

Radioterapia

Análise de Distribuição de Dose e Espalhamento

Dalila Mendonça

1 Phantoms

Normalmente são feitos de água ou material água-equivalente para manter as mesmas características de absorção e espalhamento dos músculos e outros tecidos moles.

Um material água equivalente para feixes de megavoltagem devem possuir a mesma densidade eletrônica da água, que é o parâmetro relacionado à probabilidade de interação nas faixas de energia onde predomina o efeito Compton. A densidade eletrônica de um meio é dada pela Eq. 1:

$$\rho_e = \rho_m \cdot N_A \cdot \left(\frac{Z}{A} \right) \quad (\text{Eq. 1})$$

onde:

□

$$\frac{Z}{A} = \sum_i a_i \cdot \frac{Z_i}{A_i} \quad (\text{Eq. 2})$$

□ ρ_m é a densidade mássica do meio;

□ N_A é o número de Avogadro;

□ a_i é a fração de peso do i-ésimo elemento que constitui a molécula;

□ Z_i é o número atômico do i-ésimo elemento;

□ A_i é o número de massa do i-ésimo elemento.

A Fig. 1 mostra a densidade eletrônica dos principais tecidos de interesse dosimétrico, incluindo tecidos que compõem o corpo e a Fig. 2 apresenta as propriedades físicas dos principais materiais dos phantoms utilizados.

Phantoms antropomórficos são aqueles que simulam o corpo humano tendo a forma de um dorso e é composto por materiais que simulam diferentes tecidos como músculo, pulmão, osso e cavidades de ar. Esse phantom é dividido em diversas sessões (vários recortes) sendo possível inserir detectores de radiação como filmes, etc. . .

2 Distribuição de Dose Na Profundidade

A dose absorvida em um meio varia com a profundidade e depende de vários fatores como: **Energia do Feixe, profundidade, tamanho de campo, distância até a fonte e sistema de colimação do feixe.** O Primeiro passo é definir a variação da dose com a profundidade ao longo do eixo central do feixe e as outras quantidades de interesse são derivadas a partir

Material	Density (g/cm ³)	Atomic Number	Number of Electrons per Gram
Hydrogen	0.0000899	1	6.00×10^{23}
Carbon	2.25	6	3.01×10^{23}
Oxygen	0.001429	8	3.01×10^{23}
Aluminum	2.7	13	2.90×10^{23}
Copper	8.9	29	2.75×10^{23}
Lead	11.3	82	2.38×10^{23}
<i>Effective Atomic Number</i>			
Fat	0.916	6.46	3.34×10^{23}
Muscle	1.04	7.64	3.31×10^{23}
Water	1.00	7.51	3.34×10^{23}
Air	0.001293	7.78	3.01×10^{23}
Bone	1.65	12.31	3.19×10^{23}

Figura 1: Densidade eletrônica de alguns tecidos de interesse

Material	Chemical Composition	Mass Density (g/cm ³)	Number of Electrons per Gram ($\times 10^{23}$)	$ Z_{\text{eff}} ^a$ (Photoelectric)
Water	H ₂ O	1	3.34	7.42
Polystyrene	(C ₈ H ₈) _n	1.03–1.05	3.24	5.69
Plexiglas (Perspex, Lucite)	(C ₅ O ₂ H ₈) _n	1.16–1.20	3.24	6.48
Polyethylene	(CH ₂) _n	0.92	3.44	6.16
Paraffin	C _n H _{2n+2}	0.87–0.91	3.44	5.42
Mix D	Paraffin: 60.8 Polyethylene: 30.4			
	MgO: 6.4 TiO ₂ : 2.4	0.99	3.41	7.05
M 3	Paraffin: 100			
	MgO: 29.06 CaCO ₃ : 0.94	1.06	3.34	7.35
Solid water ^b	Epoxy resin-based mixture	1.00	3.34	

Figura 2: Propriedades físicas de alguns materiais utilizados nos phantoms.

dessa quantidade. As principais quantidades que determinam essa variação são : PDP, TAR, TPR e TMR. Normalmente essas quantidades são obtidas através de medidas com câmaras de ionização com pequenas cavidades.

3 Porcentagem de Dose na Profundidade (PDP)

A PDP normaliza a dose na profundidade d com respeito a dose na profundidade de referência (d_0), que para feixes de MV normalmente é definida na profundidade de dose máxima ($d_0 = d_{\text{max}}$) e para feixes de baixa energia é definido na superfície. A Fig. 3 mostra a geometria para a definição da PDP.

A PDP é dada então pela seguinte equação:

$$PDP(d) = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100\% \quad (\text{Eq. 3})$$

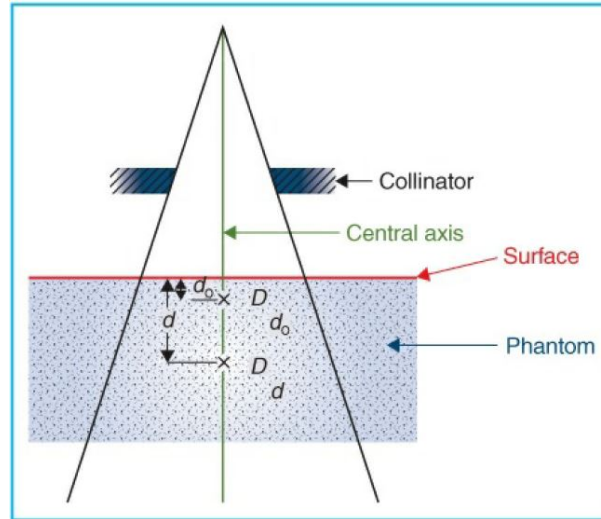


Figura 3: Porcentagem de Dose na Profundidade

A profundidade de dose máxima para feixes de MV ocorrem em maiores profundidades dependendo da energia do feixe, e também varia com o tamanho de campo, uma vez que as variações no tamanho de campo alteram a quantidade de contaminação com elétrons que atingem a superfície. Portanto d_{max} deve ser determinado para um campo pequeno ($3 \times 3 \text{ cm}^2$) para minimizar a contaminação com elétrons, e então se manterá a mesma para todos os tamanhos de campo independente de qual é a real profundidade onde o pico de dose ocorre. A PDP depende de alguns fatores como a energia do feixe (qualidade do feixe), profundidade, tamanho de campo e sua forma, SSD e colimação do feixe.

3.1 Dependência com a Qualidade Do Feixe E Profundidade

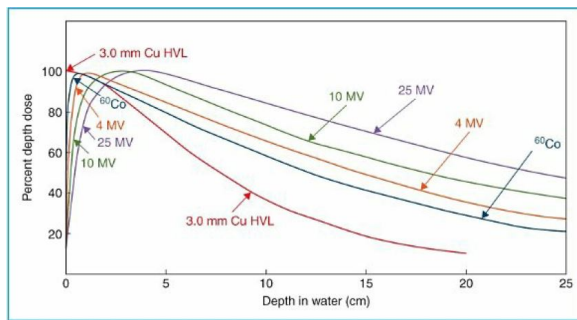


Figura 4: Buildup para diferentes qualidades de feixe

Além de d_{max} a PDP diminui com a profundidade e aumenta com a energia do feixe. Feixes de maiores energias são mais penetrantes e portanto entregam uma maior PDP na profundidade. Ignorando os efeitos do Inverso do Quadrado da Distância (IQD), a PDP é governada aproximadamente pela atenuação exponencial de modo que a PDP é afetada pela qualidade do feixe através do coeficiente de atenuação médio $\bar{\mu}$. A medida que $\bar{\mu}$ diminui, o feixe é mais penetrante resultando em uma maior PDP e uma dada profundidade após a região de buildup.

A Fig. 4 mostra que a PDP diminui além da profundidade de dose máxima e que o buildup de dose (região entre a superfície e o ponto de profundidade de dose máxima) é maior com o aumento da energia, onde a dose máxima ocorre aproximadamente na superfície para a qualidade com HVL de 3.0 mm Cu e em uma profundidade de $\sim 4 \text{ cm}$ para o feixe de fótons de 25 MV.

Esse buildup de dose para feixes MV faz com que a dose na pele seja muito menor quando comparado à dose máxima, sendo chamado de efeito poupador da pele; Porém é importante reforçar que possui uma menor dose relativa, o que nem sempre implica em uma dose baixa.

A medida que os fótons incidem no meio (superfície do phantom ou do paciente), elétrons de alta energia (rápidos) são liberados da superfície e das camadas subsequentes. Estes elétrons

depositam sua energia até serem completamente parados no meio, o que ocorre em uma distância significativa abaixo de onde foram liberados; Por isso a fluência dos elétrons e, portanto, a dose absorvida aumenta com a profundidade até alcançar um máximo. Porém, a fluência de fótons diminui continuamente com a profundidade (uma vez que ao interagir com os elétrons, esse fóton é espalhado e deixa de fazer parte do feixe primário), e como resultado, a produção de elétrons também diminui com a profundidade, de modo que o efeito líquido após uma certa profundidade é uma diminuição de dose absorvida.

Como o kerma representa a energia transferida pelos fótons para partículas diretamente ionizantes (elétrons), o kerma é máximo na superfície e diminui com a profundidade devido à diminuição da fluência de energia do feixe de fótons. Por outro lado, a dose absorvida primeiramente aumenta com a profundidade a medida que os elétrons rápidos são liberados em várias profundidades e viajam até maiores profundidade. Como resultado, há uma buildup de elétrons com a profundidade. No entanto, como a dose absorvida depende da fluência dos elétrons, ela alcança um máximo em uma profundidade aproximadamente igual ao alcance dos elétrons no meio. Após essa profundidade, a dose diminui a medida que o kerma continua diminuindo, resultando em uma menor produção de elétrons secundários e então uma menor fluência de elétrons. Como mostra a Fig. 5, O kerma é inicialmente maior que a dose na região de buildup e passa a ser menor que a dose após a região de buildup;

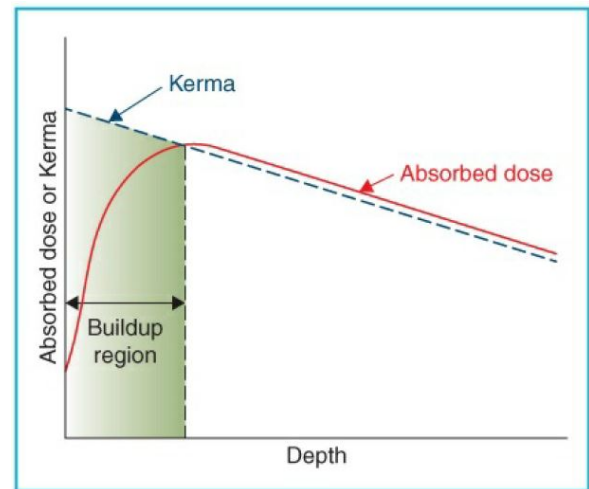


Figura 5: Esquema do Buildup de Dose absorvida

3.2 Dependência Com a Forma e o Tamanho do Campo

O tamanho de campo pode ser definido por duas formas:

1. **Geométrico:** é definido como a projeção em um plano perpendicular ao eixo do feixe das bordas distais do colimador, normalmente apresentado pela luz de campo, onde o valor nominal das aberturas do colimador coincidem com a luz de campo no isocentro do acelerador (SAD);
2. **Dosimétrico:** é definido como a distância interceptada por uma determinada curva de isodose, normalmente isodose de 50% em um plano perpendicular ao eixo do feixe para uma determinada SSD.

Para um campo suficientemente pequeno, pode-se assumir que a dose na profundidade, no volume abrangido por esse tamanho de campo, é devido apenas à contribuição do feixe primário de fótons, ou seja, devido aos fótons que atravessaram o meio sem interagir. Portanto a contribuição dos fótons espalhados é nula para campos pequenos. Porém, a medida que o tamanho de campo aumenta, há um aumento da contribuição dos fótons espalhados devido a um aumento de volume formado pela projeção do tamanho de campo com a profundidade que permite que o fóton espalhado consiga depositar energia nessa região (e não escape dela como ocorre com campos pequenos). Além disso, o aumento de dose espalhada será maior para maiores profundidades, devido a divergência do campo que forma tamanhos de campo cada vez maiores na profundidade.

A qualidade do feixe também afeta o aumento da PDP devido ao aumento do tamanho de campo. Quanto maior a energia do feixe, maior a probabilidade do fóton ser espalhado na direção do fóton incidente e portanto, a dependência com o tamanho de campo é menos afetada por maiores energias quando comparado a energias mais baixas.

A PDP é determinada para campos quadrados, e os campos irregulares ou retangulares são aproximados para seu campo quadrado equivalente, afim de obter a PDP para estes campos. O método de *Sterling* aproxima campos retangulares para campos quadrados de modo que o campo quadrado equivalente é aquele que possui a mesma razão da área dividida por seu perímetro; Portanto, para os campos retangulares:

$$A/P = \frac{a \times b}{2(a + b)} \quad (\text{Eq. 4})$$

Como em um campo quadrado $a = b$, sendo c o lado de um quadrado, temos que:

$$A/P = \frac{c}{4} \quad (\text{Eq. 5})$$

de modo que c é o lado do quadrado equivalente de um retângulo com lados a e b .

O raio do círculo equivalente é dado por:

$$r = \frac{4}{\sqrt{\pi}} \cdot \frac{A}{P} \quad (\text{Eq. 6})$$

3.3 Dependência com a SSD

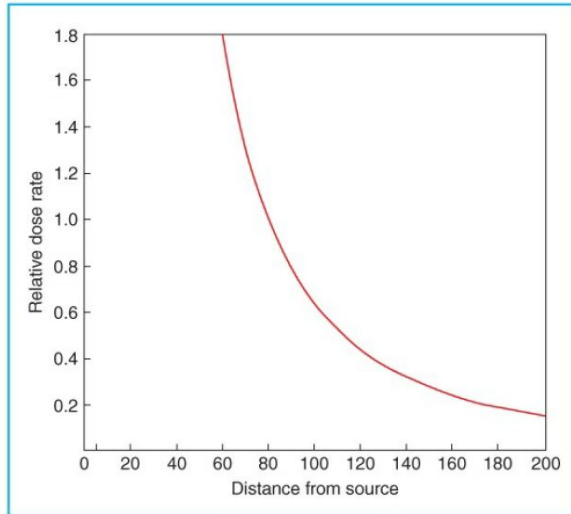


Figura 6: Variação da PDP com a SSD

A distância da fonte a superfície em feixes clínicos é grande o suficiente para aproximar uma fonte com tamanho finito para uma fonte pontual, de modo que a fluência de fótons, e portanto a taxa de dose no ar livre (taxa de exposição), irá variar com o IQD.

A PDP aumenta com a SSD como um resultado da IQD. Embora a taxa de dose no ponto diminua com o aumento da SSD, a PDP é uma medida de dose relativa, com respeito à dose na profundidade de referência, e portanto irá aumentar com o aumento da SSD. A Fig. 6 mostra que a queda na taxa de dose entre dois pontos é muito maior em pequenas distâncias a partir da fonte do que para grandes distâncias à fonte; Isso mostra que a PDP diminui mais rapidamente para menores SSDs do que para maiores SSDs.

Portanto, na rotina clínica a SSD deve ser estabelecida de modo que não diminua muito a taxa de dose, mas que seja grande o suficiente para aumentar a PDP em relação a d_{max} . Porém, existem tratamentos que requerem uma SSD estendida para conseguir um maior tamanho de campo, de modo que a PDP para a SSD padrão (80 cm por ^{60}Co e 100 cm para linacs) deve ser convertida para a SSD estendida utilizada no tratamento.

O *Fator Mayneord (F)* é um fator de correção menos preciso que considera apenas a IQD sem levar em consideração as mudanças no espalhamento devido ao aumento da SSD.

A Fig. 7 mostra duas condições de irradiação variando a SSD, onde a $PDP(d, r, f)$ é a PDP na profundidade d para uma $SSD = f$ e um tamanho de campo de lado r (quadrado);

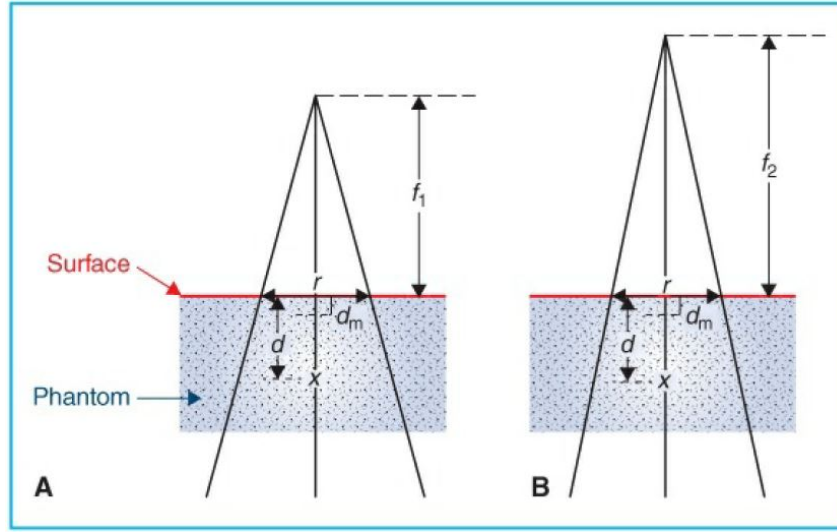


Figura 7: Esquema para determinação do Fator F

Como a dose na profundidade é governada por 3 fatores: IQD, atenuação exponencial e pelo espalhamento; a PDP para a $SSD = f_1$ é dada por:

$$PDP(d, r, f_1) = 100 \cdot \left(\frac{f_1 + d_{max}}{f_1 + d} \right)^2 \cdot e^{-\mu(d-d_{max})} \cdot K_s \quad (\text{Eq. 7})$$

onde:

- μ é o coeficiente de atenuação linear efetivo para o feixe primário; e
- K_s é uma função que considera as mudanças na dose espalhada;

Considerando que K_s não varia com a mudança da SSD, a PDP para a $SSD = f_2$ é dada por:

$$PDP(d, r, f_2) = 100 \cdot \left(\frac{f_2 + d_{max}}{f_2 + d} \right)^2 \cdot e^{-\mu(d-d_{max})} \cdot K_s \quad (\text{Eq. 8})$$

Dividindo Eq. 8 pela Eq. 7, temos que:

$$\frac{PDP(d, r, f_2)}{PDP(d, r, f_1)} = \left(\frac{f_2 + d_{max}}{f_1 + d_{max}} \right)^2 \cdot \left(\frac{f_1 + d}{f_2 + d} \right)^2 \quad (\text{Eq. 9})$$

Através da Eq. 9, temos que:

$$PDP(d, r, f_2) = F PDP(d, r, f_1)$$

onde o Fator Mayneord:

$$F = \left(\frac{f_2 + d_{max}}{f_1 + d_{max}} \right)^2 \cdot \left(\frac{f_1 + d}{f_2 + d} \right)^2 \quad (\text{Eq. 10})$$

Isso mostra que o fator F é maior que 1 para $f_2 > f_1$ e menor que 1 quando $f_2 < f_1$, o que reforça que a PDP aumenta com o aumento da SSD. Além disto, o fator F funciona bem para pequenos tamanhos de campo devido à contribuição mínima da radiação espalhada para estes casos e, consequentemente, pode levar a grandes erros para condições extremas como feixe de

baixa energias, campos largos, grandes profundidades e grandes mudanças na SSD pelo mesmo motivo (contribuição da radiação espalhada).

Para campos largos e feixes de baixa energias uma correção mais precisa é dada por:

$$F_{corr} = \frac{(1 + F)}{2} \quad (\text{Eq. 11})$$

4 Razão Tecido-Ar (TAR)

Foi implementado para atender aos tratamentos em arco, onde a SSD varia com a posição do gantry, porém a SAD (distância fonte eixo - isocentro) se mantém a mesma, eliminando então às correções na PDP devido às variações na SSD. Portanto a TAR foi definida para eliminar a dependência com a SSD.

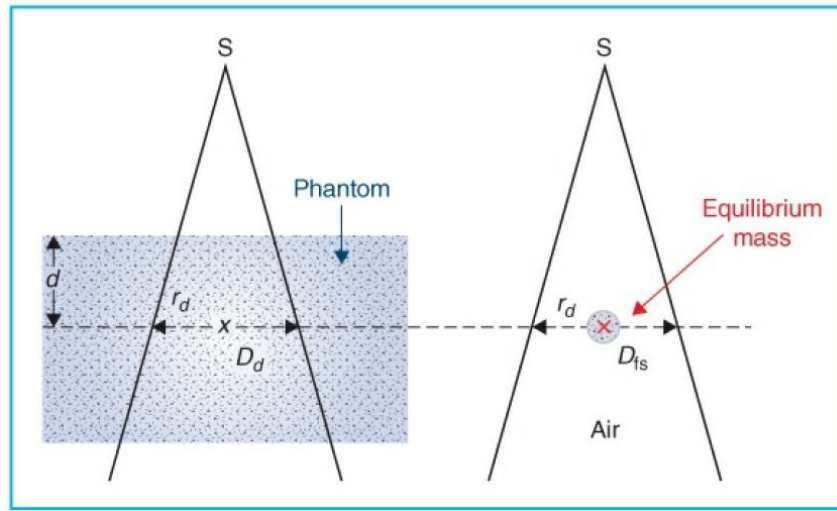


Figura 8: Esquema Para a Determinação do fator TAR

A TAR é definida como a razão entre a dose em um dado ponto no phantom D_d e a dose no ar livre no mesmo ponto D_{ar} , como mostra a Fig. 8. Para uma determinada qualidade de feixe, a TAR depende apenas do tamanho de campo na profundidade r_d e da profundidade d , ou seja:

$$TAR(d, r_d) = \frac{D_d}{D_{ar}} \quad (\text{Eq. 12})$$

4.1 Efeito da Distância

A TAR é independente da distância até a fonte uma vez que ela é dada pela razão entre duas doses medidas no mesmo ponto, de modo que a dependência com a fluência de fótons é removida. Portanto, a TAR representa as mudanças na dose no ponto devido a apenas o espalhamento e a atenuação naquele ponto no phantom quando comparado à dose obtida em miniphantom colocado no mesmo ponto no ar livre. Portanto, A componente da TAR devido à atenuação depende principalmente da profundidade, uma vez que a atenuação varia exponencialmente com a profundidade. Já a componente do espalhamento, é quase independente da divergência do feixe, dependendo apenas da profundidade e do tamanho do campo naquela profundidade.

4.2 Variação com a Energia, Profundidade e Tamanho de Campo

Para feixes de Megavoltagem, a TAR aumenta até um máximo na profundidade de dose máxima d_{max} e então diminui com a profundidade aproximadamente exponencialmente. Para um feixe estreito (0 cm x 0 cm) onde a componente do espalhamento é aproximadamente nula, a TAR além de d_{max} é aproximadamente:

$$TAR(d, 0) = e^{-\bar{\mu}(d-d_{max})} \quad (\text{Eq. 13})$$

A medida que o tamanho de campo cresce, A TAR se torna mais complexa devido aos fótons espalhados, porém, a medida que a energia aumenta, os fótons são preferencialmente espalhados na direção de propagação do feixe primário e a TAR continua variando aproximadamente com a atenuação exponencial, através do coeficiente de atenuação efetivo para um determinado tamanho de campo.

4.3 Fator de Retroespalhamento (BSF)

É também chamado de fator de espalhamento de pico (PSF); Este fator é dado pela TAR na profundidade de dose máxima, ou seja:

$$BSF = \frac{D_{max}}{D_{ar}} \quad (\text{Eq. 14})$$

$$BSF = TAR(d_{max}, r_{d_{max}}) \quad (\text{Eq. 15})$$

onde:

- d_{max} é a profundidade de dose máxima; e
- $r_{d_{max}}$ é o tamanho de campo projetado em d_{max} .

Assim como o fator TAR, o BSF é independente da SSD e depende apenas da qualidade do feixe e do tamanho de campo. o fator BSF é muito maior para feixes de KV comparado com feixes de MV para um mesmo tamanho de campo. A Fig. 9 mostra a diferença do BSF para diferentes qualidades de feixes e diferentes tamanhos de feixe.

Por exemplo, o BSF para o ^{60}Co para um campo 10 cm x 10 cm é de 1.036, o que significa que a Dose máxima é 3.6% maior no phantom que a dose no ar livre. Esse aumento é devido a contribuição da radiação espalhada nos tecidos acima e abaixo que alcança o ponto de D_m . A medida que a energia aumenta, o BSF é reduzido até que, em energias acima de 8 MV, a componente devido a radiação espalhada que alcança d_{max} se torna mínima e o fator BSF se aproxima do seu valor mínimo, igual a 1.

4.4 Relação entre a PDP e a TAR

A PDP e a TAR podem ser relacionadas, como mostra a Fig. 10. Sendo a $TAR(d, r_d)$ a TAR no ponto Q para um tamanho de campo r_d na profundidade d ; E seja r o tamanho de campo na superfície, f a SSD e d_{max} a profundidade de referência igual a profundidade de dose máxima no ponto P. Seja $D_{fs}(P)$ a dose no ar livre no ponto P e $D_{fs}(Q)$ a dose no ar livre no ponto Q; A dose em $D_{fs}(P)$ e $D_{fs}(Q)$ estão relacionadas através da IQD da seguinte forma:

$$\frac{D_{fs}(Q)}{D_{fs}(P)} = \left(\frac{f + d_{max}}{f + d} \right)^2 \quad (\text{Eq. 16})$$

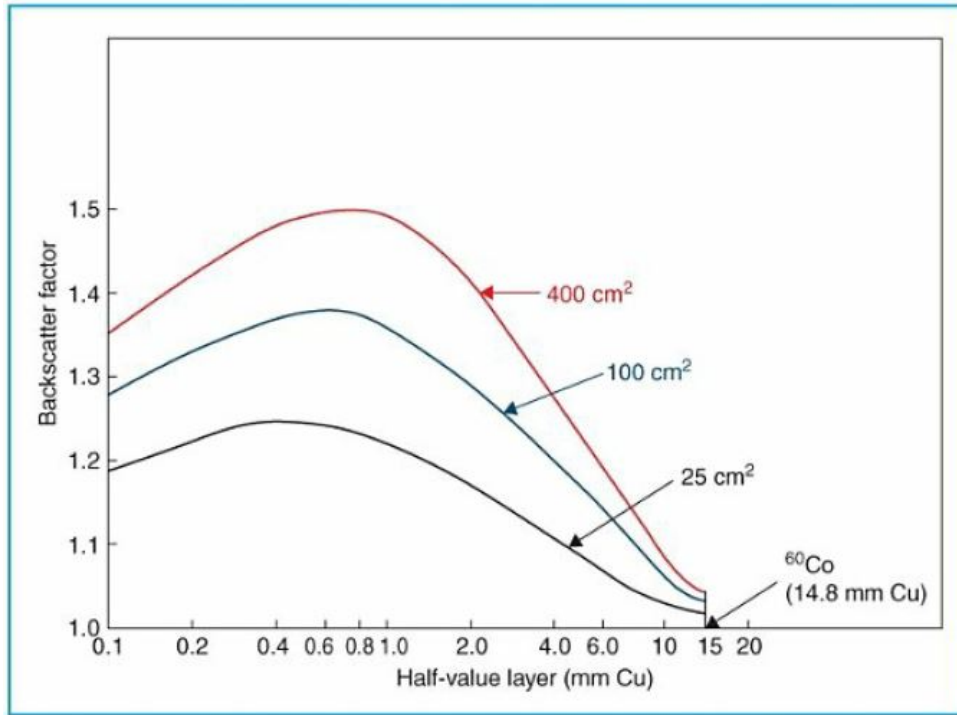


Figura 9: BSF para diferentes qualidades de feixe e diferentes tamanhos de campo

Os tamanhos de campo r e r_d estão relacionados através da seguinte equação:

$$r_d = r \cdot \frac{f + d}{f} \quad (\text{Eq. 17})$$

Pela definição de TAR, temos que:

$$TAR(d, r_d) = \frac{D_d(Q)}{D_{fs}(Q)}$$

$$D_d Q = TAR(d, r_d) \cdot D_{fs}(Q) \quad (\text{Eq. 18})$$

Dado que

$$BSF(r) = \frac{D_{max}(P)}{D_{fs}(P)}$$

$$D_{max} P = D_{fs}(P) \cdot BSF(r)$$

E pela definição, a $PDP(d, r, f)$ é dada por:

$$PDP(d, r, f) = \frac{D_d(Q)}{D_{max}(P)} \cdot 100$$

Temos que:

$$PDP(d, r, f) = TAR(d, r_d) \cdot \frac{1}{BSF(r)} \cdot \frac{D_{fs}(Q)}{D_{fs}(P)} \cdot 100$$

Chegando então na seguinte relação:

$$PDP(d, r, f) = TAR(d, r_d) \cdot \frac{1}{BSF(r)} \cdot \left(\frac{f + d_{max}}{f + d} \right)^2 \cdot 100 \quad (\text{Eq. 19})$$

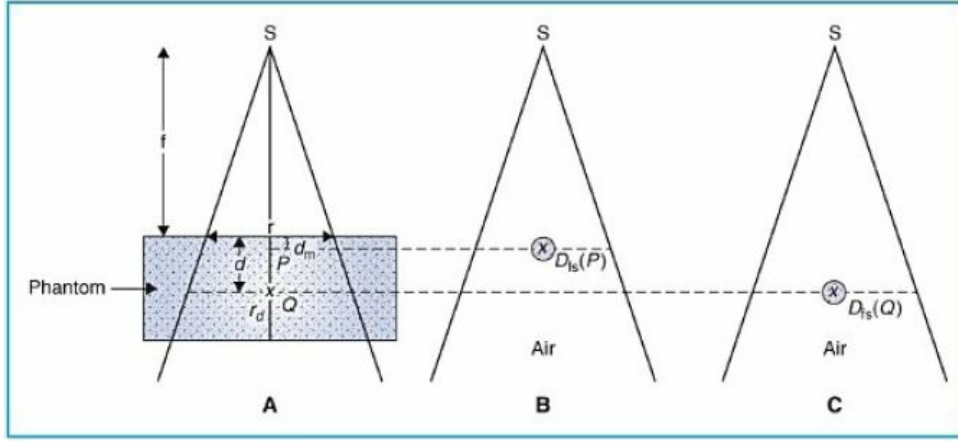


Figura 10: Relação entre a PDP e a TAR

4.5 Método TAR para corrigir a PDP para diferentes SSDs

Este é um método mais preciso que o Fator F Mayneord pois a TAR considera o espalhamento e está relacionada com a PDP a partir da Eq. 19.

Supondo que f_1 é a SSD para o qual a PDP foi determinada e f_2 é a SSD alterada, para o qual deseja-se obter a nova PDP. Seja r o tamanho de campo na superfície e d a profundidade em ambos os casos. Com base na Fig. 7, seja r_{d,f_1} e r_{d,f_2} os tamanhos de campo projetados na profundidade d para as SSDs f_1 e f_2 , de modo que:

$$r_{d,f_1} = r \cdot \frac{f_1 + d}{f_1}$$

$$r_{d,f_2} = r \cdot \frac{f_2 + d}{f_2}$$

A partir da Eq. 19 temos que:

$$PDP(d, r, f_1) = TAR(d, r_{d,f_1}) \cdot \frac{1}{BSF(r)} \cdot \left(\frac{f_1 + d_{max}}{f_1 + d} \right)^2 \cdot 100$$

e

$$PDP(d, r, f_2) = TAR(d, r_{d,f_2}) \cdot \frac{1}{BSF(r)} \cdot \left(\frac{f_2 + d_{max}}{f_2 + d} \right)^2 \cdot 100$$

Dividindo $PDP(d, r, f_2)$ por $PDP(d, r, f_1)$ temos que:

$$\frac{PDP(d, r, f_2)}{PDP(d, r, f_1)} = \frac{TAR(d, r_{d,f_2})}{TAR(d, r_{d,f_1})} \cdot \left[\left(\frac{f_2 + d_{max}}{f_1 + d_{max}} \right)^2 \cdot \left(\frac{f_1 + d}{f_2 + d} \right)^2 \right] \quad (\text{Eq. 20})$$

Onde

$$\left(\frac{f_2 + d_{max}}{f_1 + d_{max}} \right)^2 \cdot \left(\frac{f_1 + d}{f_2 + d} \right)^2 = F = \text{Fator Mayneord}$$

Portanto, o Método da TAR corrige o fator F pela razão das TARs para os tamanhos de campo projetados na profundidade d para diferentes SSDs. Outra equação, desenvolvida por Burns é utilizada para converter a PDP de uma SSD para outra:

$$PDP(d, r, f_2) = PDP(d, \frac{r}{\sqrt{F}}, f_1) \cdot \frac{BSF(r/\sqrt{F})}{BSF(r)} \cdot F \quad (\text{Eq. 21})$$

A Eq. 21 se baseia no fato de que as TARs são independentes da distância até a fonte. Esta equação pode ser utilizada naqueles casos onde a TAR não está disponível mas a PDP é determinada para um valor padrão de SSD juntamente com os valores de BSF para vários tamanhos de campo.

Para feixes com energias superiores a 8 MV, a variação da PDP com o tamanho de campo é muito pequena de modo que o retroespalhamento pode ser negligenciado e tanto a Eq. 20 quanto a Eq. 21 podem ser aproximadas para o fator Mayneord.

4.6 Cálculo de Dose em Terapia com Arco

O cálculo de dose na profundidade com terapias em arco envolve a determinação da TAR média no isocentro. O contorno do paciente é delineado em um plano contendo o eixo de rotação e o isocentro é então colocado dentro do contorno, normalmente no centro do tumor ou a poucos centímetros dele. O raio é então desenhado a partir desse ponto em intervalos de ângulos, (20°) como mostra a Fig. 11.

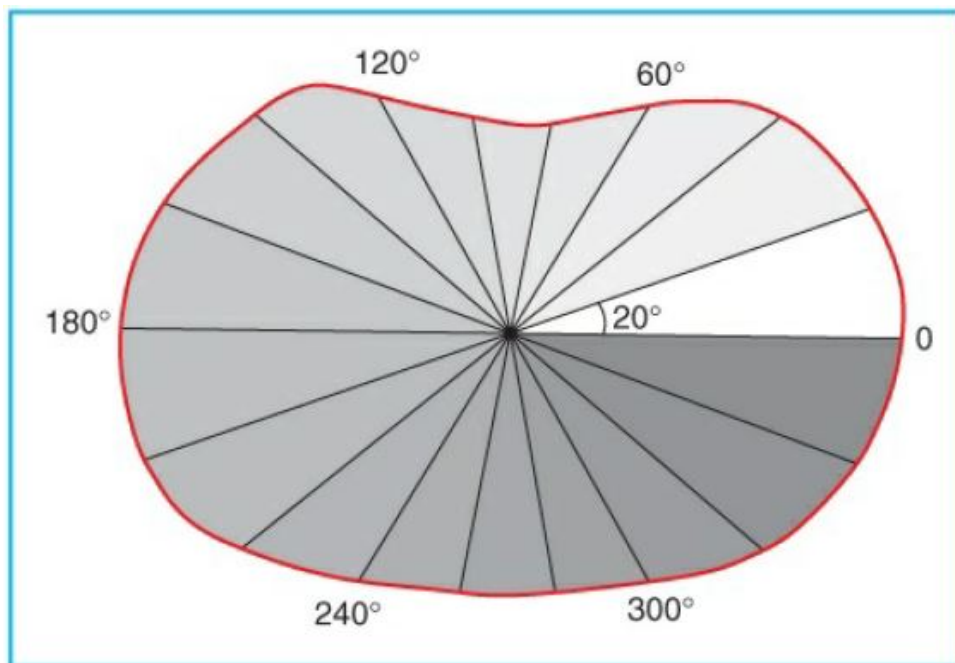


Figura 11: Contorno para determinar a TAR média

Cada raio representa a profundidade para o qual a TAR será determinada a partir de uma tabela de TAR, para uma dada energia de feixe e tamanho de campo definido no isocentro. A TAR é somada e a média é determinada como mostra a Fig. 12.

5 Razão Espalhamento-Ar (SAR)

A SAR é definida para calcular a dose espalhada no meio, devido a necessidade de se determinar separadamente o feixe primário da radiação espalhada na dosimetria de campos irregulares.

A SAR pode ser definida como a razão entre a dose espalhada em um dado ponto no phantom e a dose no mesmo ponto porém no ar livre. A SAR é independente da SSD mas depende da energia do feixe, profundidade e tamanho de campo.

Como a dose espalhada em um ponto é igual a dose total menos a dose devido ao feixe primário nesse ponto, a SAR pode ser definida como:

Angle	Depth along Radius	TAR	Angle	Depth along Radius	TAR
0	16.6	0.444	180	16.2	0.450
20	16.0	0.456	200	16.2	0.450
40	14.6	0.499	220	14.6	0.499
60	11.0	0.614	240	12.4	0.563
80	9.0	0.691	260	11.2	0.606
100	9.4	0.681	280	11.0	0.614
120	11.4	0.597	300	12.0	0.580
140	14.0	0.515	320	14.2	0.507
160	15.6	0.470	340	16.0	0.456

⁶⁰Co beam, field size at the isocenter = 6 × 6 cm². Average tissue–air ratio (\overline{TAR}) = 9.692/18 = 0.538.

Figura 12: Determinação da TAR média no centro de rotação

$$SAR(d, r_d) = TAR(d, r_d) - TAR(d, 0) \quad (\text{Eq. 22})$$

onde:

- **TAR(d, r_d)** determina a dose total na profundidade d para o tamanho de campo r_d ;
- **TAR(d, 0)** determina a componente devido a apenas o feixe primário (campo estreito)

Como a SAR foi primeiramente definida para determinar o espalhamento para campos irregulares, os seus valores são tabulados como função da profundidade e do raio de um campo circular nessa profundidade. E como os dados da SAR são derivados a partir da TAR para campos quadrados ou retangulares, o raio do círculo equivalente pode ser obtido através da [Eq. 6](#).

5.1 Método de Clarkson para Cálculo de Dose de Campos irregulares

Como a base de dados para os cálculos de dose são determinadas para campos quadrados é necessário utilizar métodos para corrigir esses fatores ao utilizar campos irregulares, como o manto utilizado para o tratamento de linfoma de Hodgkin.

O método de Clarkson se baseia no princípio de que a componente de espalhamento da dose na profundidade, que depende do tamanho e forma do campo, pode ser calculada separadamente a partir da componente primária, que é independente do tamanho e da forma do campo.

Considerando um campo irregular, como mostra a [Fig. 13](#), assumindo que a seção transversal do campo ocorre na profundidade d e está perpendicular ao eixo do feixe. Seja Q o ponto de cálculo no plano da seção transversal do feixe; Os raios são desenhados a partir de Q para dividir o campo em setores elementares. Cada setor é caracterizado pelo seu raio e pode ser considerado como uma parte de um campo circular de mesmo raio. Supondo que cada setor tenha um ângulo de 10°, então a contribuição da componente de espalhamento para este setor será de $10^\circ/360^\circ = 1/36$ da contribuição de um campo circular com o mesmo raio centrado em Q . Assim, a contrinuição do espalhamento de todos os setores pode ser calculada e somada

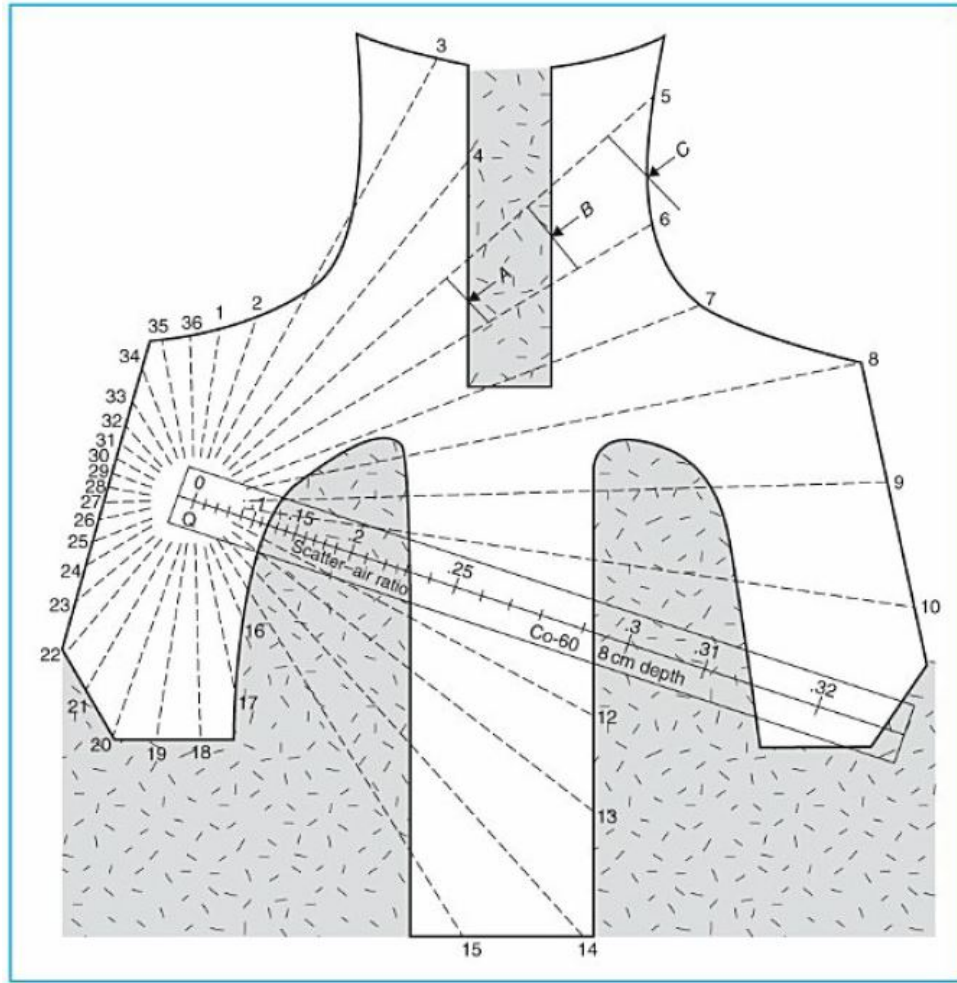


Figura 13: Setores para método de Clarkson

considerando cada setor como sendo uma parte de seu próprio círculo cuja SAR é conhecida e tabelada.

A SAR média (\bar{SAR}) no ponto Q pode ser então determinada considerando a soma de todos os valores de SAR para os setores, dividido pelo número total de setores. Para os setores que passam através de áreas bloqueadas, a SAR líquida é determinada subtraindo a contribuição do espalhamento da parte bloqueada do setor. Por Exemplo, $(SAR)_{QC_{liq}} = (SAR)_{QC} - (SAR)_{QB} + (SAR)_{QA}$. A \bar{SAR} calculada é convertida para a \bar{TAR} através da equação:

$$\bar{TAR} = TAR(0) + \bar{SAR} \quad (\text{Eq. 23})$$

onde a $TAR(0)$ é a razão tecido-ar para o campo 0×0 , dada por:

$$TAR(0) = e^{-\bar{\mu}(d-d_{max})}$$

onde:

- $\bar{\mu}$ é o coeficiente de atenuação linear médio;
- d é a profundidade do ponto Q.

A PDP (%DD) no ponto Q pode ser calculada com relação a D_{max} no eixo central através da Eq. 19:

$$\%DD = 100 \times T\bar{A}R \times \left(\frac{f + d_{max}}{f + d} \right)^2 \frac{1}{BSF} \quad (\text{Eq. 24})$$

onde:

- **BSF** é o fator de retroespalhamento que pode ser calculado através do método de Clarkson, onde envolve a TAR na profundidade de dose máxima d_{max} no eixo central, utilizando o contorno do campo ou raio projetado na profundidade de d_{max} .

Pontos Chave

- Tecido Equivalente:

- ★ Materiais equivalentes a tecido ou fantasmas (no que diz respeito à atenuação do feixe de fótons e distribuição de dose em profundidade) devem ter o mesmo número atômico efetivo e a mesma densidade eletrônica (número de elétrons por centímetro cúbico) que os de tecidos moles. Água, poliestireno e plásticos sintéticos, como água sólida, são exemplos de materiais que são quase equivalentes a tecidos.
- ★ Phantoms antropomórficos, como o Alderson Radiation Therapy Phantom, incorporam materiais para simular tecidos corporais - músculos, ossos, pulmões e cavidades aéreas.

- Porcentagem de Dose na Profundidade:

- ★ PDD para feixes de fótons na água (ou tecidos moles), além da profundidade da dose máxima (d_{max}), diminui quase exponencialmente com a profundidade. Aumenta com um aumento na energia do feixe (maior penetração), tamanho do campo (aumento do espalhamento) e com a SSD (efeito da lei do inverso quadrado).
- ★ O fator Mayneord F considera a mudança na PDP com SSD, mas não a mudança no espalhamento (por exemplo, para grandes tamanhos de campo e grandes profundidades). Em geral, superestima o aumento da PDP com o aumento do SSD.

- Razão Tecido-Ar:

- ★ A TAR, como a PDP, depende da profundidade, energia do feixe, tamanho e formato do campo, mas é quase independente da SSD.
- ★ A TAR têm sido tradicionalmente utilizada para cálculo de dose envolvendo feixes de baixa energia (por exemplo, cobalto-60) e geometria de feixe isocêntrica (por exemplo, terapia de rotação ou técnicas estacionárias de SAD). Os métodos atuais de cálculo de dose usam TPRs ou TMRs, que não têm limitação de energia do feixe e podem ser medidas com mais precisão.
- ★ TARs para feixes de baixa energia (até cobalto-60) podem ser medidas diretamente ou calculadas a partir do PDP.
- ★ O BSF ou PSF é a TAR em d_{max} . É um fator substancial para feixes na faixa de ortovoltagem (os valores mais altos são para feixes de $\sim 0,6$ mm Cu HVL e podem chegar a 1.2–1.4, dependendo do tamanho do campo). O BSF diminui para alguns por cento acima da unidade para cobalto-60 e aproxima-se de uma unidade para feixes de raios-x de alta energia.

- ★ O BSF, como a TAR, não é mais utilizado na dosimetria de feixes de megavoltagem, exceto por algumas instituições onde ainda é utilizado como uma “variável dummy”;
- ★ A SAR representa a componente de espalhamento da TAR. É um conceito útil para a dosimetria de campos de forma irregular (por exemplo, técnica de Clarkson). Como a TAR, essa quantidade pode ser usada para feixes de cobalto-60 ou de baixa energia.

□ Campo Equivalente:

- ★ Campos retangulares, quadrados e circulares de feixes de fótons podem ser iguallados aproximadamente em termos do output de dose e distribuição de dose na profundidade utilizando tabelas ou igualando A/P (área sobre o perímetro).
- ★ O método A/P não é válido para campos de forma irregular.

Referências

- [1] Faiz M Khan and John P Gibbons. *Khan's the physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.