

Radioterapia

Parâmetros e Cálculos De Unidades Monitoras

Dalila Mendonça

1. Parâmetros de Cálculo de Dose

A dose em um ponto no meio é composta por duas componentes: *Componente Primária e componente de espalhamento*. A componente de dose primária é devido ao feixe primário, ou seja, aos fótons originais produzidos, enquanto que a componente de dose espalhada é devido aos fótons do feixe primário que foram espalhados após interagir e transferir energia para a partícula carregada do meio.

A dose espalhada pode ser subdividida em outras duas componentes, uma vez que essas componentes podem variar independente uma da outra: *Componente devido ao espalhamento no colimador e componente devido ao espalhamento no phantom*; Por exemplo, bloquear uma parte do campo não fará com que tenha uma mudança significativa na fluência de energia dos fótons que saem pela parte aberta do campo, porém irá mudar significativamente (reduzir) o espalhamento no meio dependendo da extensão da região bloqueada.

Uma forma de determinar as componentes devido ao espalhamento é considerando que o espalhamento pelo colimador é parte do feixe primário, permitindo que o espalhamento no phantom seja calculado separadamente. Deste modo, a dose primária efetiva é a dose devido ao feixe primário e ao feixe espalhado pelo colimador, e, portanto, a dose primária efetiva no phantom é a dose total menos a dose espalhada no phantom. Alternativamente, a dose primária efetiva pode ser definida como a dose esperada em um campo quando o volume de espalhamento é reduzido à zero enquanto a abertura do colimador se mantém constante, ou seja, é a dose para o determinado tamanho de campo onde nenhum fótons espalhado alcance esse ponto.

Uma vez que ocorre a perda de equilíbrio lateral em campos muito estreitos (campos 0×0), a medida direta do feixe primário é praticamente impossível. Uma possibilidade seria através de sistemas que simulam o transporte de elétrons no cálculo das componentes primária e espalhada, porém ainda não estão totalmente desenvolvidos e implementados para a rotina.

Portanto, supõe-se que exista um campo 0×0 de modo que haja equilíbrio lateral em todos os pontos. Esse campo é obtido através da extrapolação da curva da dose na profundidade em função do tamanho de campo. Normalmente utiliza-se o menor campo possível, porém grande o suficiente para fornecer o equilíbrio eletrônico lateral (normalmente os campos $3 \text{ cm} \times 3 \text{ cm}$ ou $4 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$) e então a curva é extrapolada para o campo $0 \text{ cm} \times 0 \text{ cm}$.

2. Fator de Espalhamento do Colimador (Razão do Output no Ar)

O output do feixe (taxa de exposição, taxa de dose no ar ou taxa de fluência de energia) medido no ar depende do tamanho de campo. A medida que o tamanho de campo aumenta, o output aumenta devido ao aumento do espalhamento no colimador que é adicionado ao feixe primário.

O *fator de espalhamento do colimador (S_c)* é definido como a razão entre o output no ar para um dado tamanho de campo e o output no ar para o campo de referência, normalmente definido como o campo $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$. O S_c pode ser medido com uma câmara de ionização com uma capa de buildup larga o suficiente para fornecer o buildup de dose máximo para a energia do feixe em questão.

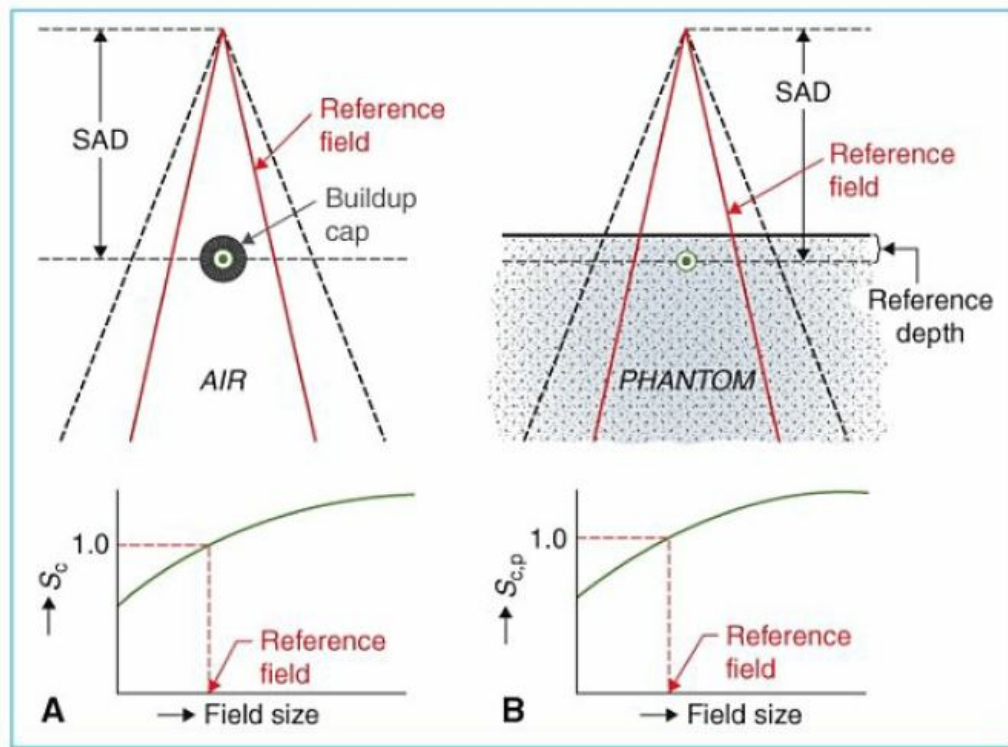


Figura 1: Setup para obtenção do S_c e $S_{c,p}$

A Fig. 1(A) mostra o setup de medidas para obter o fator S_c ; As medidas feitas com a câmara de ionização são plotadas em função do tamanho de campo (ou através do lado do quadrado equivalente ou através da razão A/P) e então os valores são normalizados pela medida do campo de referência 10 cm × 10 cm.

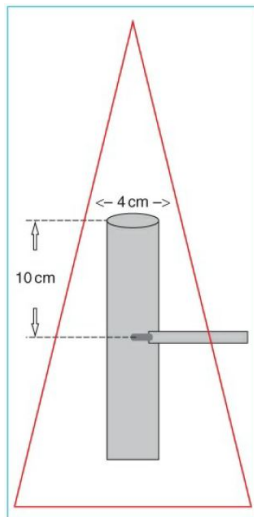


Figura 2: Miniphantom para medida do S_c

Na medida do S_c , o campo deve cobrir completamente a capa de buildup de modo que a capa não fique sob regiões de penumbra (bordas dos campos) em todos os tamanhos de campos caso as medidas tenham que refletir a fluência relativa de energia dos fótons. É necessário uma margem entre a borda do campo e a capa de buildup de no mínimo 1 cm.

A capa de buildup necessária para feixes de megavoltagem é muito larga de modo que seja impraticável a medida do S_c . Para estes casos, foi proposto a utilização de um miniphantom, apresentado na Fig. 2, que se trata de um phantom coaxial cilíndrico estreito (4 cm de diâmetro) com uma profundidade para medição além de d_{max} de 10 cm, sendo o suficiente para evitar a contaminação de elétrons presente no feixe primário.

Normalmente os fatores S_c para os campos são medidos com a câmara de ionização posicionada na SAD. Porém, para campos pequenos, pode-se realizar as medidas de output (tanto para o campo em análise como para o campo de referência) em distâncias maiores que a SAD de modo que o menor campo cubra o limite da capa de buildup ou o miniphantom com uma margem adequada, porém o tamanho de campo segue sendo definido na SAD (e não na projeção na distância além da SAD).

3. Fator de Espalhamento no Phantom

O *fator de espalhamento no phantom* S_p considera as mudanças na radiação espalhada na profundidade de referência devido ao espalhamento originado no phantom a medida que o tamanho de campo é alterado. O fator S_p pode ser definido como a razão entre a taxa de dose (ou dose por MU) para um dado tamanho de campo

(aberto pelos colimadores secundários) na profundidade de referência e a taxa de dose no mesmo ponto para um tamanho de campo de referência 10 cm × 10 cm (campo colimado pelos colimadores terciários como MLC, blocos de cerrobend, etc. . .) mantendo a mesma abertura de colimador (ou seja, a mesma fluência de energia incidente). Portanto, o fator S_p está relacionado à mudanças de volume de phantom irradiado para uma abertura fixa de colimador, ou seja, ao abrir um campo com os jaws, um determinado volume será irradiado, e mantendo essa abertura dos jaws, um campo colimado de referência irá irradiar um volume diferente. Portanto, o S_p pode ser determinado utilizando o maior tamanho de campo possível e utilizar vários phantoms com diferentes tamanhos de seção transversal.

Para feixes de fótons com energia até o ^{60}Co onde o BSF pode ser determinado precisamente, o S_p na profundidade de dose máxima pode ser definido simplesmente pela razão do BSF para um dado tamanho de campo e o BSF para o campo de referência, ou seja:

$$S_p(r) = \frac{BSF(r)}{BSF(r_0)} \quad (\text{Eq. 1})$$

onde:

- r é o lado do campo quadrado equivalente; e
- r_0 é o lado do campo de referência.

Uma forma de obter o S_p para qualquer energia é determinando o S_p indiretamente através da equação:

$$S_p(r) = \frac{S_{c,p}(r)}{S_c(r)} \quad (\text{Eq. 2})$$

onde:

- $S_{c,p}(r)$ é o fator de espalhamento total definido como a taxa de dose (ou dose por MU) na profundidade de referência para um dado tamanho de campo r dividida pela taxa de dose no mesmo ponto e profundidade para o campo de referência (Fig. 1 (B)).

Desse modo, o fator $S_{c,p}$ contém tanto o fator de espalhamento do colimador quanto o fator de espalhamento no phantom.

4. Razão Tecido-Phantom e Razão Tecido-Máximo

A TPR é definida como a razão entre a taxa de dose em uma dada profundidade no phantom e a taxa de dose na mesma distância fonte ao ponto (SPD) mas na profundidade de referência. A Fig. 3 ilustra o setup de como a TPR é obtida. A quantidade correspondente para os cálculos de dose espalhada é chamada de Razão Espalhamento-phantom (SPR).

A TRP pode ser normalizada em qualquer profundidade de referência (como a utilizada na dosimetria, definida a 10 cm), porém para fins de simplicidade e convenções a profundidade de referência costuma ser definida na profundidade de dose máxima d_{max} ; Neste caso, a TPR se torna a TMR, ou seja, a TMR é um caso especial da TPR, de modo que é definida como a razão entre a taxa de dose para um dado ponto no phantom e a dose na mesma distância do ponto à fonte, definido na profundidade de dose máxima (Fig. 3).

A profundidade de dose máxima em feixes de megavoltagem varia com o tamanho de campo e com a SSD devido ao aumento da contaminação do feixe primário com elétrons que incidem na superfície do phantom/paciente. Portanto, para os cálculos serem independentes da contaminação com elétrons, a profundidade de referência utilizada para a normalização não pode ser definida na região de buildup, ou seja, a profundidade de referência deve ser maior que o alcance dos elétrons.

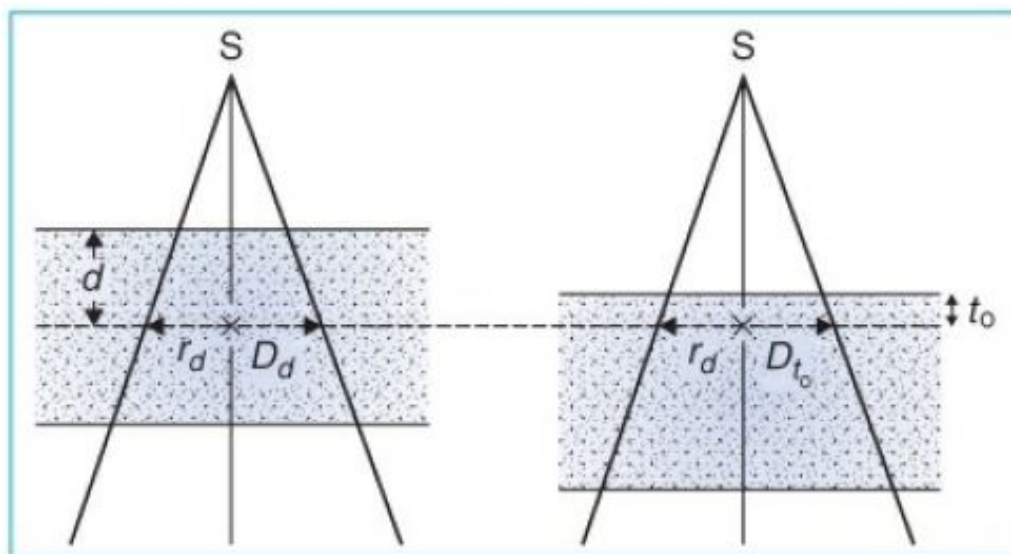


Figura 3: Definição de TPR e TMR

Quanto maior o tamanho de campo e quanto menor a SSD, maior será a contaminação com elétrons; E portanto, d_{max} tende a diminuir (se aproximar da superfície) a medida que o tamanho de campo aumenta e d_{max} tende a aumentar (se afastar da superfície) a medida que a SSD aumenta. Portanto se d_{max} for escolhida para ser a profundidade de referência, então d_{max} deve ser definida para o menor tamanho de campo possível que ainda garanta equilíbrio eletrônico lateral (3 cm \times 3 cm) e para a maior SSD possível (100 cm ou maior) para obter d_{max} em uma configuração que minimiza os efeitos da contaminação com elétrons na determinação da profundidade de dose máxima. Outra forma de se obter d_{max} é plotando uma curva da $\%DD \times (SSD + d)^2$ em função da profundidade d para encontrar d_{max} . Esta relação elimina a dependência de d_{max} com a SSD de modo que d_{max} pode ser obtido plotando d_{max} em função do tamanho de campo (diminuindo o tamanho de campo até o campo 3 cm \times 3 cm) e então extrapolando para o campo 0 cm \times 0 cm.

A profundidade de referência d_{max} deve se manter a mesma para todos os tamanhos de campo e todas as quantidades dosimétricas relevantes como a PDP, TMR, Sp e o fator de calibração do acelerador devem ser normalizados na profundidade d_{max} .

★ Observação ★

Deve-se atentar à profundidade de referência d_0 utilizada na definição dos fatores. Por exemplo, se os cálculos de dose forem baseados na TPR e na determinação da TPR for escolhido $d_0 = 10$ cm, todos os outros parâmetros dosimétricos relevantes, incluindo o fator de calibração do acelerador, deverão ser normalizados na mesma profundidade $d_0 = 10$ cm;

O TG-71 consiste em um protocolo para cálculo de MU, e estabelece que qualquer profundidade de referência para normalização será aceitável desde que esta profundidade seja invariante com o tamanho de campo e seja $\geq d_{max}$. Para evitar erros nas conversões, o TG-71 recomenda escolher uma profundidade de normalização fixa na profundidade de 10 cm para efetuar os cálculos de dose de todas as energias de fótons.

4.1 Relação entre a PDP e a TMR

Para os valores de TMR, assume-se que a fração da contribuição de espalhamento para a dose na profundidade em um determinado ponto é independente da divergência do feixe, dependendo apenas da profundidade do ponto (com respeito à superfície) e o tamanho de campo projetado nessa profundidade. A Fig. 4 mostra o comportamento de uma curva TMR com a profundidade para diferentes tamanhos de campos para um feixe de 10 MV.

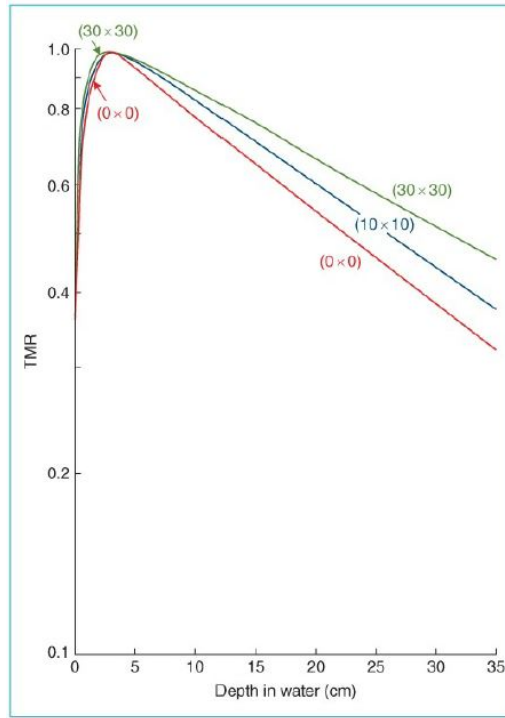


Figura 4: TMR em função da profundidade para diferentes tamanhos de campo com um feixe de 10 MV

A extrapolação para o campo 0 x 0 mostra uma queda mais acentuada com a profundidade quando comparado com os demais tamanhos de campo; Isto se deve unicamente devido a atenuação do feixe primário, que pode ser aproximadamente dado por:

$$TMR(d, 0) = e^{-\mu_{eff}(d-d_{max})} \quad (\text{Eq. 3})$$

onde:

- μ_{eff} é o coeficiente de atenuação efetivo; O μ_{eff} pode ser determinado a partir dos dados da TMR plotando μ_{eff} como função do tamanho de campo e extrapolando para o campo 0 x 0.

A TMR e a PDP estão relacionadas a partir da seguinte equação:

$$TMR(d, r_d) = \left(\frac{P(d, r, f)}{100} \right) \left(\frac{f + d}{f + d_{max}} \right)^2 \left(\frac{S_p(r_{d_{max}})}{S_p(r_d)} \right) \quad (\text{Eq. 4})$$

onde:

- P é a PDP na profundidade de interesse; A PDP é normalizada em d_{max} de modo que a $PDP(d_{max}, r, f) = 100$ para todos os tamanhos de campo e para todas as SSDs;
- d é a profundidade onde deseja-se avaliar a dose;
- d_{max} é a profundidade de referência estabelecida em d_{max} ;
- r é o tamanho de campo na superfície;
- f é a SSD;
- $r_d = r \left(\frac{f+d}{f} \right)$

$$\square r_{d_{max}} = r \left(\frac{f+d_{max}}{f} \right)$$

Portanto, embora a TMR possa ser medida diretamente, ela também pode ser determinada a partir da PDP através da Eq. 4. Para determinar a TMR do ^{60}Co , pode-se utilizar a Eq. 2 e a Eq. 4. Além disso, é possível obter a TMR a partir dos dados da TAR para os casos fornecido para os casos como o ^{60}Co onde a TAR é precisamente definida e conhecida, através da relação:

$$TMR(d, r_d) = \left(\frac{TAR(d, r_d)}{TAR(d_{max}, r_d)} \right) = \frac{TAR(d, r_d)}{BSF(r_d)} \quad (\text{Eq. 5})$$

4.2 Relação Entre a TPR e a PDP

A Eq. 4 pode ser generalizada para a TPR em uma profundidade de referência (por exemplo 10 cm):

$$TPR(d, r_d) = \left(\frac{P_N(d, r, f)}{100} \right) \left(\frac{f+d}{f+d_0} \right)^2 \left(\frac{S_p(r_{d_0})}{S_p(r_d)} \right) \quad (\text{Eq. 6})$$

onde:

- d_0 é a profundidade de referência;
- P_N é a PDP normalizada na profundidade de referência que pode ser obtida através da PDP regular através da equação:

$$P_N(d, r, f) = \frac{P(d, r, f)}{P(d_0, r, f)}$$

$$\square r_{d_0} = r \left(\frac{f+d_0}{f} \right)$$

4.3 SPR e SMR

A SPR e a SMR são grandezas definidas especialmente para os cálculos da dose espalha no meio, De modo que a SPR e a SMR estão relacionadas com a TPR e a TMR da mesma forma que a SAR está relacionada com a TAR. Matematicamente, essas quantidades são definidas como:

$$SMR(d, r_d) = TMR(d, r_d) \left(\frac{S_p(r_d)}{S_p(0)} \right) - TMR(d, 0) \quad (\text{Eq. 7})$$

e,

$$SPR(d, r_d) = TPR(d, r_d) \left(\frac{S_p(r_d)}{S_p(0)} \right) - TPR(d, 0) \quad (\text{Eq. 8})$$

A partir das Eq. 1, Eq. 5 e Eq. 7 pode-se mostrar que os valores de SMR para um feixe de ^{60}Co são aproximadamente os mesmos valores para a SAR. No entanto, para altas energias, os valores de SMR podem ser determinados a partir da TMR através da Eq. 7.

Como a TMR é normalizada na profundidade de dose máxima, por definição, se modo que seu valor em d_{max} é igual a 1, ou seja $TMR(d_{max}, r_{d_{max}}) = 1$ podemos simplificar a Eq. 7 de modo que:

Fazendo $\Rightarrow d = d_0 = d_{max}$, temos:

$$SMR(d_{max}, r_{d_{max}}) = TMR(d_{max}, r_{d_{max}}) \left(\frac{S_p(r_d)}{S_p(0)} \right) - TMR(d_{max}, 0)$$

$$SMR(d_{max}, r_{d_{max}}) = \left(\frac{S_p(r_{d_{max}})}{S_p(0)} \right) - 1 \quad (\text{Eq. 9})$$

Semelhantemente para a TPR, que é normalizada na profundidade de referência assumindo o valor de uma unidade nessa profundidade, ou seja $TPR(d_0, r_{d_0}) = 1$, temos então:

$$SPR(d_0, r_{d_0}) = \left(\frac{S_p(r_{d_0})}{S_p(0)} \right) - 1 \quad (\text{Eq. 10})$$

5. Formalismo Para o Cálculo de MU

O formalismo para cálculo do número de MU irá depender da técnica utilizada no setup de planejamento, onde algumas instituições optam exclusivamente pela técnica isocêntrica (SAD), enquanto outros utilizam técnicas da SAD e SSD.

5.1 Equações Para o Cálculo de MU

Técnica Isocêntrica

$$MU = \frac{D}{D_{cal} \cdot S_c(r_c) \cdot S_p(r_d) \cdot TPR(d, r_d) \cdot WF(d, r_d, x) \cdot TF \cdot OAR(d, x) \left(\frac{SCD}{SPD} \right)^2} \quad (\text{Eq. 11})$$

Ou,

$$MU = \frac{D}{D_{cal} \cdot S_c(r_c) \cdot S_p(r_d) \cdot TPR(d, r_d) \cdot WF(d, r_d, x) \cdot TF \cdot OAR(d, x) \left(\frac{SCD}{SPD} \right)^2} \quad (\text{Eq. 12})$$

Técnica Não Isocêntrica

$$MU = \frac{D}{D_{cal} \cdot S_c(r_c) \cdot S_p(r) \cdot \frac{PDP(d, r, f)}{100} \cdot WF(d, r_d, x) \cdot TF \cdot OAR(d, x) \left(\frac{SCD}{f + d_{max}} \right)^2} \quad (\text{Eq. 13})$$

Ou,

$$MU = \frac{D}{D_{cal} \cdot S_c(r_c) \cdot S_p(r) \cdot \frac{PDP_N(d, r, f)}{100} \cdot WF(d, r_d, x) \cdot TF \cdot OAR(d, x) \left(\frac{SCD}{f + d_0} \right)^2} \quad (\text{Eq. 14})$$

onde:

- r_c é o tamanho de campo definido pelo colimador;
- r_d é o tamanho de campo projetado na profundidade d ;
- r é o tamanho de campo na superfície;
- x é a distância off-axis (distância radial do ponto de análise ao eixo)
- f é a SSD;
- D é a dose a ser entregue no ponto de interesse;
- D_{cal} é o fator de calibração dado em dose por MU na profundidade de referência (d_{ref}) sob as condições de referência;

- $S_c(r_c)$ é o fator de espalhamento do colimador definido para um tamanho de campo de colimador r_c
- $S_p(r)$ é o fator de espalhamento do phantom na d_{ref} para um tamanho de campo r na superfície;
- $S_p(r_d)$ é o fator de espalhamento do phantom na d_{ref} para um tamanho de campo r_d na profundidade d ;
- $PDP(d, r, f)$ é a PDP na profundidade d quando d_{ref} é determinado em d_{max} ;
- $PDP_N(d, r, f)$ é a PDP na profundidade d normalizada para uma profundidade de referência d_0 diferente de d_{max} ;
- $WF(d, r_d, x)$ é o fator filtro na profundidade d para um tamanho de campo na profundidade r_d e em uma distância off-axis x ;
- $OAR(d, x)$ é o fator off-axis na profundidade d em uma distância x do eixo central.
- TF é o fator bandeja;
- SCD é a distância da fonte até ao ponto de calibração onde foi especificado D_{cal} ;
- SPD é a distância da fonte até ao ponto de interesse, onde deseja-se entregar a dose;
- d_0 é a profundidade de referência para a TPR e a PDP_N ;
- d_{max} é a profundidade de dose máxima utilizada para a PDP e a TMR ;

Nas equações para o cálculo das MUs, assume-se que:

- ★ O fator de calibração por MU D_{cal} é determinado para a distância do ponto de calibração à fonte, para o tamanho de campo de referência, na profundidade de referência.
- ★ A d_{ref} tanto para a determinação de D_{cal} tanto para o S_p deve ser a mesma que a d_{ref} definida para a quantidade dosimétrica com o qual esses fatores serão utilizados juntamente para a determinação das MUs.
- ★ O Fator bandeja (TF) é um fator de transmissão para a bandeja utilizada para fixar os blocos dentre outros acessórios, independente do tamanho de campo e da profundidade de interesse;
- ★ A IDQ é válida para a mudança na fluência da energia do fóton no ar em função da distância da fonte.

★ Observação ★

Embora exista um fator no cálculo da MU relacionado ao Inverso do quadrado da distância, tanto para a técnica isocêntrica quanto para técnica não isocêntrica, este fator é inserido para corrigir o fator de calibração nos casos em que a profundidade de referência utilizada para determinar o fator é diferente daquela utilizada nos demais parâmetros. Essa alteração se baseia apenas no IQD devido o fator de calibração ser definido em d_{max} e como citado anteriormente, a fluência de energia no ar varia de acordo com a IQD. Outros parâmetros, no entanto, podem não ter uma correção apenas devido à IDQ, devido ao fator ser determinado para uma profundidade no tecido de forma que somente a IQD não irá fornecer a variação da fluência de fótons, sendo necessário considerar a atenuação e o espalhamento.

5.2 Cálculo Para as Unidades de ^{60}Co

Os métodos já fornecidos são gerais de modo que também podem ser aplicados ao ^{60}Co . A diferença é que os feixes de ^{60}Co normalmente são calibrados em termos da taxa de dose no ar ou em termos da taxa de dose

no phantom de modo que deve-se determinar o tempo de tratamento para entregar a dose total. Desse modo, deverão ser obtidos os seguintes parâmetros:

- (a) A taxa de Dose no Phantom $D_0(t_0, r_0, f_0)$ na profundidade de dose máxima d_0 , par ao tamanho de campo de referência r_0 para a SSD padrão f_0 ;
- (b) O fator S_c ;
- (c) O fator S_p ;
- (d) Os valores de PDP ;
- (e) Os valores de TMR

Se foram adquiridos os dados de PDP , o S_p poderá ser determinado através da Eq. 1 e a TMR poderá ser obtida através da Eq. 5.

6. Campos Irregulares

A análise dosimétrica para campos irregulares utilizando a TMR e SMR ou a TPR e SPR é análoga ao método utilizado através da TAR e SAR. Para um campo irregular utilizando o método da integral de Clarkson, onde um campo irregular em uma profundidade d é dividido em n setores, então será determinada a média da SPR ou TPR através dos dados obtidos e então determinar a dose no isocentro.

$$\overline{SPR}(d, r_d) = \frac{1}{n} \sum_{i=2}^n SPR(d, r_i)$$

onde r_i é o raio do i -ésimo setor na profundidade d e n é o número total de setores ($n = 2\pi/\Delta\theta$) onde $\Delta\theta$ é o ângulo de setor;

O valor determinado para $\overline{SPR}(d, r_d)$ é então convertido para o $\overline{TPR}(d, r_d)$ utilizando a Eq. 8:

$$\overline{TPR}(d, r_d) = \left[TPR(d, 0) + \overline{SPR}(f, r_d) \right] \times \frac{S_p(0)}{\bar{S}_p(r_d)}$$

onde

- $\bar{S}_p(r_d)$ é o fator médio de espalhamento do phantom para um campo irregular; e
- $S_p(0)$ é o fator de espalhamento do phantom para o campo 0 x 0;

A equação acima só pode ser aplicada para pontos situados ao longo do eixo central do feixe que normalmente incide sobre um phantom com superfície plana; Para pontos off-axis em um feixe com o perfil de dose do feixe primário não uniforme, deve-se considerar o fator off-axis devido a apenas o feixe primário nesse ponto ($POAR(d, x)$), de modo que:

$$\overline{TPR}(d, r_d) = \left[POAR(d, x) \times TPR(d, 0) + \overline{SPR}(d, r_d) \right] \times \frac{S_p(0)}{\bar{S}_p(r_d)}$$

E semelhantemente para a TMR, temos:

$$\overline{TMR}(d, r_d) = \left[POAR(d, x) \times TMR(d, 0) + \overline{SMR}(d, r_d) \right] \times \frac{S_p(0)}{\bar{S}_p(r_d)}$$

Utilizando a Eq. 4 para converter a $\overline{TMR}(d, r_d)$ para a $PDP(d, r, f)$ temos:

$$PDP(d, r, f) = 100 \times \left[POAR(d, x) \times TMR(d, 0) + \overline{SMR}(d, r_d) \right] \times \frac{S_p(0)}{\bar{S}_p(r_d)} \times \frac{\bar{S}_p(r_d)}{S_p(r_{d_{max}})} \times \left(\frac{f + d_{max}}{f + d} \right)^2$$

Chegando na expressão final para a PDP:

$$PDP(d, r, f) = 100 \times \left[POAR(d, x) \times TMR(d, 0) + \overline{SMR}(d, r_d) \right] \times \frac{1}{1 + \overline{SMR}(d_{max}, r_{d_{max}})} \times \left(\frac{f + d_{max}}{f + d} \right)^2 \quad (\text{Eq. 15})$$

6.1 Variação da SSD dentro do Campo

A PDP é normalizada na profundidade de dose máxima ao longo do eixo central, porém é possível que dentro desse mesmo campo, em um ponto off-axis, a SSD seja diferente da SSD com respeito ao eixo central onde a PDP é definida, onde nesse ponto haverá um gap vertical entre a pele e o plano perpendicular formado pela SSD no eixo central. Seja f a SSD ao longo do eixo central e g o gap entre a superfície da pele e plano onde a SSD é definida, a PDP para um ponto Q localizado em uma profundidade d logo abaixo o gap é dada por:

$$PDP(d, r, f) = 100 \times \left[POAR(d, x) \times TMR(d, 0) + \overline{SMR}(d, r_d) \right] \times \frac{1}{1 + \overline{SMR}(d_{max}, r_{d_{max}})} \times \left(\frac{f + d_{max}}{f + d + g} \right)^2 \quad (\text{Eq. 16})$$

O valor de g poderá ser positivo ou negativo, dependendo se a SSD para o ponto Q é maior ou menor que a SSD definida no eixo central.

6.2 Cálculos Computacionais de Campos Irregulares

Os algoritmos de computação baseados no método integral de Clarkson foram amplamente utilizados para realizar cálculos 2D dos parâmetros dosimétricos com respeito aos campos irregulares. Esses algoritmos armazenavam permanentemente uma tabela de valores da SMR em função do raio de campos circulares e os valores da $POAR(d, x)$ extraídos dos perfis de dose na profundidade desejada.

Estes dados são armazenados em forma de tabelas com os valores das $POARs$ em função da razão entre a distância lateral do ponto até o eixo central (l) e a distância ao longo da mesma linha até à borda geométrica do campo (L), ou seja, é dado a $POAR$ em função de l/L , onde normalmente esses valores são obtidos para campos largos.

Para cada paciente eram definidos:

- i. **Pontos de Contorno:** É desenhado contorno externo do campo irregular (bordas do campo) em um filme de portal, feito com o bloco de colimação do campo que será de fato irradiado ou através de marcadores colocados nas bordas do campo para definir sua geometria. Este contorno do campo no filme é digitalizado e suas coordenadas são armazenadas no sistema computacional;
- ii. **Pontos de Cálculo:** são inseridas as coordenadas (x, y) dos pontos de cálculo de dose incluindo as coordenadas do ponto de referência, que normalmente é definido do eixo central em relação ao qual os valores de PDPs são determinados.
- iii. **Medidas das dimensões do Paciente:** são armazenadas as medidas tomadas da espessura do paciente em vários pontos de interesse e os diferentes valores de SSDs e distâncias do filme até a fonte. A Fig. 5 mostra um exemplo de medidas registradas considerando um tratamento com um campo de manto utilizado para linfomas de Hodgkin.

University of Minnesota
mantle field measurement sheet

DATE: _____
NAME: _____

Point #1: Central axis
Point #2: Mid-mediastinum
Point #3: Lower mediastinum (3 cm above the lower border of the field)
Point #4: Neck (Midway from upper border to base of neck at anterior border of sterno-cleido-mastoid muscle)
Point #5: Supraclavicular (1-2 cm medial to mid-clavicular line and just superior to the clavicle)
Point #6: Upper axilla (Apex of axilla)

REFERENCE POINT	PERPENDICULAR SOURCE - SKIN DISTANCE AT REF. POINT		AP THICKNESS AT REF. POINT
	Anterior	Posterior	
1. Central axis	_____	_____	_____
2. Mid-mediastinum	_____	_____	_____
3. Lower mediastinum	_____	_____	_____
4. Neck	_____	_____	_____
5. Supraclavicular	_____	_____	_____
6. Axilla	_____	_____	_____

OVERALL FIELD SIZE AT SURFACE = _____

SOURCE-FILM DISTANCE: Anterior = _____ Posterior = _____

SOURCE-TRAY DISTANCE: Anterior = _____ Posterior = _____

Figura 5: Medidas registradas para análise devido a campos irregulares

Para o tratamento, eram fornecidas tabelas com os dados diários das doses em cada ponto definido previamente, calculados pelo sistema computacional. Esta tabela era utilizada na programação do tratamento de modo que a dose em varias regiões pudesse ser ajustada; Portanto as áreas cuja dose prescrita tivesse sido alcançada em um determinado número de frações era bloqueada até o final do tratamento. A Fig. 6 mostra um esboço da tabela de dados fornecidas pelo algoritmo de cálculo computacional 2D. Embora os métodos de cálculo 2D tenham sido amplamente substituídos por algoritmos de cálculo 3D, esses dados 2D podem ser utilizados para conferir manualmente os cálculos computacionais.

6.3 Campos Assimétricos

Os atuais aceleradores possuem jaws colimadores assimétricos, ou seja, cada jaw colimador pode se mover independentemente, diferente dos primeiros sistemas de colimação onde os pares de jaws X ou Y se moviam simetricamente, de modo que a posição de cada jaw com relação ao seu oposto (por exemplo X_1 e X_2) eram equidistantes do isocentro.

É necessário levar em consideração as mudanças no fator de espalhamento do colimador, fator de espalhamento no phantom e na qualidade do feixe off-axis nos dos campos assimetricamente colimados. A qualidade do feixe off-axis é afetada devido à utilização de filtros aplanadores, utilizados para deixar a dose plana em uma determinada profundidade (normalmente a 10 cm). o filtro aplanador causa um maior endurecimento do feixe na região central do campo quando comparado às periferias do feixe.

Portanto, para determinar os cálculos considerando campos assimétricos, assume-se que as mudanças na fluência dos fótons espalhados devido à colimação assimétrica é pequena de modo que pode-se assumir que o fator de espalhamento devido à colimação assimétrica é equivalente ao fator de espalhamento causado por uma colimação simétrica que tenha a mesma abertura fornecida pela colimação assimétrica. Essa é uma aproximação razoável a medida que o ponto de cálculo de dose esteja localizado do centro do campo, longe de suas bordas. O

7. Fator OFF-Axis e Perfis de Feixe

As distribuições de dose ao longo do eixo central do feixe de radiação fornecem apenas informações parciais sobre a dose dentro do paciente. Para ter uma descrição completa e precisa da dose em 2D e 3D, é necessário combinar os dados do eixo central com perfis de dose obtidos fora do eixo central.

Os dados fora do eixo são obtidos por meio da medição dos perfis de feixe de radiação perpendicularmente ao eixo central em profundidades específicas em um fantoma. Geralmente, essas medições são feitas em duas profundidades: z_{max} , que é a profundidade onde a dose atinge seu valor máximo, e 10 cm, que é uma profundidade padrão utilizada para verificar a conformidade com as especificações do equipamento. Dependendo do sistema de planejamento de tratamento (TPS) utilizado no departamento, podem ser necessárias medições em profundidades adicionais.

A Fig. 7 apresenta exemplos de perfis de dose típicos medidos em diferentes profundidades em um meio aquoso (água) para dois tamanhos de campo: $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $30 \times 30 \text{ cm}^2$. Esses perfis de dose foram obtidos utilizando um feixe de raios X de alta energia de 10 MV. Ao combinar a distribuição de dose obtida ao longo do eixo central com os dados obtidos fora do eixo, é possível criar uma matriz de dose volumétrica, que fornece informações sobre a distribuição de dose em 2D e 3D. A taxa fora do eixo (OAR, do inglês "Off-Axis Ratio") é uma medida comumente utilizada para avaliar a dose em um ponto localizado fora do eixo central do feixe de radiação. Essa taxa é definida como a razão entre a dose em um ponto fora do eixo e a dose no eixo central do feixe na mesma profundidade em um fantoma.

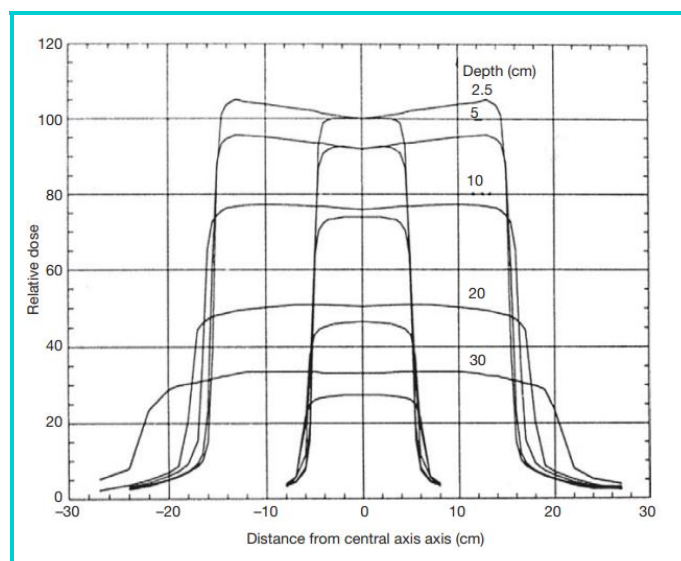


Figura 7: Exemplo de perfis de feixe.

Os perfis de feixe de raios X de megavoltagem exibem três regiões distintas:

- ❑ **Região Central:** É a região do feixe onde a dose é mais alta e é chamada de região central ou de pico. Nessa região, a dose é relativamente uniforme e próxima ao valor máximo.
- ❑ **Região de Penumbra:** a região adjacente à região central, onde a dose diminui gradualmente de seu valor máximo para zero. Nessa região, ocorre um gradiente de dose que é mais pronunciado nas bordas do feixe.
- ❑ **Região de “Umbra”:** É a região além da região de penumbra, onde a dose é baixa ou negligenciável. Nessa região, a dose é considerada insignificante para o tratamento.

A região central do perfil de dose se estende a partir do eixo central do feixe de radiação até aproximadamente 1-1.5 cm das bordas geométricas do campo. O tamanho geométrico do campo, que é determinado pelo campo luminoso, é definido como a distância entre os pontos no perfil de dose onde a dose atinge 50% do valor

máximo. Na região central, o perfil de dose para feixes de cobalto-60 (^{60}Co) é influenciado pela queda da dose seguindo a lei do inverso do quadrado e pelo aumento da espessura do fantoma para pontos localizados fora do eixo central. No caso dos aceleradores lineares (linacs), a região central é afetada por fatores como a energia dos elétrons que atingem o alvo espesso, o número atômico do alvo e a forma e número atômico do filtro de aplainamento utilizado.

A região de penumbra do perfil de dose apresenta mudanças rápidas na dose e é influenciada por diversos fatores, como os colimadores que definem o campo, o tamanho finito do ponto focal (ou seja, o tamanho da fonte utilizada) e a falta de equilíbrio eletrônico lateral. A queda na dose ao redor da borda geométrica do feixe tem uma forma sigmoidal e se estende além das mandíbulas do colimador, na região conhecida como cauda penumbral. A penumbra é composta por três componentes individuais: a penumbra de transmissão (causada pela transmissão de dose através das mandíbulas do colimador), a penumbra geométrica (atribuída ao tamanho finito da fonte) e a penumbra de espalhamento (devido ao espalhamento de raios X dentro do paciente). A penumbra total, conhecida como penumbra física, é a soma dessas penumbras individuais. A largura da penumbra física depende de fatores como a energia do feixe de radiação, o tamanho da fonte, a distância fonte-superfície (SSD), a distância fonte-colimador (SDD) e a profundidade em um fantoma.

A região de umbra está localizada fora do campo de radiação, distante das bordas do campo. Nessa região, a dose de radiação é tipicamente baixa e resulta da radiação que é transmitida através do colimador e da blindagem do cabeçote do equipamento de radioterapia.

Planura

A planura do feixe é uma medida da uniformidade da dose que o feixe de radiação entrega ao paciente. Para avaliá-la, analisamos os valores de dose máxima (D_{\max}) e dose mínima (D_{\min}) em uma região central do perfil do feixe, que abrange 80% da sua largura. O cálculo da planura (F) é feito utilizando a equação:

$$F = 100 \times \frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\max} + D_{\min}} \quad (\text{Eq. 17})$$

As especificações padrão para aceleradores lineares (linacs), que são equipamentos utilizados em radioterapia, estabelecem que a planura do feixe (F) deve ser inferior a 3%. Essa medição é feita em um fantoma de água, que simula as condições de um paciente, a uma profundidade de 10 cm e uma distância de 100 cm entre a fonte de radiação e a superfície do fantoma. Além disso, o maior tamanho de campo disponível, normalmente 40 x 40 cm², é utilizado nessa avaliação.

Atingir a conformidade com as especificações de planura a uma profundidade de 10 cm em água pode levar a um fenômeno chamado "superplanificação" na profundidade de dose máxima (z_{\max}), o que resulta no aparecimento de um aumento excessivo de dose nessa região, criando uma forma semelhante a "cornos" no perfil de dose. Por outro lado, à medida que a profundidade (z) aumenta além de 10 cm, pode ocorrer uma "subplanificação", ou seja, uma diminuição da uniformidade da distribuição de dose, o que resulta em um perfil de dose progressivamente pior. Esse comportamento pode ser observado nos perfis de dose para o campo de 30 x 30 cm², conforme ilustrado na Fig. 7.

A superplanificação e a subplanificação nos perfis do feixe ocorrem devido às energias efetivas mais baixas nas direções fora do eixo central em comparação com a direção do eixo central. Isso significa que a dose entregue pelo feixe de radiação é mais alta no eixo central e diminui nas regiões laterais, resultando nos fenômenos de superplanificação e subplanificação mencionados anteriormente.

Simetria

A simetria do feixe refere-se à uniformidade da distribuição de dose em cada lado do eixo central do feixe. A profundidade de dose máxima (z_{\max}) é frequentemente utilizada para avaliar a simetria do feixe, pois é nessa profundidade que a dose é mais sensível a desvios de simetria.

Para determinar a simetria do feixe, seleciona-se dois pontos de dose no perfil do feixe que estão igualmente distantes do eixo central. Esses pontos são comparados entre si. Uma especificação comum para a simetria do feixe é que a diferença entre esses dois pontos de dose deve ser inferior a 2%. Como alternativa ao método

anterior, também é possível calcular a simetria do feixe comparando as áreas sob o perfil do feixe em cada lado do eixo central (direita e esquerda). Essas áreas são calculadas estendendo-se até isodose de 50% (normalizado para 100% no ponto do eixo central). A simetria do feixe (S) é então calculada usando a seguinte equação:

$$S = 100 \times \frac{A_{\text{esq}} - A_{\text{dir}}}{A_{\text{esq}} + A_{\text{dir}}} \quad (\text{Eq. 18})$$

Para determinar as áreas sob os perfis de z_{max} , existem diferentes métodos disponíveis. Um dispositivo de varredura em tanque de água, como um “plotador” de isodoses 3D, pode oferecer uma opção automática para calcular essas áreas. Alternativamente, métodos práticos como o uso de um planímetro ou a contagem de quadrados em papel gráfico podem ser empregados ao analisar uma cópia impressa do perfil do feixe. Esses métodos permitem a avaliação precisa da simetria do feixe.

Referências

- [1] Renaud De Crevoisier, Susan L Tucker, Lei Dong, Radhe Mohan, Rex Cheung, James D Cox, and Deborah A Kuban. Increased risk of biochemical and local failure in patients with distended rectum on the planning ct for prostate cancer radiotherapy. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 62(4):965–973, 2005.
- [2] Erin Healy, Shawnee Anderson, Jing Cui, Laurel Beckett, Allen M Chen, Julian Perks, Robin Stern, and Jyoti Mayadev. Skin dose effects of postmastectomy chest wall radiation therapy using brass mesh as an alternative to tissue equivalent bolus. *Practical radiation oncology*, 3(2):e45–e53, 2013.
- [3] A Herschtal, F Foroudi, L Silva, S Gill, and T Kron. Calculating geometrical margins for hypofractionated radiotherapy. *Physics in Medicine & Biology*, 58(2):319, 2012.
- [4] Faiz M Khan and John P Gibbons. *Khan’s the physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- [5] Wendell Lutz, Ken R Winston, and Nasser Maleki. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 14(2):373–381, 1988.
- [6] Andrzej Niemierko. Reporting and analyzing dose distributions: a concept of equivalent uniform dose. *Medical physics*, 24(1):103–110, 1997.
- [7] Nikos Papanikolaou, Jerry J Battista, Arthur L Boyer, Constantin Kappas, Eric Klein, T Rock Mackie, Michael Sharpe, and Jake Van Dyk. Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. (*No Title*), 2004.
- [8] Binbin Wu, Francesco Ricchetti, Giuseppe Sanguineti, Michael Kazhdan, Patricio Simari, Robert Jacques, Russell Taylor, and Todd McNutt. Data-driven approach to generating achievable dose-volume histogram objectives in intensity-modulated radiotherapy planning. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 79(4):1241–1247, 2011. ISSN 0360-3016. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2010.05.026>. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0360301610007492>.
- [9] Deshan Yang and Kevin L Moore. Automated radiotherapy treatment plan integrity verification. *Medical physics*, 39(3):1542–1551, 2012.