

**DOSIMETRIA DE ELÉTRONS DE ALTA ENERGIA**

**FUNDAMENTOS BÁSICOS**

**CURSO PQRT - INCa**

***Laura Natal Rodrigues***

***IPEN/CNEN/SP***

***30 a 31 de agosto de 2002***

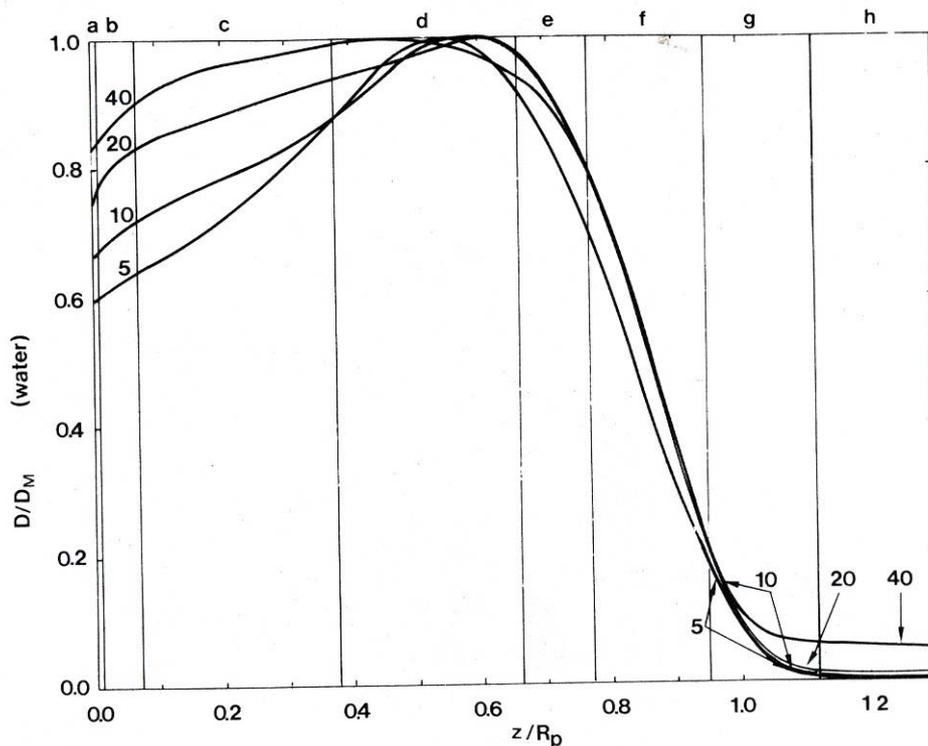
## **1. Introdução**

A distribuição de dose em profundidade em feixes de elétrons de alta energia que são empregados em Radioterapia geralmente é especificada por um único parâmetro, ou seja, a energia determinada a partir do alcance prático (Brahme 1975). No entanto, o alcance prático é um parâmetro que geralmente não está diretamente relacionado com o intervalo terapêutico da distribuição de dose em profundidade. Para obter uma simples especificação da distribuição de dose em profundidade são necessários alguns parâmetros adicionais. A importância de tais parâmetros deve-se ao aumento crescente de aceleradores lineares de tipos diferentes e usualmente qualidades de feixes bem diferentes necessitam de uma comparação unívoca da qualidade de um feixe para o outro. A disponibilidade de um diagnóstico de feixe simples e preciso faz com que seja interessante analisar alguns parâmetros independentes que caracterizam a qualidade do feixe. E, do ponto de vista terapêutico, é importante definir um volume de tratamento de modo consistente e relevante a fim de simplificar as comparações entre diferentes centros de radioterapia.

## **2. Distribuição de dose em profundidade**

A distribuição de dose em profundidade em um meio irradiado por um feixe terapêutico de elétrons de uma dada energia geralmente apresenta uma dependência com uma série de parâmetros tais como tamanho de campo, distância fonte-superfície, composição do meio, etc.

Os vários fatores que geralmente caracterizam a distribuição de dose em profundidade no eixo central de um feixe de elétrons estão ilustrados na Figura 1.



**Figura 1** – Distribuições de dose em profundidade calculadas para feixes de elétrons monoenergéticos e monodirecionais incidindo na direção normal com relação ao fantoma. As letras se referem às regiões aproximadas onde processos diferentes caracterizam a forma da distribuição de dose em profundidade (vide abaixo).

Com o aumento da distância a partir da superfície do fantoma a distribuição de dose é caracterizada pelos seguintes parâmetros:

- a) dose próxima à superfície;
- b) dose build-up de elétrons secundários;
- c) dose build-up de elétrons primários devido à inclinação crescente dos traços de elétrons;
- d) dose máxima onde os elétrons alcançam plena difusão;
- e) secção descendente com perda crescente de elétrons primários;
- f) secção inclinada do decréscimo linear de dose devido à energia e alcance espalhado dos elétrons primários;
- g) cauda dos elétrons que sofreram interações nas primeiras partes dos seus traços;
- h) radiação de fundo de fótons contribuída pelos fótons gerados tanto no meio como no acelerador (janela de vácuo, folhas de espalhamento, câmaras de transmissão, ar, colimador, etc).

### 3. Medidas de distribuição de dose em profundidade

As distribuições relativas de dose em profundidade podem ser medidas com câmaras de ionização, detectores semicondutores, câmaras líquidas ou dosímetro Fricke (NACP 1980). A escolha do método depende dos instrumentos que estão disponíveis no hospital. As distribuições relativas devem ser verificadas com relação às distribuições de dose em profundidade determinadas pelo método ionométrico (câmara de ionização) ou, se possível, com dosímetro sulfato ferroso.

O método da câmara de ionização está muito bem estabelecido para medidas em profundidades iguais ou maior do que a profundidade de dose máxima. Nas medidas de distribuição relativa de dose em profundidade, o efeito de deslocamento<sup>1</sup> da câmara de ionização deve ser levado em conta para câmaras cilíndricas. Este efeito deve ser corrigido pelo uso do ponto efetivo de medida. Este ponto efetivo de medida foi determinado extrapolando-se o deslocamento geométrico das distribuições de ionização em profundidade, medido por câmaras cilíndricas de tamanhos diferentes para um tamanho de câmara igual a zero. O ponto efetivo de medida varia ligeiramente com a energia do elétron  $E_{p,0}$  e a profundidade do fantoma, variando entre  $0.5r$  a  $0.75r$  ( $r$  é o raio interno da câmara cilíndrica) na frente do centro da câmara. Para feixes de elétrons, recomenda-se um valor de  $0.5r$ . As distribuições relativas de ionização em profundidade devem ser multiplicadas pela razão de freamento  $(s_{w,air})_u$  para diferentes profundidades a fim de converter estas distribuições em distribuições relativas de dose em profundidade.

Para medidas em profundidades pequenas o método ionométrico pode introduzir incertezas devido à contaminação de elétrons de baixa energia e um espectro de build-up de raios- $\delta^2$  incompleto. Medidas em tais profundidades recomenda-se que sejam realizadas preferencialmente com uma câmara líquida ou um dosímetro sulfato ferroso (Brahme 1975).

A dose absorvida em uma profundidade  $z$  pode ser determinada a partir da dose na profundidade de referência  $z_{ref}$  e da distribuição relativa de dose em profundidade  $PDD(z)$  através da seguinte relação (SSRFM 2002):

$$D_{w,Q}(z) = D_{w,Q}(z_{ref}) \cdot PDD(z) / PDD(z_{ref})$$

A dose absorvida na profundidade de dose máxima ( $z_{max}$ ) é dada por:

$$D_{w,Q}(z_{max}) = D_{w,Q}(z_{ref}) \cdot PDD(z_{max}) / PDD(z_{ref})$$

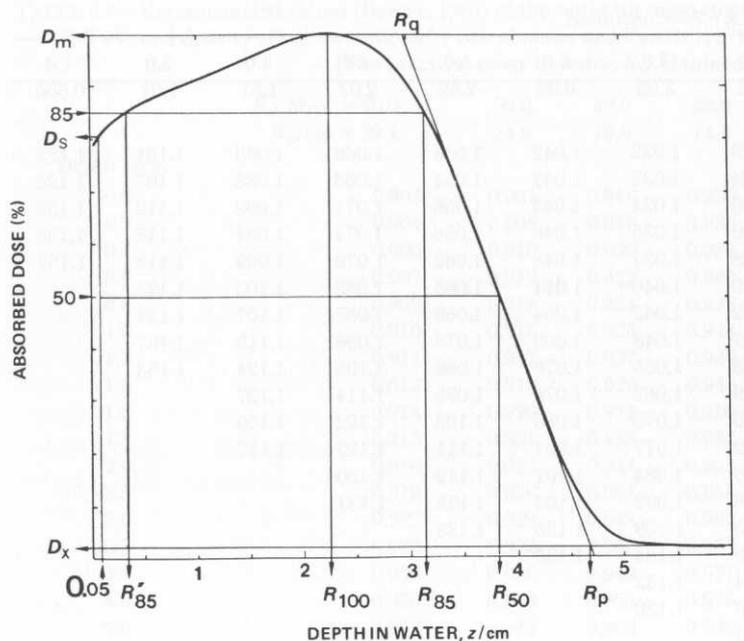
---

<sup>1</sup> O efeito de deslocamento é originado por diferentes absorção e espalhamento de fótons e pelo freamento e espalhamento de elétrons no volume da câmara e no meio. Ao introduzir uma câmara de ionização em um determinado meio, independentemente da espessura e da composição da parede, o volume da câmara (cavidade + parede) desloca uma porção do meio.

<sup>2</sup> Elétrons secundários rápidos.

## 4. Definições de parâmetros

As sete definições dos diferentes parâmetros de alcance para uma distribuição de dose em profundidade no eixo central estão ilustradas na Figura 2 (Brahme 1975).

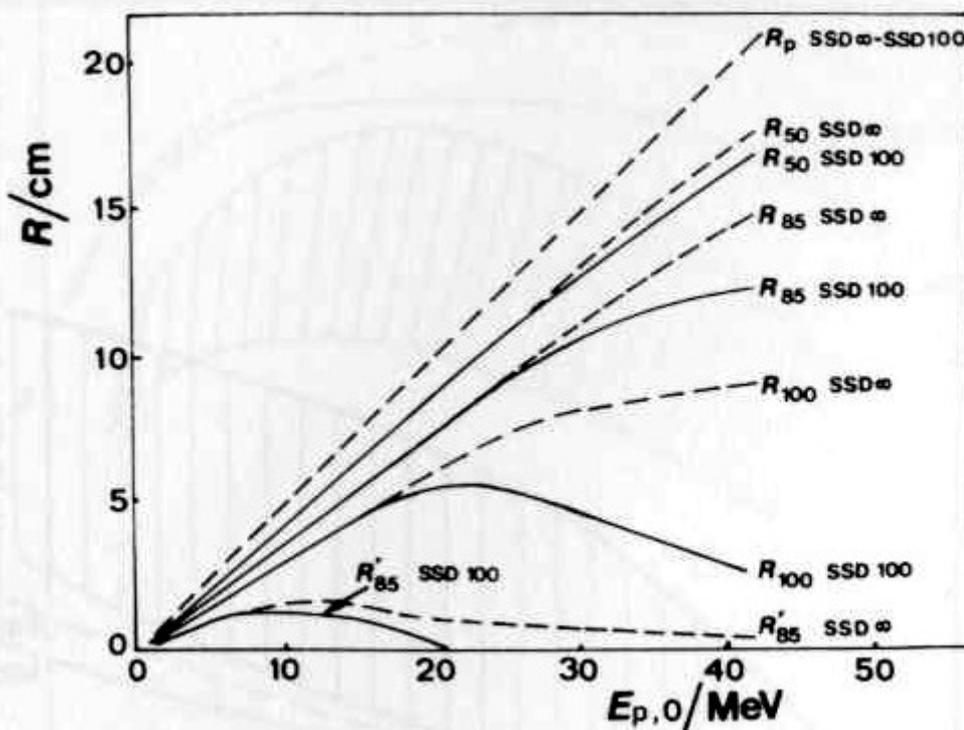


**Figura 2** – Distribuições terapêuticas de dose em profundidade com as definições de todos os parâmetros usados no texto.

Quatro destes parâmetros são parâmetros de alcance ( $R_{100}$ ,  $R_{85}$ ,  $R_{50}$ ,  $R_p$ ), um é a medida da inclinação ou gradiente da secção inclinada da distribuição de dose em profundidade ( $D^*$ ), e dois constituem as medidas nos níveis de dose de entrada e de saída no volume irradiado ( $D_s$ ,  $D_x$ ).

### ***Profundidade de dose máxima, $R_{100}$***

A localização do máximo da distribuição de dose em profundidade depende de uma série de parâmetros físicos do feixe de elétrons tais como a energia mais provável ( $E_p$ ), a forma da distribuição de energia e da distância fonte-superfície. A profundidade de dose máxima,  $R_{100}$ , é definida na Figura 2 e ilustrada na Figura 3 juntamente com outros parâmetros de alcance de feixes de elétrons calculados teoricamente.



**Figura 3** - Variação das diferentes medidas de alcances com a energia do feixe para feixes de elétrons monoenergéticos e monodirecionais. As linhas sólidas para SSD de 100 cm são obtidas após da correção da lei do inverso do quadrado da distância nas distribuições de dose em profundidade para uma SSD infinita.

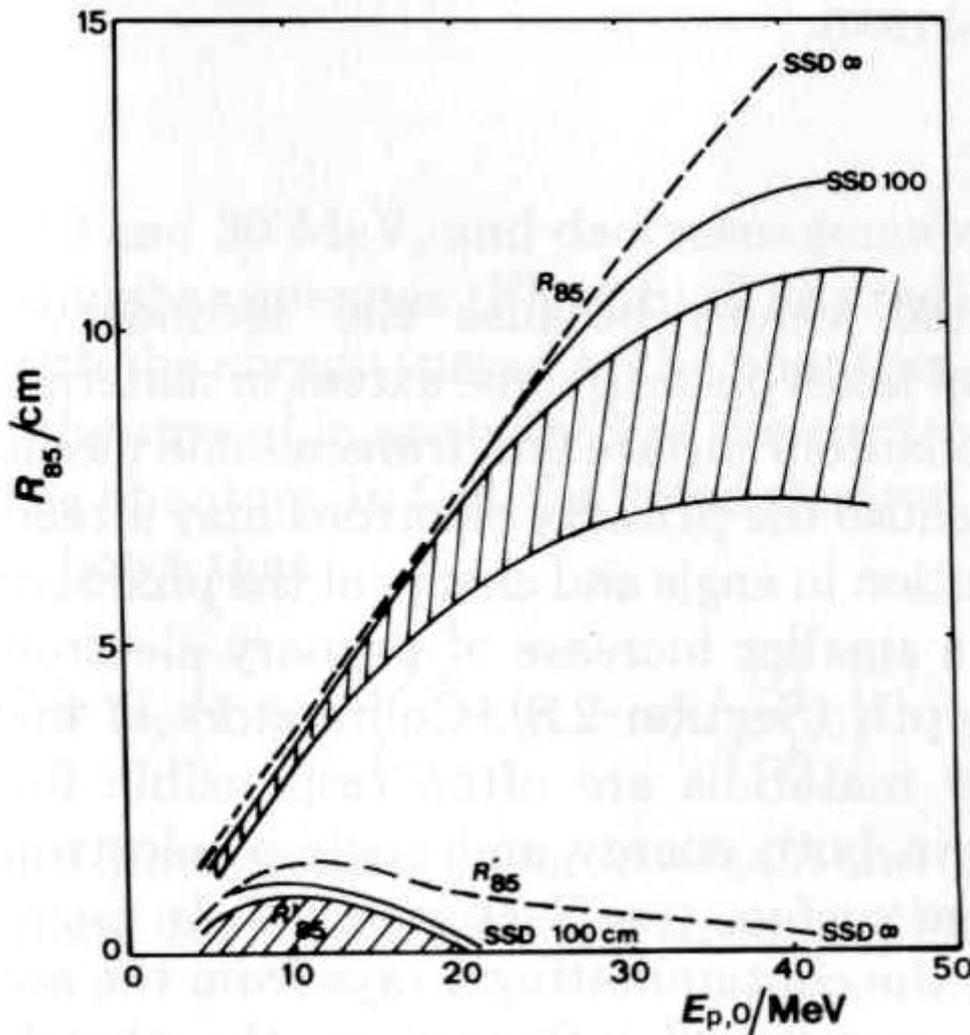
### *Alcance terapêutico, $R_{85}$*

É o intervalo de profundidade da distribuição de dose em profundidade que deve coincidir com o volume alvo. Para uma dada energia, o comprimento deste intervalo depende da uniformidade desejada da distribuição de dose em profundidade na região do alvo. Sabe-se que diferença menor que 10% no valor da dose podem causar uma mudança considerável na razão entre a fração de pacientes curados e aqueles que sofrerão complicações, fato este que faz com que seja desejável se esforçar para obter uma variação bem pequena dentro do volume alvo.

A uniformidade da distribuição de dose em profundidade perpendicular ao feixe pode algumas vezes ser aperfeiçoada aumentando-se de alguma forma o tamanho do campo. Similarmente a distribuição de dose em profundidade paralela ao feixe pode ser geralmente melhorada aumentando a energia do feixe de elétrons. No entanto, ambos os métodos resultam em um volume irradiado maior, resultado este que geralmente não é aceitável. Se alguma variação na dose absorvida é aceita tanto perpendicularmente quanto paralelamente ao feixe, a variação na dose

absorvida no alvo deve ser menor que 10% uma vez que a maioria dos aceleradores é especificada com uma homogeneidade de  $\pm 5\%$ . Esta pequena variação geralmente é irrealista como sendo um compromisso que precisa ser obtido entre uma boa uniformidade e um pequeno volume irradiado. Sendo assim, o alcance terapêutico é definido como sendo o intervalo de profundidade no qual a dose absorvida excede 85% de seu valor máximo ( $D_M$ , vide Figura 2).

Na Figura 4 o alcance terapêutico,  $R_{85}$ , é mostrado em função da energia mais provável de elétrons na superfície,  $(E_p)_0$ , tanto para distribuições de dose em profundidade calculadas teoricamente quanto as distribuições experimentais obtidas em diferentes tipos de aceleradores lineares (betatrons, acelerador linear e microtron).

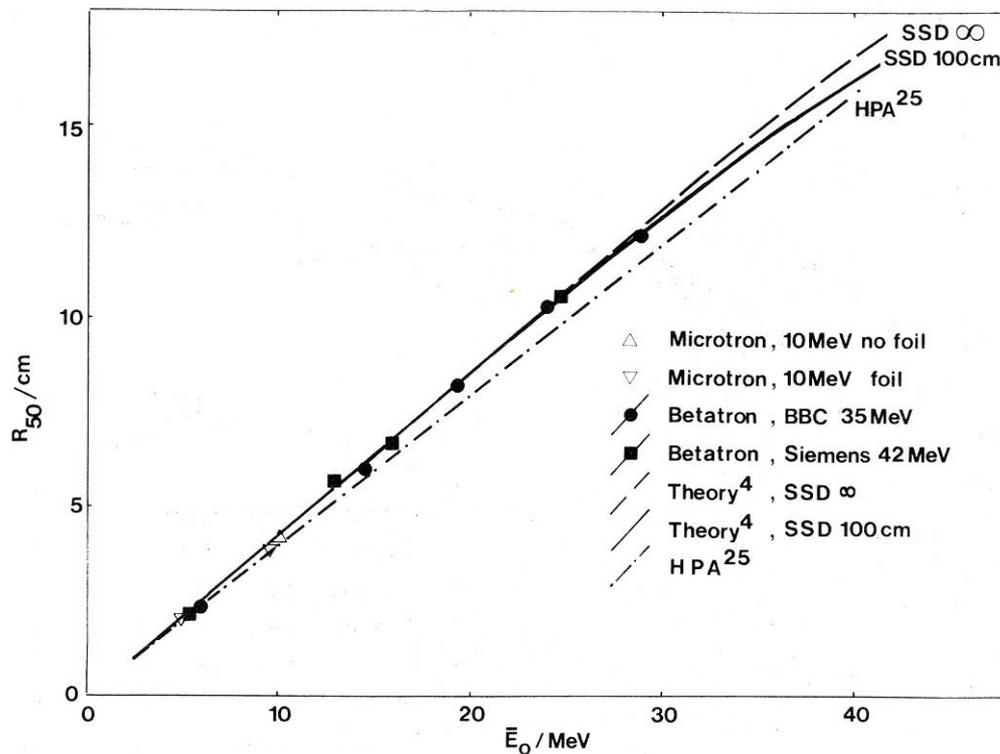


**Figura 4** – Alcance terapêutico para diferentes aceleradores de elétrons e para feixes de elétrons monoenergéticos em função da energia mais provável na superfície do fantoma. Todas as curvas são para uma SSD de 100 cm e tamanhos de campo grandes.

### *Alcance à meia profundidade, $R_{50}$*

A profundidade na qual a dose absorvida atinge 50% do seu valor máximo tem sido sugerida na literatura como uma medida da energia de feixes de elétrons de alta energia. Como a meia profundidade está localizada na região atingida por aproximadamente metade dos elétrons primários é razoável supor que esta profundidade esteja relacionada com a energia média do que com a energia mais provável dos elétrons incidentes.

Na Figura 5 é apresentada a variação de  $R_{50}$  com a energia média na superfície do fantoma,  $E_0$ . Os resultados teóricos da Figura 3 demonstram claramente que o alcance à meia profundidade tem uma dependência maior com a distância fonte-superfície comparativamente com o alcance prático, sobretudo para altas energias em que a radiação de fundo de fótons é considerável.



**Figura 5** – Variação do alcance à meia profundidade com a energia média na superfície do fantoma para diferentes feixes obtidos em betatrons e em microtrons (de pequena dispersão angular).

### ***Alcance prático, $R_p$***

O alcance prático é definido como sendo a profundidade de intersecção da tangente através do ponto de maior inclinação (ponto de inflexão), tanto em uma curva de dose quanto de ionização em profundidade, e a radiação de fundo de fótons ( $D_x$ ). Este valor de  $R_p$  é obtido fazendo-se um ajuste linear dos dados na região descendente da curva de dose em profundidade entre 70% e 20%. A radiação de fundo de fótons, que é definida como sendo uma extrapolação da extremidade da distribuição de dose em profundidade até o alcance prático, é obtida também se fazendo um ajuste linear nos valores obtidos até o último ponto da curva de distribuição de dose.

A energia calculada a partir do alcance prático está mais diretamente relacionada com a energia mais provável de elétrons na superfície do fantoma. Na Figura 3 pode se observar que se a lei do inverso do quadrado da distância for empregada para a dependência de  $R_p$  com a distância foco-superfície, o alcance prático diminui de apenas alguns décimos de por cento para uma distância foco-superfície de 100 cm quando comparado com o seu valor a uma distância foco-superfície infinita.

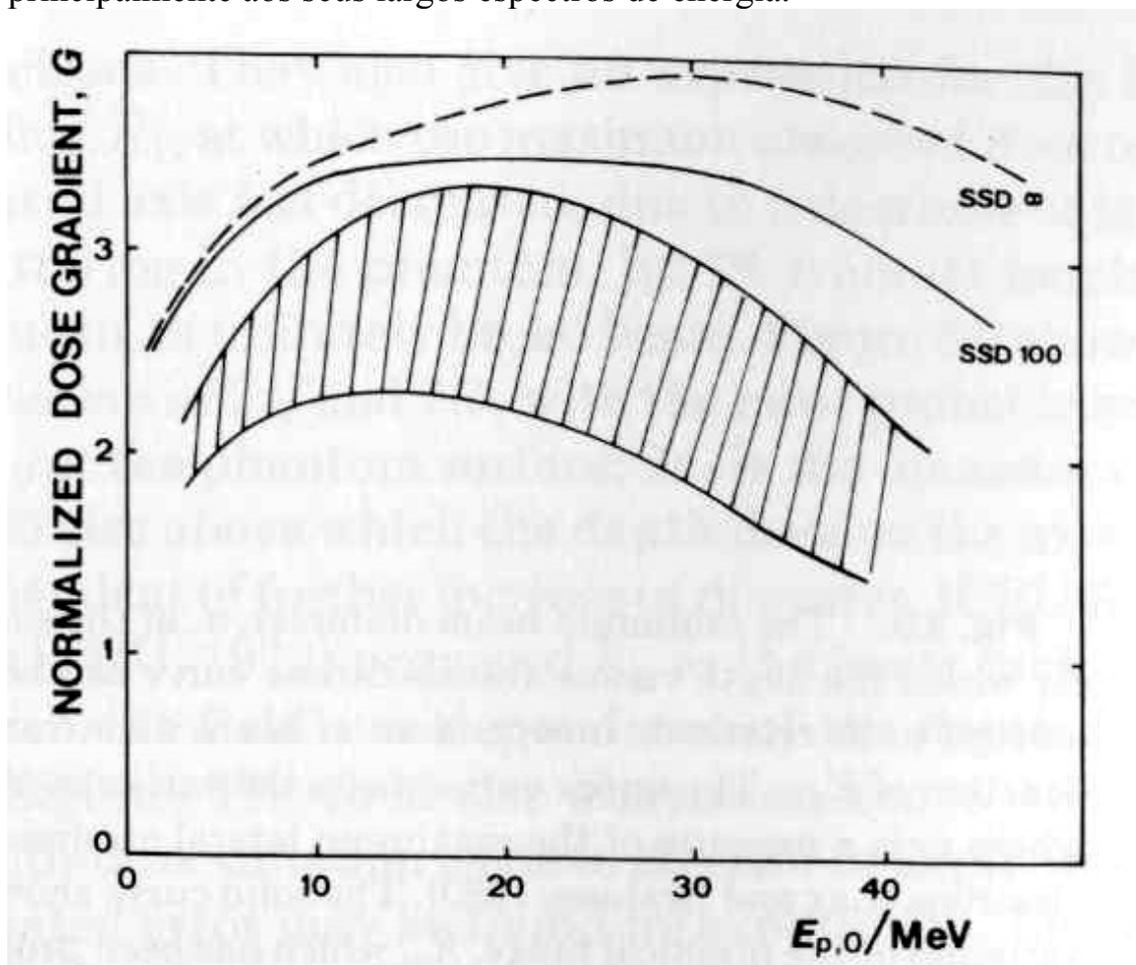
### ***Gradiente de dose, $D^*$***

A diferença mais significativa entre a distribuição de dose de um feixe de elétrons e de um feixe de fótons é o decréscimo mais inclinado na dose após o alcance terapêutico em um feixe de elétrons. Este rápido decréscimo nos feixes de elétrons é uma grande vantagem no caso em que existem órgãos na frente do tumor, os quais precisam ser protegidos de irradiação desnecessária. Uma medida prática da inclinação das distribuições de dose em profundidade é o gradiente de dose ao longo do eixo central do campo. Para obter uma medida do gradiente de dose que seja o mais independente possível da energia e da contaminação de fótons do feixe, define-se um gradiente de dose normalizado como sendo:

$$D^* = \left( \frac{dD}{dz} \right)_{\max} \frac{R_p}{D_M - D_X}$$

Para uma distribuição de dose conhecida,  $D^*$  pode ser obtido extrapolando-se a parte mais inclinada da distribuição, que já foi usada para obter  $R_p$ , até que intercepte  $D_x$  e no nível de dose máxima  $D_m$ . Sendo assim, o gradiente de dose é obtido então se dividindo  $R_p$  pela distância entre estas duas intersecções.

A medida adimensional do gradiente de dose varia ligeiramente com a energia do elétron uma vez que o aumento no alcance prático com a energia praticamente balanceia o decréscimo na inclinação da distribuição de dose em profundidade. Para uma dada energia mais provável, são obtidos valores diferentes do gradiente de dose dependendo da largura da distribuição de energia no feixe de elétrons. A Figura 6 mostra tanto os dados teóricos quanto os experimentais a partir de feixes terapêuticos de elétrons. É importante ressaltar que alguns feixes de elétrons de alta energia usados em terapia têm gradientes de dose relativamente pequenos devido principalmente aos seus largos espectros de energia.

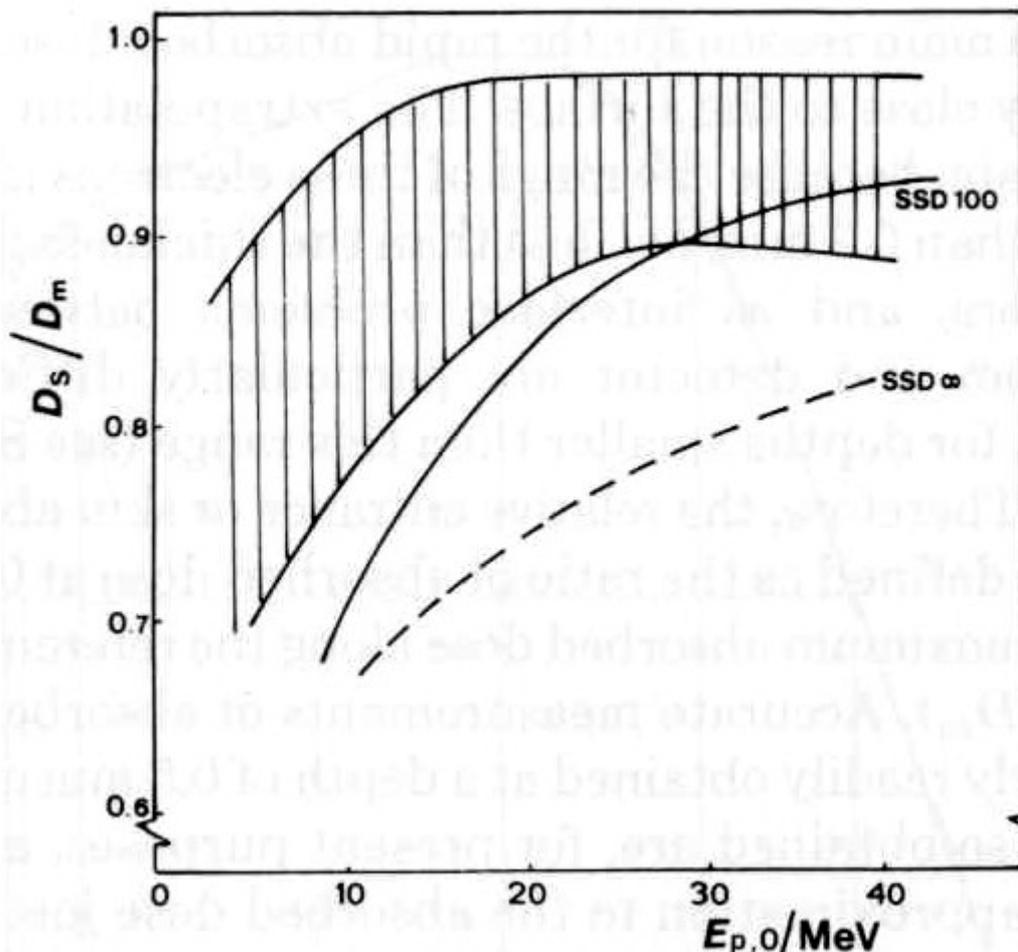


**Figura 6** – Dependência do gradiente de dose com a energia mais provável na superfície do fantoma para feixes monoenergéticos de elétrons e para feixes clínicos.

### ***Dose superfície, $D_s$***

A dose de entrada em um volume irradiado por um feixe clínico de elétrons é de grande interesse devido à sua importância para o grau de pele poupada obtido. A profundidade das camadas sensíveis à radiação abaixo da epiderme é geralmente da ordem de 0,5 mm, uma profundidade que é acessível para medidas precisas de dose com vários detectores. A dose superficial ou dose na pele,  $D_s$ , é definida como sendo a razão da dose absorvida na profundidade de 0.5 mm com relação ao valor de dose máxima (vide Figura 3).

Geralmente a dose superfície é cerca 90% ou menos devido ao build-up da fluência de elétrons primários e secundários e devidos também à contaminação de elétrons e fótons de baixa energia. Na Figura 7, a dose superfície é mostrada em função da energia dos elétrons para vários aceleradores clínicos e que foram comparados com os resultados teóricos.

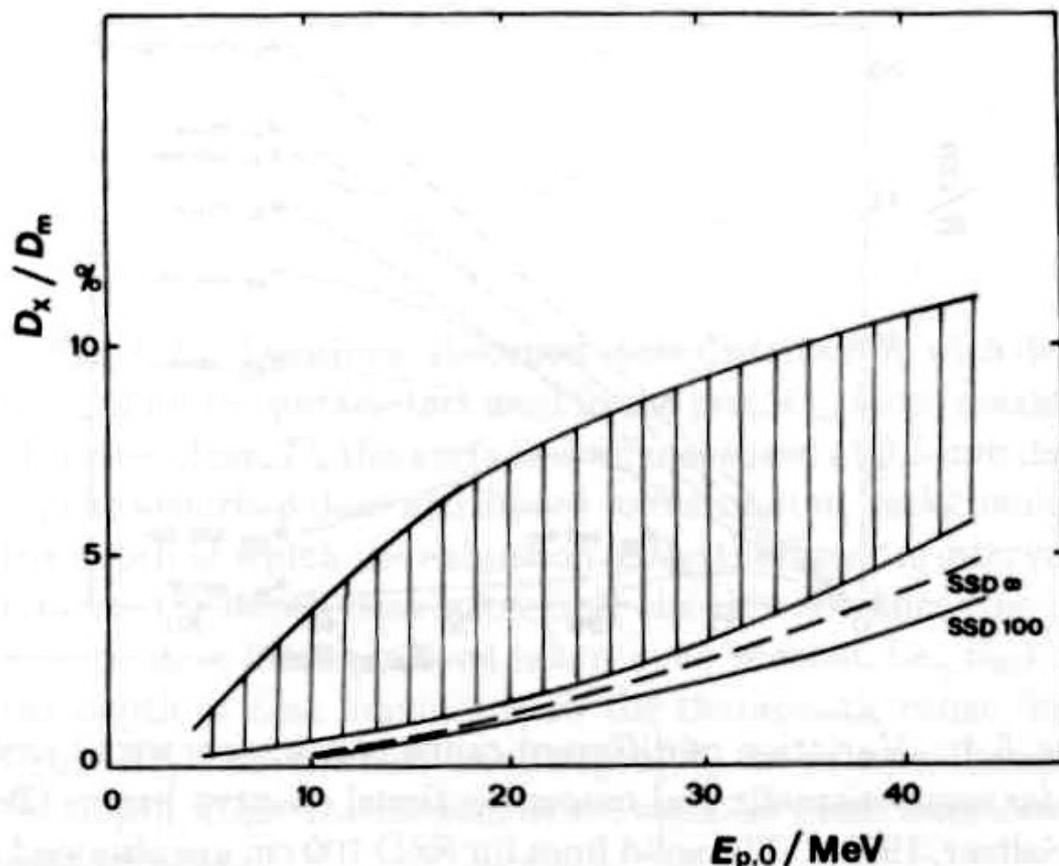


**Figura 7** – Variação da taxa de dose superfície com a energia mais provável. Uma menor dose superfície que o valor esperado pela teoria é encontrado em vários feixes de alta energia. Este fato pode ser explicado pelo build-up de raios-X contaminantes e elétrons de baixa energia.

### *Radiação de fundo de fótons, $D_x$*

A radiação de fundo de fótons  $D_x$  é definida como sendo a extrapolação da cauda da distribuição de dose em profundidade até o alcance prático. Os fótons estão tanto presentes como uma contaminação do feixe de elétrons incidentes ou gerados no próprio meio irradiado.

Na Figura 8, são mostrados resultados teóricos para feixes monoenergéticos e monodirecionais e conseqüentemente incluem somente os fótons gerados no meio. Os resultados experimentais provenientes de feixes terapêuticos contêm uma fração considerável de fótons contaminantes uma vez que estes feixes são geralmente espalhados por folhas metálicas e outras partes de construção que produzem bremsstrahlung.



**Figura 8** – Dependência da radiação de fundo de fótons com a energia mais provável na superfície do fantoma. A fração de  $D_x$  que é produzida no fantoma pode ser estimada a partir da curva para uma SSD de 100 cm.

## Referências bibliográficas

Brahme A 1975 Investigations on the Application of a Microtron Accelerator for Radiation Therapy, PhD Thesis, Institute of Radiation Physics, Stockholm University.

IAEA 1997 The use of plane parallel ionization chambers in high energy electron and photon beams. An international code of practice for dosimetry. IAEA Technical Report Series 381, Vienna.

IAEA 2000 Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice based on standards of absorbed dose to water. IAEA Technical Report Series 398 Vienna.

ICRU 1984 Radiation Dosimetry: Electron Beams with Energies Between 1 and 50 MeV, International Commission on Radiation Units and Measurements, Report 35, Bethesda, Maryland, 157 p.

Khan F M 1994 The Physics of Radiation Therapy, 2<sup>nd</sup> edition, Williams & Wilkins, Baltimore, 542 p.

Khan F M, Doppke K P, Hogstrom K R, Kutcher G J, Nath R, Prasad S C, Purdy J C, Rozenfeld M and Werner B L 1991 Clinical electron-beam dosimetry: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 25, Med Phys. 18, 73-109.

Klevenhagen S C 1985 Physics of Electron Beam Therapy Medical Physics Handbooks 13, Adam Hilger Ltd, Bristol and Boston, 204 p.

Klevenhagen S C 1993 Physics and Dosimetry of Therapy Electron Beams, Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin, 479 p.

Mattsson L O, Johansson K A and Svensson H 1981 Calibration and use of plane-parallel ionization chambers for the determination of absorbed dose in electron beams Acta Radiol. Oncol. 20, 385-399.

McEwen M R, Williams A J and DuSautoy A R 2001 Determination of absorbed dose calibration factors for therapy level electron beam ionization chambers Phys. Med. Biol. 46, 741-755

NACP 1981 Supplement to the recommendations by the Nordic Association of Clinical Physics (1980) Electron beams with mean energies at the phantom surface below 15 MeV, Acta Radiol. Oncol. 20, 402-415.

Palm A, Mattsson O and Andreo P 2000 Calibration of plane-parallel chambers and determination of  $P_{\text{wall}}$  for the NACP and Roos chambers for  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$ -ray beams Phys. Med. Biol. 45, 971-981

Rogers D W O 1996 Dosimetry Fundamentals: 1996 AAPM Summer School, American Association of Medical Physicists, 25 p.

SSRFM 2002 High-energy electron beam therapy dosimetry with ionisation chambers Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics, Recommendations No. 10, 18 p.