



COMISSIONAMENTO DE UM ACELERADOR CLÍNICO PARA USO NA RADIOCIRURGIA

Maíra Ribeiro dos Santos

1. INTRODUÇÃO

Radiocirurgia estereotática (RS) é uma modalidade na Radioterapia que tem como premissa a entrega de altas doses em volume pequeno, preferencialmente em uma única fração, ou em poucas frações. Para essa entrega de dose ser confiável, é necessária uma localização precisa, como a localização estereotática que engloba os deslocamentos e rotações nas três dimensões.

A Radiocirurgia extra cranial estereotática, do inglês “Stereotactic Body Radiotherapy” (SBRT) é o termo comumente usados para tratamentos semelhantes à radiocirurgia, porém para regiões extra craniais e com a dose entregue em tratamentos hipofracionados, usualmente entre uma e cinco frações.

A primeira radiocirurgia relatada historicamente é de 1953, realizada por Lars Leksell utilizando a localização estereotática desenvolvida por ele em 1908. A primeira unidade de tratamento projetada e construída para tal modalidade foi o Gamma Knife (Elekta Inc., Atlanta, EUA) em 1968, usando fontes de Cobalto-60

utilizando a geometria de localização estereotática de Leksell.(1983).

O avanço tecnológico dos aceleradores lineares associados a elementos como o micro MLC (mMLC, Brain Lab AB, Heimstetten, Alemanha), aceleradores como o Novalis (Brain Lab.), Cyberknife (Accuray Inc., Sunnyvale, EUA), True Beam (Varian, Palo Alto, EUA) e Versa HD (Elekta) permitiu tratamentos como a radiocirurgia em tecidos extra craniais com a mesma precisão de posicionamento.

Essas unidades associam dispositivos de imagem com elementos mecânicos para garantir a precisão de entrega da dose.

Independente da escolha da modalidade, seja RS ou SBRT, ambas exigem alta precisão e exatidão quanto à entrega de dose e quanto à localização pré-tratamento (algumas unidades possuem dispositivos de localização durante toda a entrega de dose do paciente, por exemplo). Como resultado, as características das unidades de tratamento comercializadas para RS e SBRT permitem garantir uma melhor precisão de posicionamento do paciente, quando comparadas com as unidades de tratamento não dedicadas.

Para o tratamento de pacientes com essas modalidades de tratamento, os

feixes a serem usados devem estar aptos ao tratamento com campos pequenos, isto é, comissionados e validados. O processo de instalação de uma unidade de tratamento possui três importantes etapas que devem ser claramente observadas:

- aceitação,
- comissionamento e
- validação.

A **aceitação** consiste na realização de um conjunto de testes inicialmente propostos pelo fabricante para atestar as capacidades, especificações e limitações da unidade de tratamento. Sendo realizado sempre por ao menos um engenheiro da empresa fabricante acompanhado de um físico especialista do Serviço de Radioterapia onde ocorre a instalação.

O **comissionamento** é um processo extenso de testes e medições necessários para a execução de um determinado tipo de tratamento, sendo realizado pela equipe de físicos especialistas do Serviço ou por uma empresa terceirizada, entretanto, a responsabilidade sobre a integridade dos dados e avaliação dos mesmos são da equipe de físicos especialistas do Serviço.

Por fim, a **validação** é um conjunto de testes, simulações e/ou cálculos para verificar a capacidade de entrega de dose pela unidade de tratamento quando comparado ao valor definido com o planejamento e aprovado. Comumente se usa o termo validação **end-to-end** quando deseja-se avaliar as doses calculadas pelo sistema de planejamento após o seu comissionamento, confrontando com as medições do planejamento simulado.

Dessa maneira, o intuito desse capítulo é reunir e esclarecer as premissas do comissionamento e validação dos testes **end-to-end** para tratamentos com campos pequenos, ressaltando os pontos chaves e essenciais para garantir o grau de precisão e exatidão exigidos para os tratamentos de radiocirurgia e SBRT na prática clínica.

2. O COMISSIONAMENTO

O processo de comissionamento consiste no levantamento e caracterização de todos os parâmetros físicos do feixe desejado devendo incluir os acessórios a serem usados, sejam cones ou colimadores multi-lâminas. Como resultado o comissionamento estabelece o referencial de performance de um dado acelerador associado a um sistema de planejamento (TPS).

O documento mais utilizado como referência para o processo de comissionamento atualmente é o TG-106 (Das, 2008) Este documento descreve todas os parâmetros que a equipe de física deve atentar durante esta etapa, desde a definição da rotina, dos equipamentos usados, da metodologia até a modelagem e preparação dos dados a serem inseridos no sistema de planejamento.

Entretanto, as considerações sobre campos pequenos ainda se mostraram muito sucintas diante do panorama de uso dos campos pequenos atualmente. Somado ao TG-106 deve-se considerar as recomendações do IAEA-TRS-483 (IAEA 2017) que descreve com clareza as medições e comissionamento de campos pequenos.

No comissionamento, antes de iniciar as medições, deve-se compreender e discriminar dois grandes grupos de medições:

- dados requisitados pelo sistema de planejamento e
- os dados necessários para cálculos manuais.

Para tal compreensão, deve-se estudar a documentação referente ao algoritmo utilizado no sistema de planejamento. A alimentação dos dados para o algoritmo de cálculo no sistema de planejamento que será comissionado permitirá o estabelecimento de um conjunto mínimo de dados necessários para os cálculos manuais e que contemplem todos os tipos de tratamentos desejados (inclui-se aqui a RS e SBRT).

A partir desse conjunto de dados, inicia o planejamento do comissionamento, estabelecendo primordialmente quais dados e a sequência do que será medido. Para tratamentos com campos pequenos, dois conjuntos de dados (Tabela 1) são definidos de acordo com o modo de varredura do feixe. Estes dois conjuntos são um exemplo possível de dados requisitados pelo sistema de planejamento.

Dados de Varredura (contínua ou passo-a-passo)	Dados pontuais de referência e fatores relativos
Perfis de dose na Profundidade	Fator Output na água
Perfis da Razão Tecido-Máximo	Fator Output no ar
Perfis dos campos quadrados*	Fatores de transmissão de acessórios
Perfis diagonais†	Fator de transmissão do MLC
Perfis de campos pequenos	Dosimetric Leaf Gap (MLC)
Perfis específicos (penumbra, no ar...)	Fatores de acessórios

Tabela 1 – Conjunto de dados mais comuns em comissionamento de um feixe de fótons.

Nota: (*) Alguns sistemas de planejamento requerem apenas um perfil e outros pedem os perfis in-plane e cross-plane.

(†) Usualmente os sistemas de planejamento requerem apenas do maior campo.

Assim sendo, o comissionamento precisa ser planejado considerando o conjunto de dados, os equipamentos mínimos necessários e tempo suficiente para avaliar a qualidade dos dados, para que estes estejam dentro das tolerâncias de aceite que permitam a validação correta dos dados e do tratamento dos pacientes. O TG-106 (2008) sugere um cálculo simplificado para a estimativa de tempo necessário para todo o processo experimental.

Considerando campos pequenos, esses tempos podem aumentar consideravelmente caso a equipe que realiza o processo tenha pouca prática. Logo a estimativa de tempo deve incluir a certificação de que as medições foram realizadas corretamente.

Dica:

- Considerando o tema de campos pequenos em questão, a atenção deve ser redobrada na escolha de equipamentos e no levantamento dos dados do feixe.

3. TESTES MECÂNICOS

A discussão sobre campos pequenos, requer que os valores das medições sejam dependentes dos tamanhos de campo, sejam eles medidos com os colimadores primários, com o MLC ou com cones. É recomendado que seja feito um conjunto criterioso de testes mecânicos e calibrações quanto aos parâmetros mecânicos para que estes estejam adequados aos requisitos mínimos vigentes para a modalidade de tratamento denominada de radiocirurgia.

Alguns documentos ICRU 91 (2014), Kim(2018) e Schell, (1995), emitidos por instituições internacionais, apresentam recomendações sobre tratamentos de radiocirurgia e SBRT quanto à precisão do posicionamento de todos os elementos mecânicos para garantir a precisão menor ou igual a 1 mm de quaisquer elementos mecânicos.

Usualmente costuma-se dar muita atenção aos colimadores primários do feixe, nos quais é preciso executar todos os testes mecânicos avaliando a garantia e repetibilidade do posicionamento com uma tolerância menor do que 1mm seja abrindo os colimadores ou fechando. Mas todos os outros elementos de colimação devem ser avaliados com o mesmo rigor.

Independente da unidade de tratamento, seja uma exclusiva ou não para radiocirurgia, nenhum parâmetro pode ser esquecido. Caso cones sejam usados para a colimação do feixe e entrega de dose, o alinhamento de todos os cones a serem comissionados deve ser verificado. Se os tratamentos forem realizados com micro MLC, ou mesmo MLC convencional, estes elementos também devem ser verificados.

Assim como os testes do posicionamento dos colimadores, cones e MLC, é importante realizar o teste de coincidência do campo luminoso com campo de radiação. Primeiramente pode-se realizar apenas na configuração que será realizado o comissionamento, mas é importante realizar um teste Winston-Lutz (Lutz 1988) criterioso, variando todas as posições de mesa, gantry e colimador para uma avaliação geral das possíveis limitações dos parâmetros mecânicos desejados.

Du *et al* (2016) mostra uma análise bastante criteriosa sobre as angulações escolhidas de gantry e colimador, mostrando o impacto expressivo do colimador nos desvios do teste Winston-Lutz. Neste trabalho, o autor mostra que, a partir de uma análise de várias angulações distintas, ele identifica oito angulações como cruciais e suficientes para demonstrar os desvios máximos da unidade de tratamento. Demonstrando o impacto de uma análise criteriosa de várias angulações para conhecer as limitações do acelerador.

Os equipamentos necessários para realizar esse teste podem ser ponteiras ou fantasmas. Há opções mais baratas e simples, como a ponteira Isoball da PTW (Freiburg, Alemanha), a Standard Imaging (Middleton, EUA) possui dois modelos de ponteira, uma mais simples e outra com sistema de correção 3D, ou o QUASAR™ Winston-Lutz Wand Phantom da Modus QA (Ontario, Canadá) são exemplos semelhantes que cumprem a mesma função com a esfera radiopaca para análise do isocentro de radiação.

Quanto aos fantasmas, existem opções mais simples como o fantoma cúbico da Varian (Palo Alto, EUA) que é entregue junto com o acelerador ou modelos mais elaborados como o Iso-Cube™ da CIRS (Norfolk, EUA), o MultiPhan da Sun Nuclear (Melbourne, EUA) ou o MIMI™ Phantom da Standard Imaging (Middleton, EUA) que costumam vir associados a um software para análise das imagens DICOM.

Uma terceira opção é a realização dos testes usando um dispositivo EPID considerando o MLC ou cones para análise do isocentro de radiação. Hao (2020) e Douglass (2021) mostram duas soluções mais atuais com *machine learning* ou com *scripting*, usando conhecimentos específicos de programação do operador para realização.

São apresentados na Tabela 2 um conjunto mínimo de testes a serem feitos antes do comissionamento, para garantir que os elementos mecânicos e dosimétricos estejam de acordo com as tolerâncias adaptadas à especificidade da unidade de tratamento e às modalidades de tratamento a serem realizadas no Serviço.

Nº	Teste	Tolerância
1	Posição dos colimadores para campos simétricos e assimétricos	1 mm
2	Posição de rotação do Gantry, colimador e mesa	1°
3	Translação longitudinal, vertical e lateral da mesa	1 mm
4	Tamanho do isocentro mecânico	1 mm
5	Isocentro de Radiação do Gantry, Colimador e Mesa	1 mm
6	Coincidência do campo luminoso com o campo de radiação	1 mm
7	Alinhamento dos lasers em relação ao isocentro mecânico	1 mm
8	Alinhamento dos cones de tratamento (em diferentes posições de gantry)	1 mm
9	Alinhamento e posicionamento do MLC (ou mMLC)	1 mm

Tabela 2 – Testes Mecânicos mínimos pré-comissionamento.

4. EQUIPAMENTOS

Os equipamentos, obviamente são o primeiro ponto a ser considerado para a coleta de dados embora os fabricantes estejam cada vez mais provendo dados padrões das unidades de tratamento, chamado de *Golden Data*, (padrão-ouro) quando se trata de radiocirurgia e SBRT é fortemente desencorajado o uso desses dados. O ideal para essas modalidades de tratamento é sempre adquirir os dados específicos do feixe seguindo as recomendações mais relevantes atualmente para RS e SBRT que podem ser encontradas em dois documentos da AAPM, TG-106 (Das, 2008) e o TG-120 (Low, 2011).

O primeiro equipamento essencial é o fantoma cúbico motorizado, comumente chamado de fantoma 3D. Existem inúmeros modelos no mercado, dos principais fabricantes, que em princípio garantem o cumprimento das premissas bem estabelecidas no TG-106 (DAS, et al 2008) da AAPM que define o material, dimensões e possibilidade de alinhamento independente do acelerador. A Figura 1 mostra um exemplo com o fantoma BluePhantom² da IBA Dosimetry.

A eletrônica associada ao fantoma e o software que gere os dados coletados usualmente é fornecido com o fantoma e todos possuem versões que promovem ações bem semelhantes. O eletrômetro usualmente deve ter idealmente dois canais pois facilita o uso simultâneo de uma câmara adicional de referência.



Figura 1 – Exemplo de fantoma cúbico 3D de varredura em um acelerador TrilogyTM.

Fonte: Santos (2021).

Dica:

- As medições são relativas à câmara de transmissão do acelerador, logo não há interferência na normalização do sinal.
- Somente no momento de calibração de referência do feixe, ela não pode ser usada. Porém, as calibrações são feitas no campo de referência ou campo específico da unidade de tratamento e estes campos, usualmente, se afastam das situações de campos pequenos, logo isso não se configura um problema.
- O principal elemento nos equipamentos para comissionamento de campos pequenos é a escolha de detectores que são cruciais para o sucesso do levantamento de dados. A recomendação para campos pequenos é usar ao menos dois detectores. Não somente o uso de mais de um detector ajuda a confrontar as medições, mas o posicionamento é crucial para a qualidade dos dados.
- A mudança mais preponderante para a análise dos perfis no momento do comissionamento é o comportamento das penumbras de campo nos campos pequenos. Logo, o profissional precisa ter conhecimento de campos pequenos para comissioná-los.

A câmara de referência mesmo estando colocada fora do eixo central do feixe é usada para identificar e registrar flutuações do feixe no sinal da câmara que mede o feixe. A configuração tradicional consiste em colocar essa câmara de referência no canto dos campos e ela medirá algo suficiente para executar sua função sem interferir na medição principal. Porém, em campos pequenos isso se torna impossível devido às dimensões dos detectores, logo a premissa é que a câmara de referência seja uma câmara de transmissão. A Figura 2 mostra a diferença do uso da câmara de referência com campos grandes e com campos pequenos para exemplificar a importância do uso da câmara de transmissão.

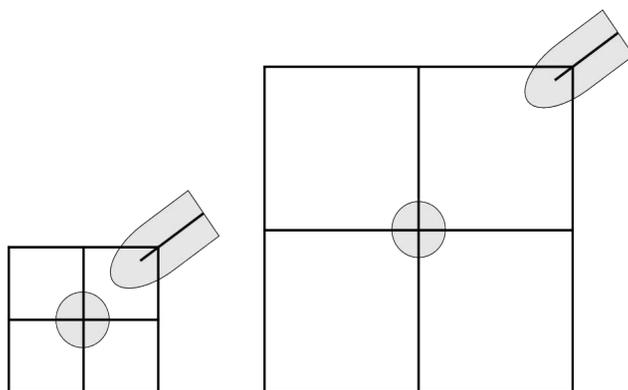


Figura 2 – Diferença da possibilidade de perturbação da câmara de referência sobre a câmara do eixo central em um campo pequeno (à esquerda) e um campo grande (à direita).

Fonte: A autora.

Li *et al* (2004) relatou discrepâncias na ordem de 10% no fator *output* referente ao posicionamento errado do detector, por motivos como esse, tanto o TG-106 (2008) quanto o TRS-483(2017) recomendam o alinhamento do detector pelo perfil do feixe antes das leituras dos fatores *output*. Pappas *et al* (2006) demonstra que essa variação devido à baixa resolução espacial das câmaras de ionização, tem impacto relevante do efeito volume, como demonstrado na Figura 3.

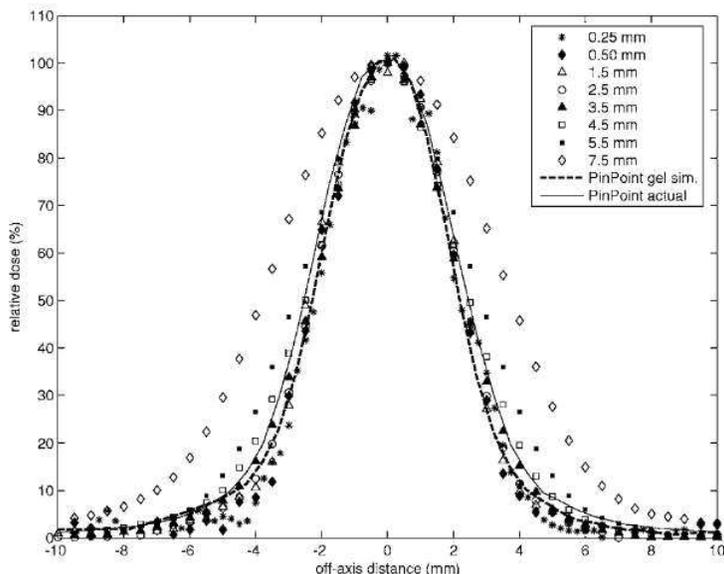


Figura 3 – Um perfil com diâmetro de 5 mm de um feixe de 6 MV que foi medido com dosimetria polimérica em gel com diferentes áreas de integração de sinais, gerando diferentes penumbras e, com isso, tamanhos de perfil diferentes.

Fonte :PAPPAS *et al.* (2006).

5. LEVANTAMENTO DOS DADOS

Considerando a relevância da escolha de equipamentos mínimos, do posicionamento dos mesmos e dos documentos de referência para a realização das tarefas, o passo seguinte é definir a metodologia de trabalho para o levantamento dos dados necessários e o conjunto de equipamentos para campos grandes e campos pequenos.

Uma forma simplificada de diferenciação da metodologia para as medições de campos grandes e pequenos de acordo com alguns pontos essenciais é mostrado na Tabela 1.

Os detectores de referência, como já comentados, são usualmente uma câmara de volume pequeno colocada na borda do campo. Mas nos campos pequenos ela precisa ser de transmissão, para não interferir na leitura da câmara do campo.

Quanto à câmara principal no eixo central, para os campos grandes, as câmaras de ionização de volume pequena já são bem descritas e bem discriminadas, logo não há dúvidas quanto ao seu uso. Porém, nos campos pequenos usa-se pelo menos dois detectores de volume pequeno específicos para tal uso. Os diodos costumam ser a solução mais prática na rotina, mas o diamante, microcâmaras de ionização e os filmes são opções também recomendadas.

Até o presente momento, não existem detectores que funcionem bem para todos os tamanhos de campo e faixas energéticas. A resolução espacial, a relação sinal-ruído, a dependência energética e o número atômico do volume sensível (ou do eletrodo central) são as principais características que definem os usos mais adequados para os detectores. Maiores detalhes são apresentados no Capítulo 6.

As minicâmaras existem nos modelos mais variados, incluindo variações no material do eletrodo central (gerando um impacto na sua dependência energética) podendo vir a subdimensionar as curvas de PDP em grandes profundidades.

As microcâmaras já possuem volumes substancialmente menores, tendo um impacto direto na relação sinal-ruído, logo precisa de atenção redobrada nas escolhas a serem feitas com seu uso para que o alto ruído não distorça os dados a serem medidos.

Os diodos blindados, como seu nome diz, já possuem uma camada de metal que permite a filtração de fótons de baixa energia, reduzindo sua dependência energética, associado ao endurecimento do feixe nos campos pequenos, pode ter uma sobredosagem que destoe dos valores “verdadeiros” do feixe, por isso demanda um pouco mais de análise no uso, incluindo a dependência com a taxa de dose.

Os diodos não blindados, assim como os blindados, possuem ótima resolução espacial e, por isso são também ótima opção para leitura dos perfis de campos pequenos, mas como a dependência energética é maior, não é a escolha mais adequada para campos grandes. Devido a falta da blindagem, pode precisar de uma verificação com a dependência com a taxa de dose para o seu melhor uso.

O diamante, por sua vez, é tido como a opção mais desejada devido ao sinal alto em relação ao ruído, à alta resolução espacial e a baixa dependência energética, porém ele possui uma dependência importante com a taxa de dose. Como é um detector relativamente novo frente aos outros, ainda precisa de mais caracterização e relatos na literatura.

Por sua vez, os filmes radiocrômicos, possuem a melhor resolução espacial para definir a referência dos perfis e tamanhos de campo de campos pequenos. Mas infelizmente é um dos detectores mais difíceis de trabalhar pela necessidade de calibração por lote, caracterização, manejo e por ser um detector “off-line”. Isto é, o operador não consegue identificar, no momento da medição as suas leituras para avaliar a necessidade de repetição ou se os dados estão aceitáveis.

Por fim, como mostrado por Chen (2007), De Oliveira (2007) e Calcina (2007), os detectores de alanina e fricke podem ser importantes ferramentas para dosimetria de campos pequenos. Devido à equivalência à água e às inúmeras possibilidades de geometria de medição, esses detectores possuem um papel relevante dentre os recursos de medição.

Campos Grandes	Diferenças	Campos Pequenos
Câmara de volume pequeno	Detector no campo	PinPoint, Diodos, Diamante
Câmara de volume pequeno	Detector de referência	Câmara de transmissão
Varredura contínua	Modo de varredura	Varredura passo a passo
Uma medição de cada campo	Número de medições	Três medições de cada campo
Tolerância < 1,5 mm	Diferença entre campos dosimétrico e campo nominal	Tolerância < 1,0 mm

Tabela 3 – Esquema simplificado das diferenças quanto ao modo de levantamento dos dados com campos grandes e pequenos.

O levantamento dos perfis de campo, dose na profundidade e razão fantoma- tecido requer atenção redobrada quanto a escolha do detector, pois, como mostrado na Figura 5 e 6, a renormalização das curvas relativas pode carregar para os dados um erro sistemático quanto a largura do perfil ou a superficialização da curva de PDP nas maiores profundidades. O alargamento do perfil é devido ao efeito volume e o aumento do valor medido nas maiores profundidades é devido à divergência do feixe que permite um volume maior do detector ser irradiado, gerando uma curva de PDP diferente da real, podendo levar ao operador a interpretação de um feixe mais energético que o real.

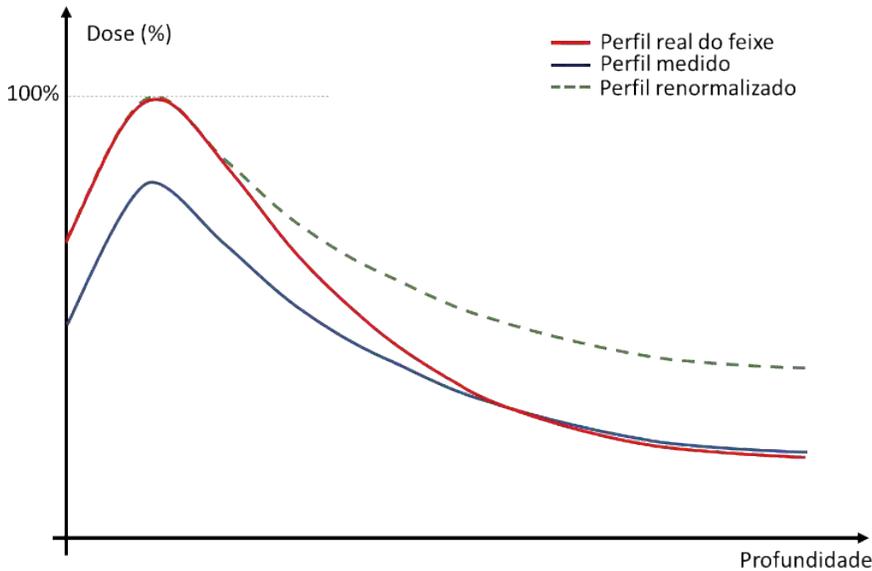


Figura 4 – Representação simplificada do perfil real do feixe, perfil medido por um detector não ideal e a curva normalizada deste detector.

Fonte: Autora.

6. FATOR *OUTPUT*

O fator *output*, pode ser apresentado em forma de tabela, usualmente como indicado para inserção nos Sistemas de Planejamento. Os dados da tabela são normalizados para o campo de referência, para aceleradores convencionais, um campo 10 cm x 10 cm. A configuração de aquisição desses dados é em SAD (distância fonte isocentro) onde o TRS-483 sugere a DFS de 90 cm e a profundidade de 10 cm.

Dicas:

- As medições, por serem relativas, podem ser realizadas com qualquer número de unidades monitoras que o usuário preferir, sendo crucial que esse número seja mantido para todas as leituras realizadas, seja com campos grandes ou campos pequenos.
- Alguns eletrômetros permitem medições integradas no tempo, medições sem necessidade da interrupção do feixe, que pode reduzir o tempo total de trabalho.

Para os campos grandes, o fator *output* é definido apenas como a razão entre a leitura no campo desejado e a leitura no campo de referência. Para os campos pequenos o fator *output* precisa obrigatoriamente dos fatores de correção apresentados no capítulo 6 do TRS-483 (2017), assim como já apresentado por Alfonso (2008) e no Capítulo de campos pequenos.

Exemplo 1: Como calcular o fator output

A explicação teórica pode parecer confusa e para evitar erros importantes, logo vamos exemplificar com um cálculo teórico do fator output para um campo de 1 cm por 1 cm em um acelerador linear convencional com um feixe de 6 MV, colimado com o MLC.

Considerando que foram cumpridos os requisitos descritos, foi usado um diodo sem blindagem modelo 60017 da PTW para as leituras dos campos pequenos e uma câmara de volume pequeno para a leitura de campos grandes (incluindo o campo de referência, 10 cm x 10 cm). O campo intermediário usado foi um campo 5 cm x 5 cm.

Durante o alinhamento do detector, foram medidos os perfis *in-plane* e *cross-plane* deste campo, obtendo 1,08 cm no perfil *in-plane* e 1,03 cm no perfil *cross-plane*. Depois da conferência do centro dos perfis, coincidindo com o centro do referencial de coordenadas com o fantoma, as cinco medições em nano Coulombs foram realizadas.

A partir da equação (8) do capítulo de campos pequenos, pode-se definir que equação do fator output pode ser escrita como:

$$\Omega_{Q_{1x1}, Q_{10x10}}^{1x1, 10x10} = \left[\frac{M_{Q_{1x1}}^{f_{1x1}}}{M_{Q_{5x5}}^{f_{5x5}}} \cdot k_{Q_{1x1}, Q_{5x5}}^{f_{1x1}, f_{5x5}} \right]_{\text{diodo}} \cdot \left[\frac{M_{Q_{5x5}}^{f_{5x5}}}{M_{Q_{10x10}}^{f_{10x10}}} \cdot k_{Q_{5x5}, Q_{10x10}}^{f_{5x5}, f_{10x10}} \right]_{IC} \quad (1)$$

Vamos considerar que o campo de 5 cm² não configura como campo pequeno para a câmara de volume pequeno, isto é, não corresponde a nenhuma das condições de campo pequeno na leitura do fator output com esse detector.

Podemos então concluir que o fator $k_{Q_{5x5}, Q_{10x10}}^{f_{5x5}, f_{10x10}}$ deve ser 1. A equação então pode ser simplificada para:

$$\Omega_{Q_{1x1}, Q_{10x10}}^{1x1, 10x10} = \left[\frac{M_{Q_{1x1}}^{f_{1x1}}}{M_{Q_{5x5}}^{f_{5x5}}} \cdot k_{Q_{1x1}, Q_{5x5}}^{f_{1x1}, f_{5x5}} \right]_{\text{diodo}} \cdot \left[\frac{M_{Q_{5x5}}^{f_{5x5}}}{M_{Q_{10x10}}^{f_{10x10}}} \right]_{IC} \quad (2)$$

O fator $k_{Q_{1x1}, Q_{5x5}}^{f_{1x1}, f_{5x5}}$ referente ao diodo não blindado deve ser consultado no TRS-483(2017). Para um acelerador convencional, com o feixe de 6 MV, a Tabela 26 do mesmo documento contém os fatores de correção necessários de acordo com o campo quadrado equivalente. Por isso, precisamos calcular, de acordo com a equação (6) do capítulo de campos pequenos, o campo equivalente para definir o fator escolhido.

Retomando os valores obtidos de FWHM de 1,08 cm e 1,03 cm, o campo quadrado equivalente será 1,05 cm². Interpolando a linha referente ao detector PTW 60017 na Tabela 26, podemos calcular que o fator k para o campo $S_{clin}=1,05$ cm será 0,993.

Considerando as leituras médias $M_{Q_{1x1}}^{f_{1x1}}$ e $M_{Q_{5x5}}^{f_{5x5}}$ com o diodo foram 67,6 nC e 81,3 nC respectivamente e as leituras $M_{Q_{5x5}}^{f_{5x5}}$ e $M_{Q_{10x10}}^{f_{10x10}}$ na câmara foram 1,62 nC e 1,72 nC respectivamente, podemos calcular o fator output do campo 1 cm², segundo o formalismo do protocolo como:

$$\Omega_{Q_{1x1}, Q_{10x10}}^{1x1, 10x10} = \left[\frac{67,6}{81,3} \cdot 0,993 \right]_{\text{diodo}} \cdot \left[\frac{1,62}{1,72} \right]_{IC} = 0,778 \quad (3)$$

Esses passos devem ser repetidos para todos os tamanhos de campo simétricos e assimétricos medidos. Obviamente, os fatores *output* podem ser interpolados para economizar tempo no processo de tomada de dados, mas para campos pequenos isso é desencorajado, já que a interpolação pode introduzir mais erros no processo. A Figura 5 mostra o esquema simplificado de passos para a construção da tabela de fatores output.

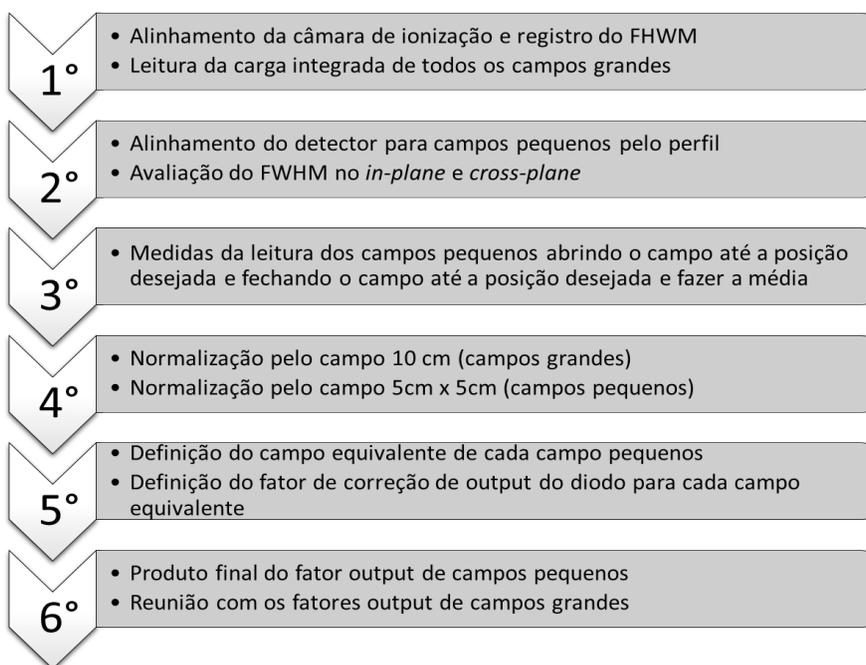


Figura 5 – Esquema de passos a serem executados para a construção da tabela de fatores output com apenas um detector para campos pequenos.

Fonte: Autora.

Na Figura 8, é possível ver as medições de fatores output de campos quadrados com seis diodos diferentes associados a uma mesma câmara CC13.

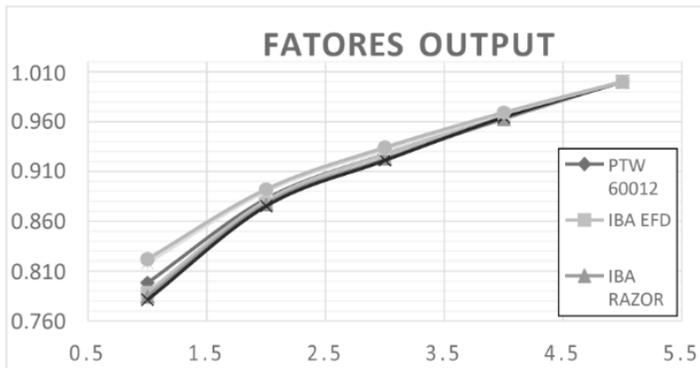


Figura 8 – Comparação gráfica entre fatores output de seis diodos diferentes

Fonte: Santos (2021).

Com esses dados fica claro que, mesmo utilizando a mesma configuração de medição, no mesmo fantoma e com os mesmos operadores, pode haver diferenças entre os fatores obtidos. Isso ocorre devido à razão do *stopping power* entre as doses de campo grande e campo pequeno onde se espera valores constantes, mas o trabalho de Sanchez-Doblado (2003) mostra que isso não se reproduz para campos pequenos, por isso a necessidade dos fatores de correção. Mas pode haver diferença entre o impacto desses fatores, levando a necessidade de mais trabalhos sobre o tema.

Apesar da sugestão mínima apresentada, existem muitas maneiras de construir a tabela de fatores output caso se tenha mais detectores para campos pequenos à sua disposição. Não há uma informação clara na literatura quanto a construção ideal da tabela de fatores output.

A Figura 9 apresenta uma solução local descrita por Neves (2017) mostrando que a proposta final foi de acordo com as respostas dos vários detectores disponíveis no serviço.

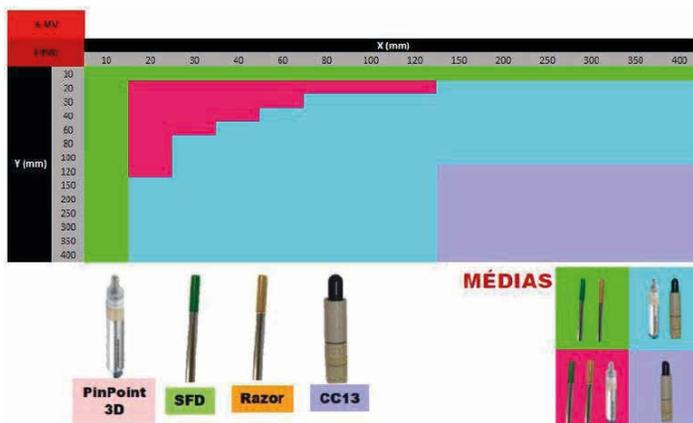


Figura 9 – Exemplo de elaboração de uma tabela de fatores output após a medição com os quatro detectores apresentados na imagem utilizando o formalismo do TRS-483.

Legenda: Os detectores apresentados são: PinPoint 3D (PTW), diodo SFD (IBA), diodo Razor (IBA) e Câmara CC13 (IBA).

Fonte: Imagem cedida pelo físico Wellington F. Pimenta Neves Jr. (Neves, 2017)

(a) Validação dos dados

Após as medições, tratamento dos dados, alimentação do Sistema de Planejamento e verificação do sistema de planejamento, deve acontecer a validação dos dados coletados. Esse processo, quando denominado validação *end-to-end*, usualmente refere-se ao processo de comparação de medições de acordo com simulações executadas no sistema de planejamento com os dados coletados do feixe.

Para a validação do Sistema de Planejamento, existem três documentos principais comumente usados, que são: TECDOC n.1583(IAEA, 2008), o TG 53(AAPM, 1998) e o Booklet n.7 (ESTRO, 2004). Esses documentos definem, em graus de complexidade de material e de planejamento, as tolerâncias para as discrepâncias entre as medições de dose calculada pelo sistema de planejamento e medições em igual configuração.

Para campos pequenos, existem alguns fantasmas no mercado tanto para validação de radiocirurgia quanto para validação de SBRT, com fantasmas que simulam algumas regiões principais do corpo humano comumente tratados. Mas também pode ser manufaturadas soluções *in loco*, contanto que estas permitam o uso dos detectores de forma reprodutível quanto ao posicionamento e que não geram artefatos na imagem de tomografia e/ou ressonância no momento de simulação virtual.

Quanto ao avanço de complexidade dos planos de tratamento, nada difere do convencional já executado para campos grandes. Entretanto, com campos pequenos deve-se ter uma atenção redobrada com a escolha do detector frente ao tamanho de campo para que a medição não seja subdimensionada, diante do efeito volume.

Exemplo 2: Validação “end-to-end “ do Comissionamento do Sistema de Planejamento e escolha dos detectores

Um exemplo de problemas que podem acontecer durante a validação com campos pequenos em um plano de radiocirurgia para validação foi mostrado por Santos (2021). Ao realizar a medição em um fantoma de placas de águas sólidas e uma câmara Farmer em um campo de 3 cm por 3 cm, foi adotada a diferença percentual máxima de 1,5% para as medições em fantoma homogêneo.

Todos os campos maiores que 3 cm tiveram diferença percentual entre o TPS e a medição menores que 1,0%, entretanto no campo em questão foi medido 155,53 cGy de dose absorvida enquanto o sistema de planejamento calculou 157,90 cGy de dose média no volume interno do detector.

Considerando a diferença percentual com a seguinte equação:

$$\text{Diferença (\%)} = \frac{(\text{Dose}_{\text{TPS}} - \text{Dose}_{\text{med}}) \cdot 100}{\text{Dose}_{\text{med}}} \quad (4)$$

A diferença percentual encontrada é 1,52%, acima da tolerância definida. Para investigar as condições da irradiação deste campo, lembrando das condições de campos pequenos a partir do alcance de partículas carregadas, considera-se que: o $TPR_{20,10}(10) = 0,660$ para o feixe, logo o alcance eletrônico lateral será $r_{LCPE} = 1,14$ cm.

Lembrando que o tamanho de campo mínimo para este detector deve ser $FHWM \geq 2r_{LCPE} + d$ e a câmara Farmer tem 0,61 cm de diâmetro e 2,30 cm de comprimento, o FHWM calculado é 2,89 cm e 4,58 cm, respectivamente. Sendo o campo usado (3,0 cm) menor do que o campo mínimo (4,58 cm) para este detector, nesta qualidade, fica inapropriado considerar este campo no conjunto de dados de validação (Figura 10).

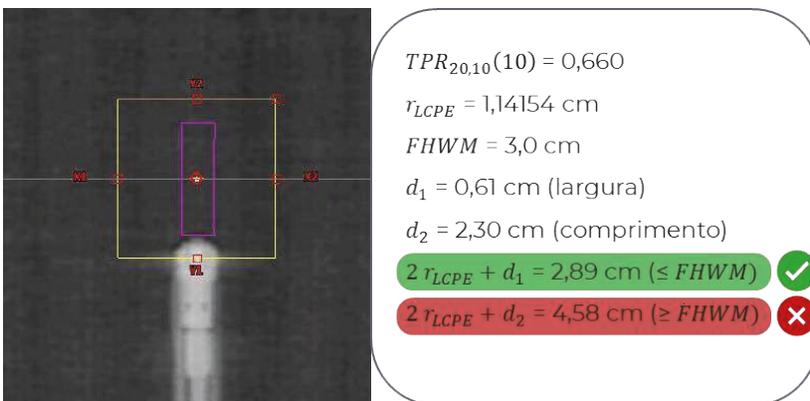


Figura 10 – Caso teste para validação de uma medição com câmara tipo Farmer.

Fonte: Santos (2021).

Logo, o único elemento limitador da validação quanto à escolha do detector (ou oportunidade que o operador disponha) é respeitar a condição de tamanho mínimo de campo para o detector, como descrito no exemplo acima.

No caso da disponibilidade apenas de dimensões não ideais para campos pequenos, é interessante considerar o filme radiocrômicos para fazer uma análise 2D com o índice gama. Novamente, recai nas mesmas questões discutidas quanto às vantagens e desvantagens de uso de cada detector, mas o filme segue sendo um importante aliado da rotina do físico quando a dificuldade é a resolução espacial. A física de campos pequenos pode ser complexa, portanto, revisar a literatura e conferir os dados nunca é um excesso.

Dica:

- As legendas “msr” e “ref” nunca devem ser confundidos em máquinas que
- Não são capazes de gerar um campo 10 cm por 10 cm.
- Antes da escolha do fator k de correção da leitura do detector usado nos campos pequenos, deve-se conferir a qualidade do feixe utilizada.
- Deve-se ter atenção redobrada com o impacto das perturbações nos detectores para a medição dos fatores output, mesmo em medições relativas. Logo o usuário deve conhecer a caracterização do detector.
- O ideal é sempre ter diferentes detectores para medir os campos pequenos e comparar estas medições, se possível, também confrontar com a literatura mais recente.
- Na validação do TPS, sempre deve-se observar se o detector usado não está em condições de campo pequeno, que pode ser uma fonte relevante de erros.

7. KEY POINTS

1. O tamanho do detector versus tamanho do campo
2. Definição de testes de aceite, comissionamento e validação
3. Definição de campos grandes e pequenos
4. Relação sinal ruído com o volume sensível do detector
5. Volume do detector ideal para as medições de campos pequenos
6. Tipo de detector recomendado para campos pequenos
7. Papel do segundo detector nas medições e quando usar uma câmara de transmissão
8. Resolução versus sensibilidade dos detectores
9. Efeito da oclusão da fonte, tamanho do detector e relação com a perda de equilíbrio eletrônico lateral.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Departamento de Física Médica do Hospital Sírio Libanês, em especial ao Wellington Pimenta, pela concessão de uso da imagem de construção de tabela de fator output.

REFERÊNCIAS

ALFONSO, R., ANDREO, P., CAPOTE, R., *et al.* “A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields”, *Medical Physics*, v. 35, n. 11, p. 5179–5186, 28 out. 2008.

CALCINA, C. S. G., DE OLIVEIRA, L. N., de ALMEIDA, C. E., *et al.* “Dosimetric parameters for small field sizes using Fricke xylene gel, thermoluminescent and film dosimeters, and an ionization chamber”, *Physics in Medicine and Biology*, v. 52, n. 5, p. 1431–1439, 2007.

CHEN, F. A., CALCINA, C. S. G., DE ALMEIDA, A., *et al.* Relative output factor and beam profile measurements of small radiation fields with an L-alanine/K-Band EPR minidosimeter. *Medical Physics*. [S.l.: s.n.], 2007

CHEN, F., GUZMÁN CALCINA, C. S., DE ALMEIDA, A., *et al.* “Small radiation field dosimetry with 2-methylalanine miniature dosimeters at K-band electron paramagnetic resonance”, *Radiation Measurements*, v. 42, n. 6–7, p. 1213–1216, 2007.

DAS, I. J., CHENG, C. W., WATTS, R. J., *et al.* “Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM”, *Medical Physics*, v. 35, n. 9, p. 4186–4215, 2008.

DE OLIVEIRA, L. N., CALCINA, C. S. G., PARADA, M. A., *et al.* “Ferrous Xylene Gel measurements for 6 and 10 MV photons in small field sizes”, *Brazilian Journal of Physics*, v. 37, n. 3 B, p. 1141–1146, 2007.

DOUGLASS, M. J. J., KEAL, J. A. “DeepWL: Robust EPID based Winston-Lutz analysis using deep learning, synthetic image generation and optical path-tracing”, *Physica Medica*, v. 89, n. August, p. 306–316, 2021.

DU, W., JOHNSON, J. L., JIANG, W., *et al.* “On the selection of gantry and collimator angles for isocenter localization using Winston-Lutz tests”, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 17, n. 1, p. 167–178, 2016.

FRAASS, B., DOPPKE, K., HUNT, M., *et al.* “American association of physicists in medicine radiation therapy committee task group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning”, *Medical Physics*, v. 25, n. 10, p. 1773–1829, 1998.

HAO, Y., SCHMIDT, M. C., WU, Y., *et al.* Portal dosimetry scripting application programming interface (PDSAP) for Winston-Lutz test employing ceramic balls. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. v. 21, n. 11, 2020

IAEA. TRS#398. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: based on Standards of Absorbed Dose to Water. Vienna, [s.n.], 2000. Disponível em: http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/documents/CoP_V12_2006-06-05.pdf.

IAEA. TRS# 483,=. Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy: an IAEA-AAPM International Code of Practice for reference and relative dose determination.Vienna, 2017.Disponível em: <https://www.iaea.org/publications/11075/dosimetry-of-small-static-fields-used-in-external-beam-radiotherapy>.

IAEA TRS#583. Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: testing for Typical external Beam Treatment Techniques. Coordinated Research Project on Development of Procedures for Quality Assurance of Dosimetry Calculations in Radiotherapy. Viena, Austria, [s.n.],2008.

INTERNATIONAL COMISSION OF RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. "Report 91: Prescribing, Recording, and Reporting of Stereotactic Treatments with Small Photon Beams", Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements, v. 14, n. 2, p. 1–161, 2014.

KIM, J., SHIN, D. O., CHOI, S. H., *et al.* "Guideline on Acceptance Test and Commissioning of High-Precision External Radiation Therapy Equipment", Progress in Medical Physics, v. 29, n. 4, p.123, 2018.

LEKSELL, L. "Stereotactic radiosurgery.", Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry, v. 46,n. 9, p. 797–803, 1 set. 1983.

LI, S., RASHID, A., HE, S., *et al.* "A new approach in dose measurement and error analysis for narrow photon beams (beamlets) shaped by different multileaf collimators using a small detector",Medical Physics, v. 31, n. 7, p. 2020–2032, 2004.

LOW, D. A., MORAN, J. M., DEMPSEY, J. F., *et al.* "Dosimetry tools and techniques for IMRT",Medical Physics, v. 38, n. 3, p. 1313–1338, 16 fev. 2011.

LUTZ, W., WINSTON, K. R., MALEKI, N. "A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator", International Journal of Radiation Oncology*Biolog*Physics, v. 14, n. 2, p. 373–381,fev. 1988.

NEVES, W. F. P. "Comissionamento e Modelagem de TPS para IMRT". 2017. Programa Nacionalde Formação em Radioterapia – Curso de Atualização para Físicos Médicos. Rio de Janeiro, Brasil, Fundação do Câncer, 2017. p. 85.

PAPPAS, E., MARIS, T. G., PAPADAKIS, A., *et al.* "Experimental determination of the effect of detector size on profile measurements in narrow photon beams", Medical Physics, v. 33, n. 10, p.3700–3710, 2006.

SÁNCHEZ-DOBLADO, F., ANDREO, P., CAPOTE, R., *et al.* "Ionization chamber dosimetry ofsmall photon fields: A Monte Carlo study on stopping-power ratios for radiosurgery and IMRT beams", Physics in Medicine and Biology, v. 48, n. 14, p. 2081–2099, 2003.

SANTOS, M. R. Comissionamento e Validação do feixe de alta taxa de dose no acelerador Trilogy no Serviço de Radioterapia do INCA para tratamentos hipofracionados com correção de heterogeneidade. 2021. 106 f. Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 2021.

SCHELL, M. C., BOVA, F. J., LARSON, D. a, *et al.* Stereotactic Radiosurgery. . [S.l: s.n.], 1995.