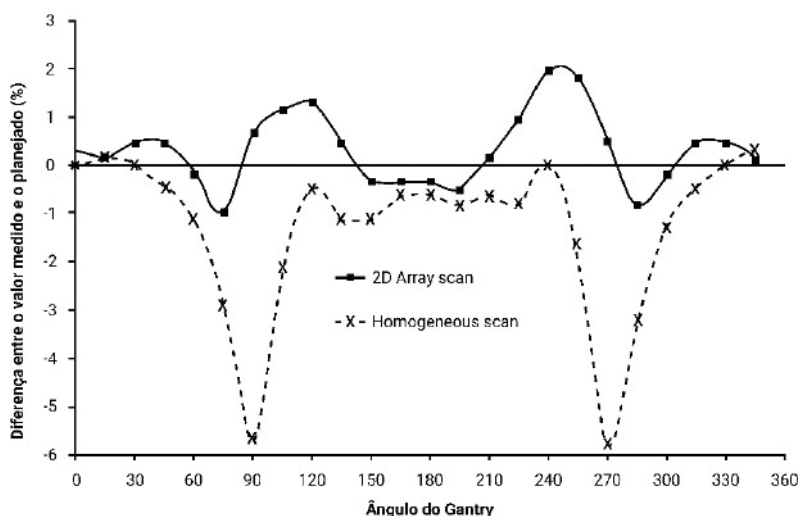


Figura 21 – Dependência direcional típica do array 729, mas que deve ser verificada em todos os sistemas. Os valores diferentes do TPS se devem muito provavelmente devido a dificuldade de modelagem da mesa no seu algoritmo.

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.

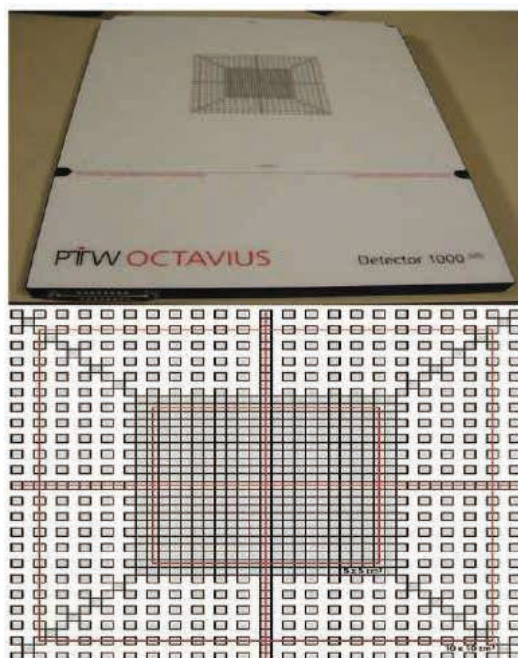


Figura 22 – Na parte superior do array 1000 SRS e na parte inferior uma ilustração da distribuição das 977 microcâmaras de ionização preenchidas com líquido.

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.

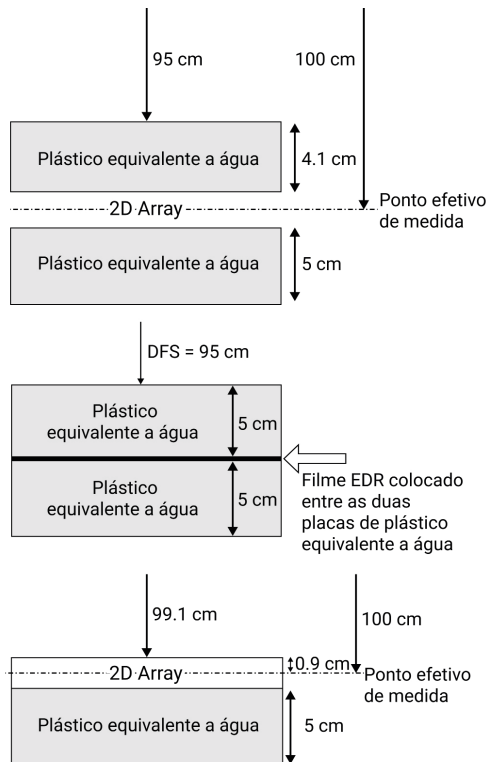


Figura 23 – Arranjo experimental sugerido para as medições com o array 1000-SRS.

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.

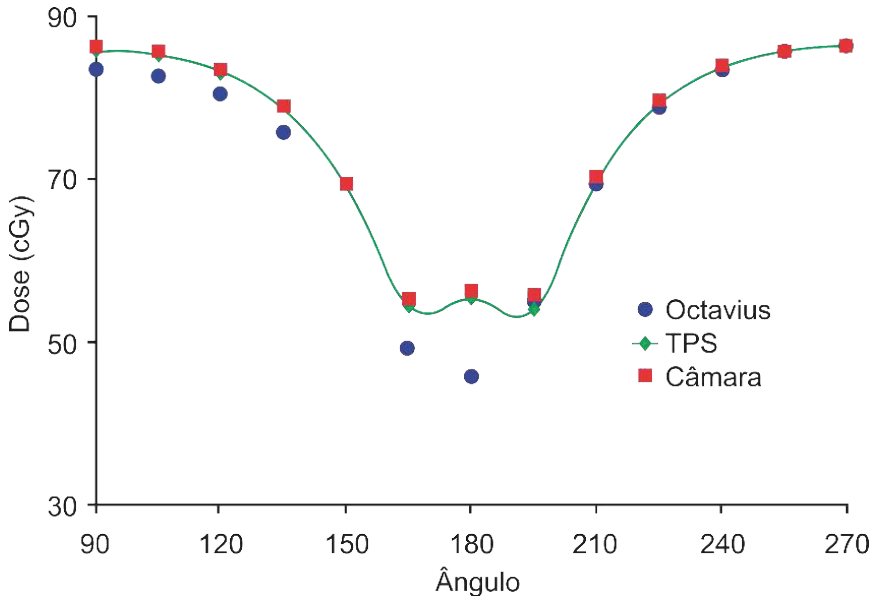


Figura 24 – Dependência direcional típica do array 1000-SRS comparando como os valores medidos com uma câmara pin point e os calculados pelo TPS.

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%.

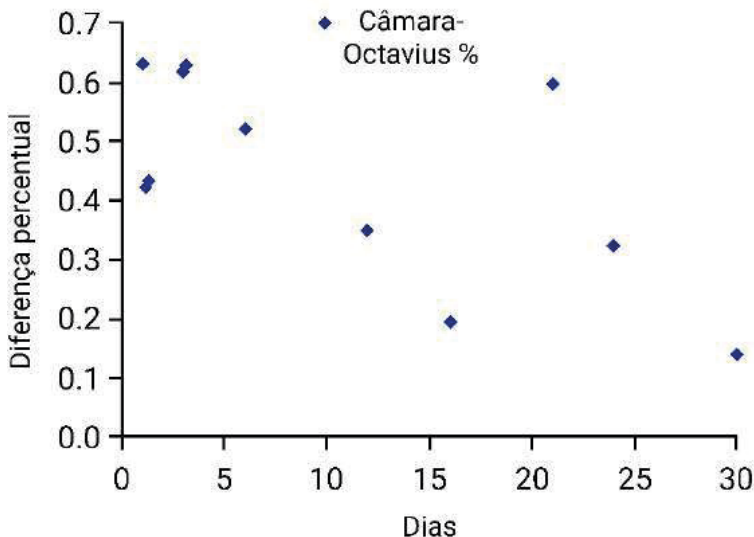


Figura 25 – Diferença percentual entre os valores medidos pelo Octavius com SRS-1000 e uma câmara de ionização tipo “pinpoint” ao longo de 30 dias.

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.



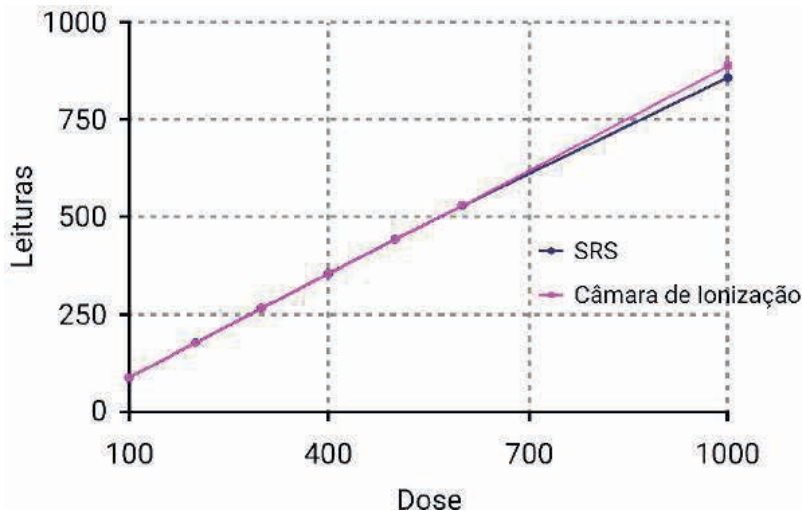


Figura 26 – Mostra uma excelente linearidade de resposta do Array versus a câmara Farmer

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 MU cujos resultados típicos são apresentados na Figura 27.

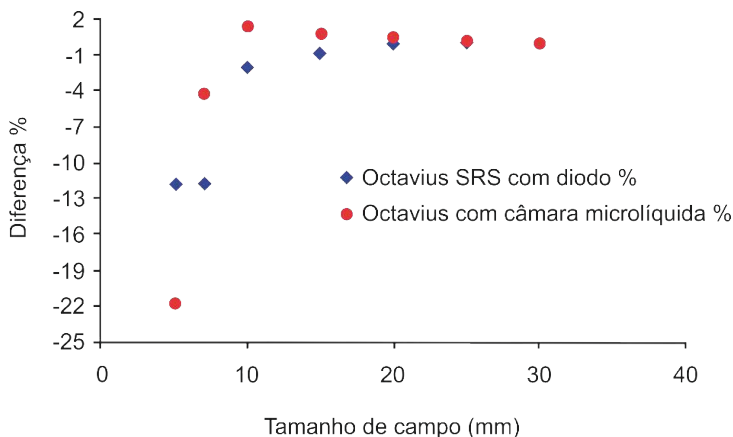


Figura 27 – Diferença percentual entre os valores medidos pelo Octavius com câmara de ionização líquida.

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.

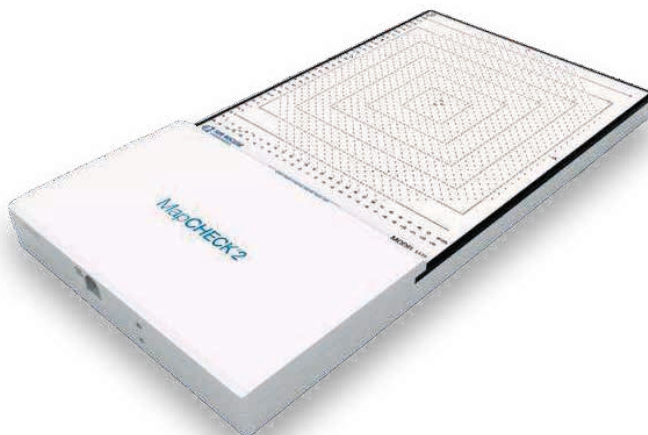


Figura 28 – Sistema dosimétrico MapCHECK.

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.

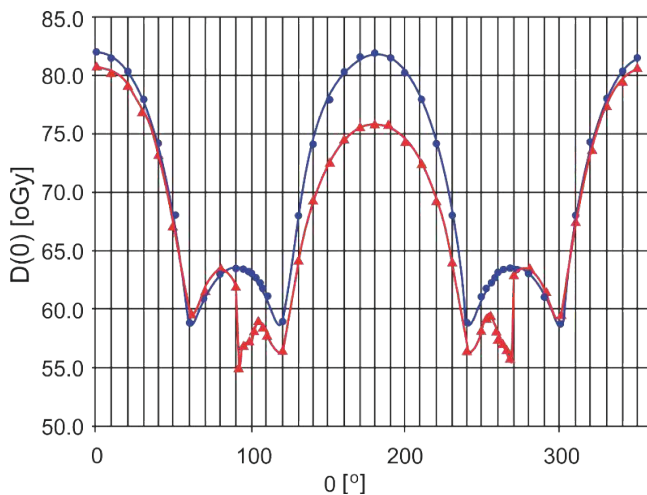


Figura 30 – Dependência angular típica do MatriXX.

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  $38,4 \text{ cm} \times 30 \text{ cm}$  e altura de 14 cm.



Figura 32 – Sistema Dosimétrico MatriXX RESOLUTION.

Fonte: IBA (2021).

Fatores de correção angulo 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 do 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 solido 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 angulo 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 câmara desenhada por Goetesch et al (1992) fabricada pela (Standard Imaging Inc. USA) modelo HDR-1000 Plus (Standard Imaging Inc. USA); e
- 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.

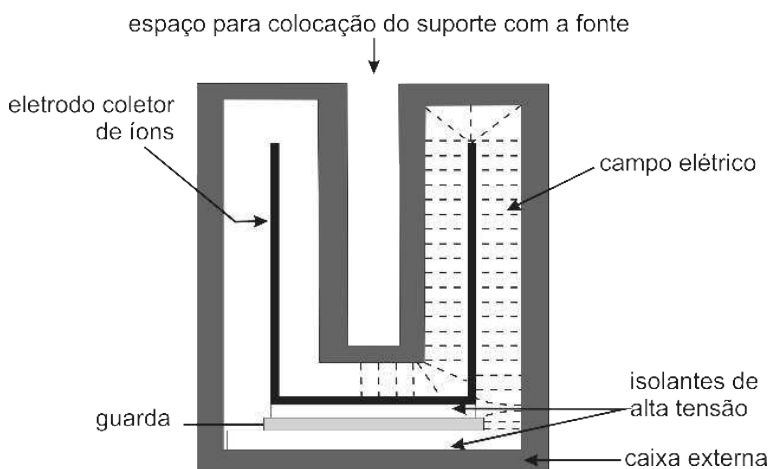


Figura 33 – Diagrama básico de uma câmara onde se observa o condutor ao longo de todo o volume sensível. O campo elétrico entre o eletrodo e a parede, o anel de guarda, os isolantes de alta tensão e a região onde a fonte é inserida dentro de um cateter.

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 <sup>192</sup>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.

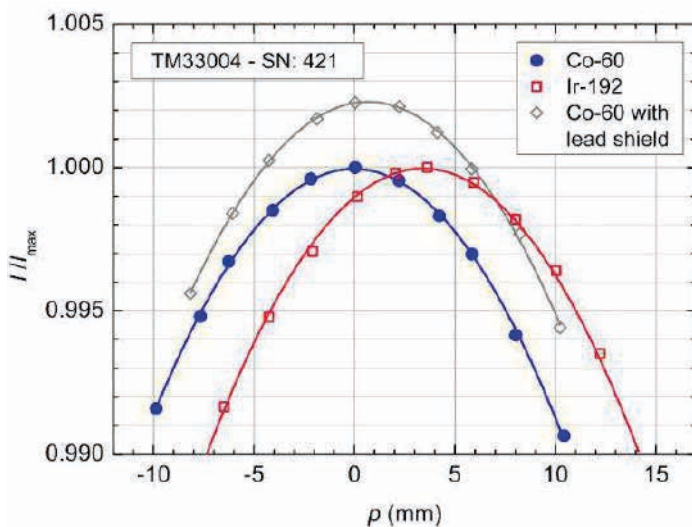


Figura 35 – Resposta típica de uma câmara tipo poço PTW TX 33004 para três fontes de HDR comercializadas.

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.

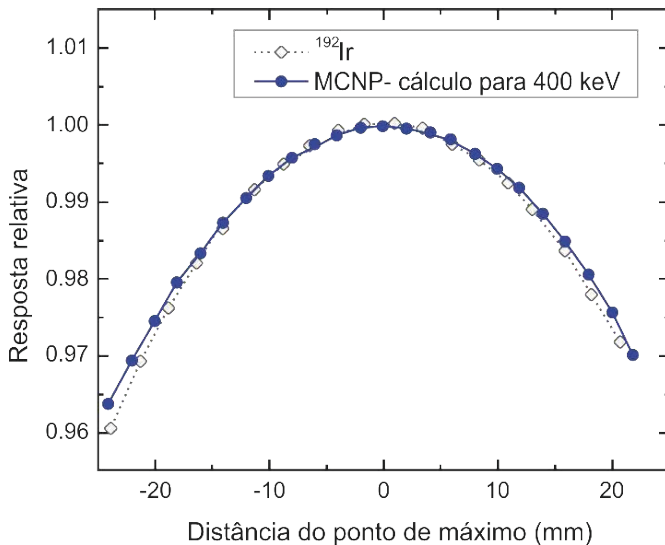
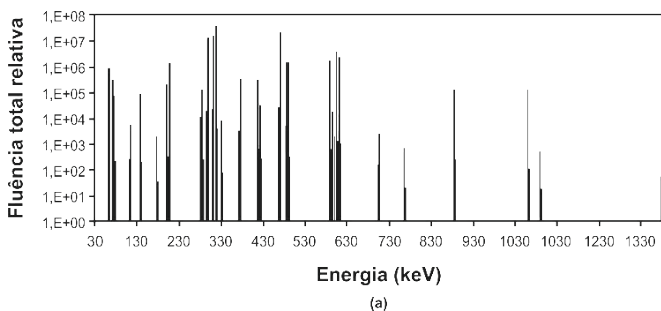


Figura 36 – Identificação do ponto máximo de resposta definido pelo método Monte Carlo comparado com a medições experimentais. Gráfico com resposta semelhante se espera para uma fonte de  $^{60}\text{Co}$ .

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.



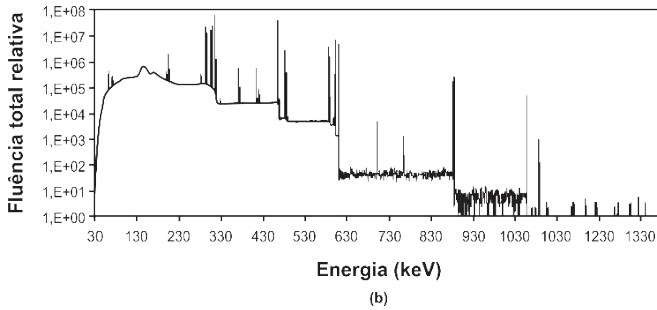


Figura 37 – Fluência de energia de uma fonte de  $^{192}\text{Ir}$ . Na Figura superior a fluência de uma fonte sem encapsulamento e na inferior afluência de uma fonte encapsulada.

Fonte: Piñeda, Alcon e de Almeida (2003).

O Inseto 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.

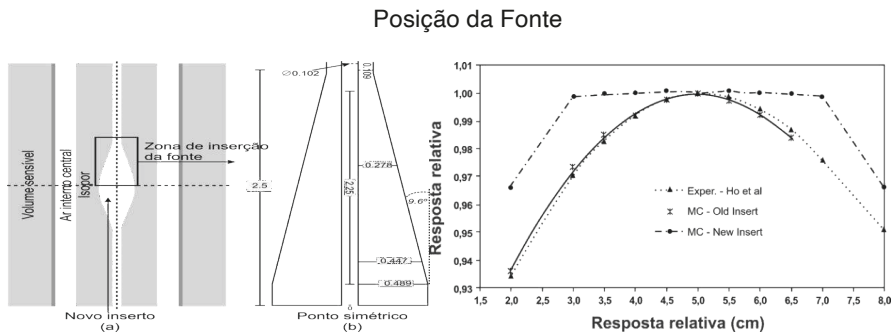


Figura 31 – Descreve acima, o desenho do projeto de modificação da câmara com a inserção de um filtro compensador, e abaixo, o resultado da curva de resposta modificada aumentando o “sweep spot” em mais de 6 cm.

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:

| Volume ativo                           | Cápsula (mm) |      | Componente ativo (mm) |     |
|--|--------------|------|-----------------------|-----|
|  | D            | L    | D                     | L   |
| 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 |

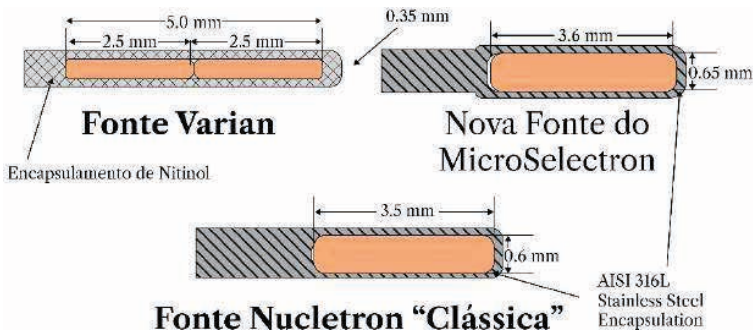


Figura 39 – Dimensões e geometria de cada uma das fontes de <sup>192</sup>Ir acima com o material que envolve cada fonte importante para simulação.

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.

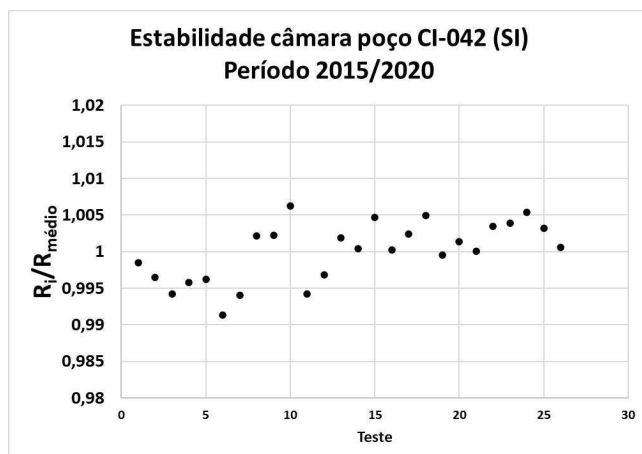


Figura 40 – Estabilidade a longo prazo da câmara SI- HRD 1000 ao longo de 26 medições realizadas ao longo de 5 anos, usando como referência uma fonte de  $^{137}\text{Cs}$  CDCJ.

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 principio 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:

$$L_{corrigida} = L_{bruta} \times [273,15 + T(^{\circ}C)]/295,15 \times 760/P(Torr) \times [k_1 \times (P(Torr))]k_2 \quad (8)$$

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.



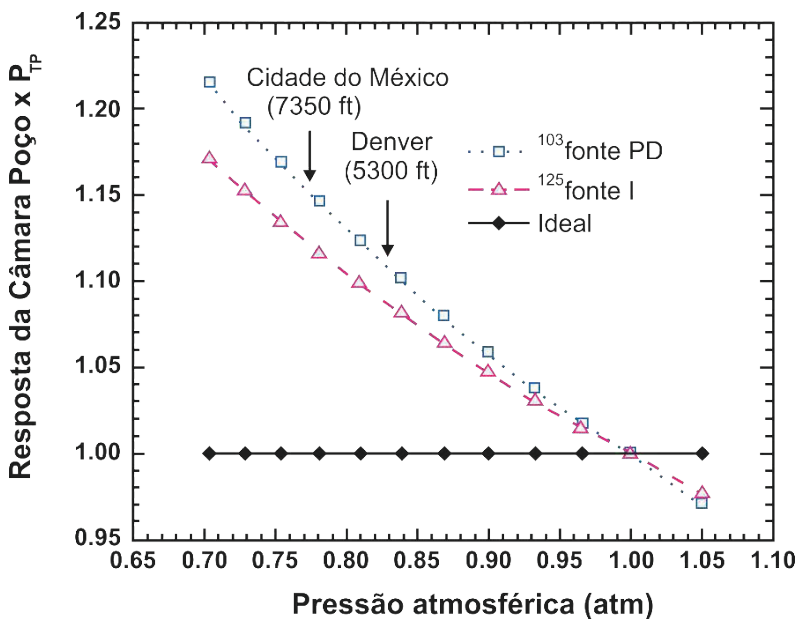


Figura 41 – Desvio na resposta da câmara com relação a altitude para as fontes de  $^{103}\text{Pd}$  e  $^{125}\text{I}$ .  
 Fonte: Adaptado de Douysset et al (2008).

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 solida 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, 1Gy = 2,4 x 10<sup>-40</sup>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 aradiação 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, Diodose 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 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 voce 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.