

Radioterapia

Teleterapia com Feixes de Elétrons

Dalila Mendonça

1. Introdução

Feixes de elétrons têm sido usados em radioterapia desde a década de 1940, mas não ganharam uso generalizado até a década de 1970 com o desenvolvimento comercial dos aceleradores lineares (linacs). Os elétrons perdem energia à medida que atravessam um meio através de várias colisões elásticas e inelásticas com elétrons atômicos e o núcleo. Colisões inelásticas com o núcleo resultam na perda radiativa de um fóton, chamada produção de bremsstrahlung.

A radiação bremsstrahlung criada pelas interações do feixe de elétrons com folhas de espalhamento de alto número atômico e outros materiais no caminho do feixe é chamada de contaminação de fótons. Os elétrons são uma partícula carregada com um alcance finito e, portanto, são adequados para o tratamento de alvos mais superficiais.

Como se tratam de partículas carregadas, os elétrons de megavoltagem sofrem mais espalhamento do que os fótons de megavoltagem, particularmente no ar. É por isso que os feixes de elétrons usam cones com trimmers de feixe bem próximos à superfície do paciente para minimizar o espalhamento dos elétrons para fora do campo de tratamento. Para personalizar ainda mais a forma do feixe, os recortes cerrobend são colocados no topo dos trimmers (cutouts).

O forma como ocorre o espalhamento dos elétrons muda com a energia inicial do elétron e com a profundidade no meio. Isso dificulta o matching de campos adjacentes de elétrons com outros campos de elétrons ou com campos de fótons. As muitas fontes de espalhamento no caminho do feixe de elétrons (folhas de espalhamento, câmaras monitoras, cone de elétrons) também afetam a dependência da distância da saída do feixe. O conceito de uma posição de fonte efetiva é usado para descrever isso.

Três fatores que afetam grandemente a distribuição da dose dos feixes de elétrons são:

1. a obliquidade do feixe;
2. a irregularidade da superfície; e
3. a falta de homogeneidade do tecido.

Os algoritmos pencil beam tradicionais não calculam com precisão a dose nessas condições. Os cálculos de Monte Carlo para elétrons estão se tornando cada vez mais comuns e funcionam muito melhor nessas condições.

O AAPM TG-70, *“Recommendations for Clinical Electron Beam Dosimetry”*, produziu um suplemento para o AAPM TG-25, *“Clinical Electron Beam Dosimetry”*, que atualizou as seções de dosimetria absoluta para refletir a mudança na dose absorvida nos padrões de água. As discussões no AAPM TG-25 sobre obliquidade, dose de superfície, posição efetiva da fonte, correções de gap de ar e uso de diodos permanecem válidas. O relatório AAPM TG-70 apresenta uma discussão detalhada sobre o uso de elétrons em muitas situações clínicas.

2. Características dos Feixes de Elétrons

Porcentagem de Dose Na Profundidade

As curvas típicas de dose na profundidade para os feixes de elétrons são mostradas na Fig. 1. Eles mostram uma dose de superfície relativamente alta em comparação com feixes de fótons com a mesma energia nominal, um acúmulo até a dose máxima, uma rápida queda na dose e, em seguida, um pequeno componente de baixa dose chamado cauda de bremsstrahlung ou contaminação de fótons. A contaminação de fótons aumenta com o aumento da energia, conforme mostrado na Fig. 1.

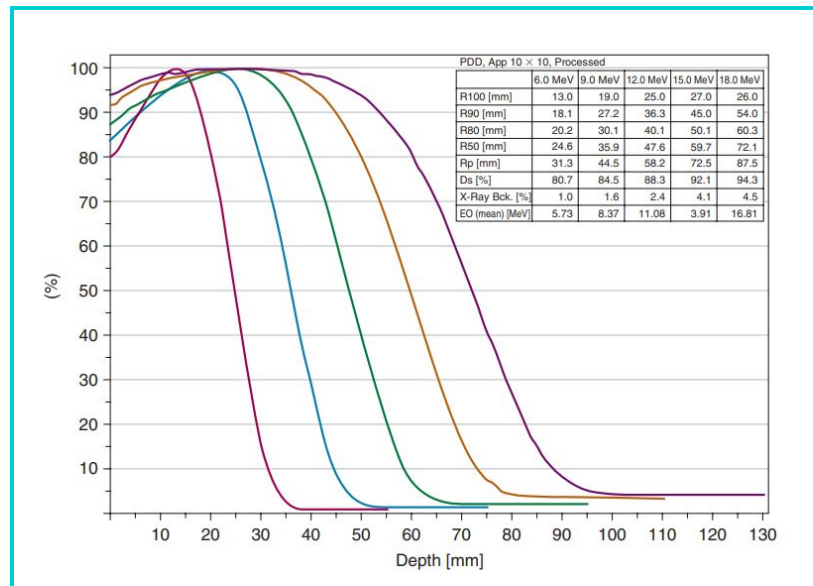


Figura 1: Exemplo de Curvas de PDP para feixes de Elétrons.

Existem vários parâmetros de dose na profundidade que são usados para descrever uma curva de dose de profundidade de elétrons: dose de superfície, profundidade de dose máxima (R100 ou D_{max}), profundidade da isodose de 90% (R90), profundidade da isodose de 80% (R80), profundidade da isodose de 50% (R50), alcance prático (Rp) e a contaminação por fótons.

Os parâmetros de alcance das isodoses na profundidade mudam com o tamanho do campo, mas a mudança é pequena para tamanhos de campo maiores do que o alcance prático. De fato, os dados na literatura demonstram que para energias menores ou iguais a 16 MeV, as mudanças em qualquer um dos parâmetros de alcance são menores que 1 mm para os cones de 10 cm x 10 cm até os cones de 25 cm x 25 cm. Para energias menores ou iguais a 12 MeV, isso se estende até o cone de 6 cm x 6 cm. Um exemplo da alteração do R90 em função do tamanho de campo é apresentado na Fig. 2.

TABLE 15.1 R90 (in mm) by Energy and Cone Size from Hu et al. ⁵					
Energy (MeV)	Cone Size (cm)				
	6	10	15	20	25
6	18.5	18.4	18.4	18.5	18.6
9	28.5	28.4	28.5	28.5	28.7
12	39.5	39.7	39.7	39.9	40.0
16	49.2	51.2	51.5	51.5	51.7
20	54.5	59.0	60.1	60.4	61.0

Figura 2: R90 (em mm) em função da energia e do tamanho do cone.

Para energias mais altas pode haver diferenças significativas, como mostra a Fig. 3. Para elétrons, a dose de superfície aumenta com a energia, o que é o oposto de fótons, e também pode ser observado na Fig. 1.

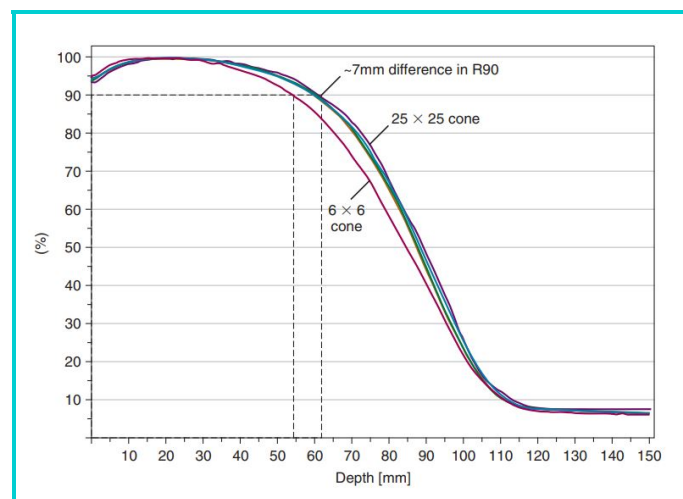


Figura 3: Exemplo de mudança da PDP com diminuição do tamanho do cone para um elétron de maior energia (22 MeV).

A Fig. 4 apresenta regras gerais que podem ser usadas para estimar os parâmetros de alcance. Estas regras destinam-se a ser estimativas rápidas e não podem substituir os dados medidos. Os valores podem diferir ligeiramente entre os linacs de diferentes modelos. Na prática clínica, esses valores devem ser tabelados em um formato conveniente semelhante à tabela da Fig. 1 e disponibilizados prontamente aos médicos como um auxílio na escolha da energia do feixe. Na prática clínica, a energia é frequentemente selecionada de modo que a profundidade R90 seja no mínimo tão profunda quanto o a região mais distal do volume alvo (PTV). A energia também deve ser limitada para reduzir a dose em quaisquer tecidos ou órgãos de risco (OARs) distais ao alvo.

TABLE 15.2 ■ Electron Beam Range Parameters Rules of Thumb	
Parameter	Estimation Formula (E is the nominal energy in MeV)
R90 in cm	$E/(3.2 \text{ to } 3.3)$
R80 in cm	$E/(2.9 \text{ to } 3.0)$
Rp in cm	$E/2$
Surface dose (%)	$E+(70 \text{ to } 74)$

Figura 4: Regras práticas para estimar os parâmetros de alcance do feixe de elétrons.

Output e Cutouts

A tendência de output dos cones de elétrons varia de acordo com a energia. O Centro de Física Radiológica (RPC), agora IROC Houston, publicou dados de referência para muitos modelos de linacs. Um exemplo do conjunto de dados é mostrado na Fig. 5. Como pode-se observar, a PDP permanece inalterada para tamanhos de campo maiores do que o alcance prático. Da mesma forma, há pouca mudança no output de um feixe de elétrons para tamanhos de cutout iguais ao alcance prático. Dado que Rp pode ser estimado como E/2, isso implica que apenas campos menores que 3 cm em um feixe de 6 MeV terão mudanças significativas. Este valor é apenas uma estimativa, e sua validade para um determinado acelerador deve ser estabelecida no momento do comissionamento.

O AAPM TG-70 descreve um método para estimar a dose na profundidade e o output para cutouts retangulares de dimensão $X \times Y$ por meio da média geométrica, dada por:

$$OF_{X,Y} = (OF_X \times OF_Y)^{\frac{1}{2}} \quad (\text{Eq. 1})$$

$$PDP_{X,Y} = (PDP_X \times PDP_Y)^{\frac{1}{2}} \quad (\text{Eq. 2})$$

Estas equações requerem que sejam realizadas medidas de uma série de cutouts no momento do comissionamento. Embora funcione para cutouts retangulares, estas equações não são particularmente precisas para cutouts pequenos ou com formatos irregulares. Khan descreveu um método baseado no conceito de proporção de buildup lateral (LBR) que descreve com mais precisão as alterações no output e na dose na profundidade. O LBR é derivado da razão entre a PDP para um cutout de 2 cm de diâmetro e a PDP para o cone aberto. Para cutouts irregulares, um método de integração setorial é usado para calcular a PDP e o output. Estes cálculos são facilmente implementados em códigos de programação, mas é difícil de serem utilizados em um cálculo manual. Kehwar e Huq propuseram uma melhoria neste método. Na prática, cutouts pequenos ou irregulares devem ser medidos para confirmar o output e a PDP.

Para cutouts pequenos, a curva de dose na profundidade se deslocará em direção à superfície, conforme mostrado na Figura 15.4. Portanto, tanto o output de dose quanto a PDP devem ser verificadas, pois isso pode alterar a escolha da energia. A Figura 15.4 também mostra que o efeito é mais enunciado em energias mais altas, como esperado.

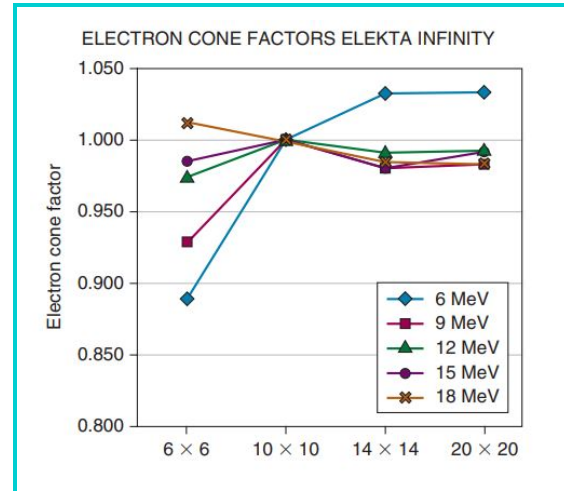


Figura 5: Exemplo de fatores de output do cone de elétrons em função do tamanho do cone e da energia do feixe.

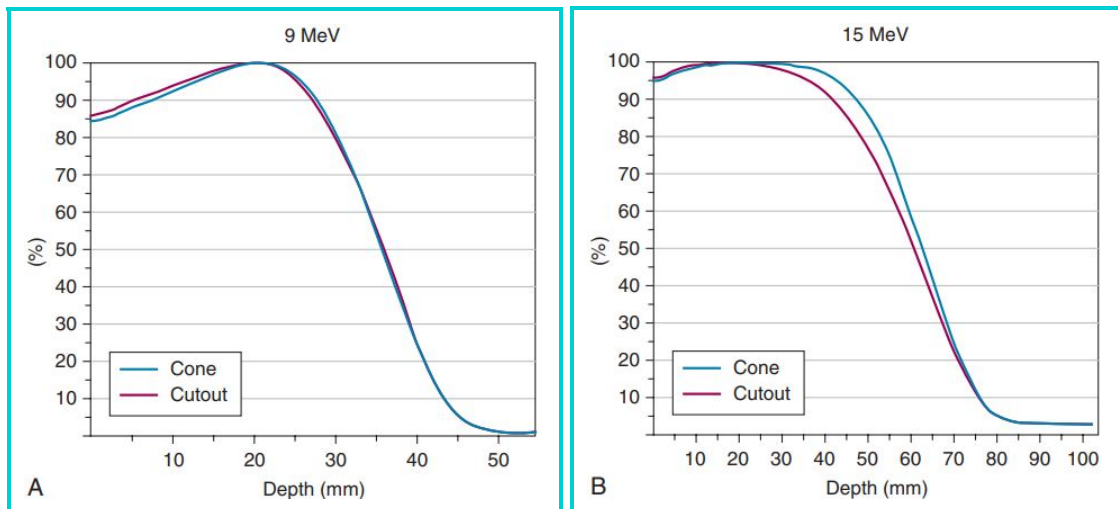


Figura 6: A mudança na PDP para um cutout menor que o a abertura do conveniente(4 cm).

A forma das curvas de isodose para feixes de elétrons também depende da energia e da profundidade. A Fig. 7 mostra, para várias energias, a largura da curva de 90%, a profundidade proximal e a profundidade distal para os cutouts de tamanhos 2 cm x 9 cm, 4 cm x 9 cm e 9 cm x 9 cm colocados em um cone cone de 10 cm x 10 cm .

A largura da curva de 90% é medida na profundidade da dose máxima. Os dados mostram que a margem necessária para o cutout é de cerca de 1 cm. Deve-se observar que a largura da curva de 90% diminui significativamente com a profundidade e a profundidade distal da curva de 90% torna-se muito mais rasa para

TABLE 15.3 ■ 90% Coverage for Different Cutout Sizes				
Cutout Size (cm)	90% Width at D_{max} Depth for the Smallest Dimension/ Proximal 90% Depth/Distal 90% Depth (cm)			
	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
9 × 9	8.0/0.5/1.8	8.1/0.7/2.9	8.1/0.4/3.8	8.5/0.2/4.6
4 × 9	2.8/0.5/1.8	2.9/0.6/2.8	3.1/0.3/3.6	3.3/0.2/4.2
2 × 9	1.1/0.3/1.7	1.3/0.2/2.4	1.4/0.1/2.8	1.4/0.1/3.1

Figura 7: Cobertura de 90% para diferentes tamanhos de cutouts.

energias mais altas à medida que o tamanho do cutout diminui. Portanto, o planejamento computadorizado do tratamento é recomendado para garantir a cobertura ideal no alvo, como mostra a Fig. 8.

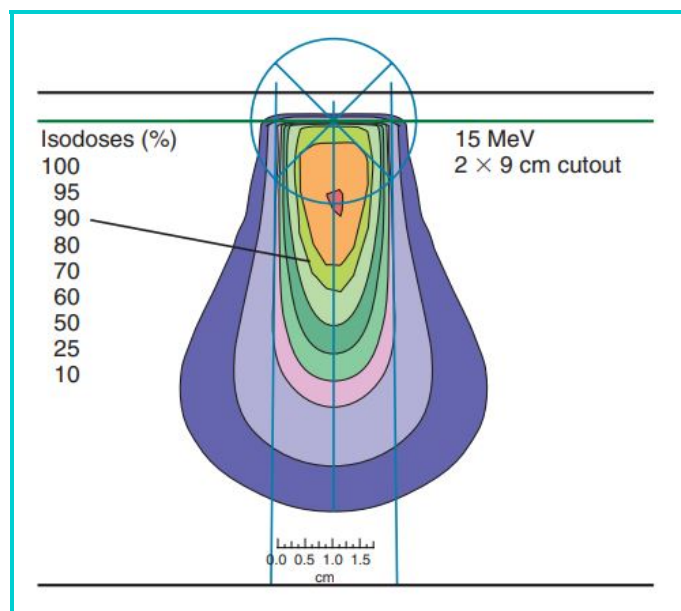


Figura 8: Linhas de isodose para um cutout estreito para um feixe de elétrons de alta energia.

A colimação de chumbo sobre a pele às vezes é usada para campos pequenos, uma vez que a penumbra é relativamente larga em comparação com o tumor. A colimação da pele também pode fornecer uma melhor proteção das estruturas superficiais próximas. A espessura dos cutouts e colimações devem ser suficientes para reduzir a transmissão para menos de 5%. Caso for usado chumbo, uma boa regra para definir a espessura necessária em mm é $E/2$; caso for usado cerrobend, o valor obtido para o chumbo deve ser multiplicado por um fator de 1.2 (TG-25).

Penumbra

A penumbra de um feixe de elétrons é uma função da energia feixe e da profundidade. A Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) recomenda que a penumbra seja definida como a distância do ponto de 80% ao ponto de 20% em um perfil de feixe. O ICRU também recomenda que a penumbra seja determinada na profundidade de $R_{85/2}$. A penumbra aumenta com a profundidade para todas as energias, com energias mais altas mostrando os aumentos mais acentuados. A Fig. 9 mostra um exemplo de medidas da penumbra. As mudanças drásticas da penumbra com a profundidade dificultam o matching de campos adjacentes.

TABLE 15.4 ■ Measured Penumbra in mm from Hu et al. ⁵ for a Varian Linac					
Depth	6 MeV	9 MeV	12 MeV	16 MeV	20 MeV
R100	22.1	24	25.7	20.6	12.3
R90	25.9	30.7	37.9	44	46.6
R50	25.9	32.3	41	50.8	60.6

Figura 9: Penumbra medida em mm para um Acelerador da Varian.

SSD Extendida

Como o espalhamento aumenta com a distância entre o cone e a superfície do paciente, o output e a penumbra também irão mudar para uma distância estendida da fonte até a superfície (SSDs). Um estudo mostrou um aumento de 8 mm a 10 mm na penumbra para um feixe de 6 MeV para uma SSD de 110 cm. As múltiplas fontes de espalhamento no caminho do feixe de elétrons causam uma dependência entre o cone/cutout e a energia com o output e a SSD. Ao plotar a mudança no output em função à SSD, pode-se obter a SSD efetiva (SSD_{eff}), que pode então ser usado para calcular o output do feixe de elétrons para uma SSD arbitrária. As medidas podem ser feitas para a SSD de 100 cm, 110 cm e 120 cm, por exemplo.

★ Determinação da SSD_{eff} ★

Se I_0 é a leitura em d_{max} para um gap de ar $gap = 0$, ou seja, para SSD nominal do feixe (padronizada em $SSD_0 = 100$ cm); e I_g é a leitura em d_{max} para um gap de ar g , de modo que $SSD = SSD_0 + g$; Plotando um gráfico de $(I_0/I_g)^{1/2}$ em função de g será criada uma linha reta com inclinação igual a $b = 1/(SSD_{eff} + d_{max})$; Portanto $SSD_{eff} = (1/b) - d_{max}$

Referências

- [1] 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.
- [2] Faiz M Khan and John P Gibbons. *Khan's the physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- [3] Andrzej Niemierko. Reporting and analyzing dose distributions: a concept of equivalent uniform dose. *Medical physics*, 24(1):103–110, 1997.
- [4] Deshan Yang and Kevin L Moore. Automated radiotherapy treatment plan integrity verification. *Medical physics*, 39(3):1542–1551, 2012.