

ESTUDO DA ADEQUAÇÃO DO USO DE DETECTORES SEMICONDUCTORES PARA AVALIAÇÕES DOSIMÉTRICAS EM RADIOTERAPIA COM FEIXE DE ELÉTRONS.

**Antunes, P.C.G.¹, Siqueira, P.T.D.¹, Furnari, L.², Yoriyaz, H.¹, Rubo, R.², Poli, M.E.²,
Rodrigues, L.N.¹, Fonseca, G.P.¹ e Souza, G.S.¹**

¹ Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN / CNEN - SP)
Av. Professor Lineu Prestes 2242
05508-000 São Paulo, SP
pacrisguian@gmail.com
ptsiquei@ipen.br
hyoriyaz@ipen.br
lnatal@ipen.br
gpfonseca@ipen.br
greguis@gmail.com

² Serviço de Radioterapia do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas de São Paulo.
Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 255
05403-900 São Paulo, SP
laurafurnari@hotmail.com
rarubo@yahoo.com.br
esmeraldapoli@hotmail.com

RESUMO

O alcance limitado dos elétrons permite tratar particularmente estruturas superficiais, limitando a dose em tecidos mais profundos, isso porque o feixe de elétrons apresenta uma queda acentuada após a região do *build-up*. O feixe de radiação em um determinado meio é caracterizado por uma curva de distribuição de dose versus profundidade no meio - PDP (porcentagem de dose profunda) e a partir desta curva são definidos alguns parâmetros clínicos utilizados na caracterização do feixe de elétrons.

Os detectores semicondutores, mais especificamente os diodos de silício, são amplamente usados em medidas de dose absorvida em tratamento radioterápico com feixes de elétrons. Entretanto pesquisadores da Escola de Medicina da Universidade de Yale apontam para inadequação do uso de diodos para medidas de perfil axial de dose, em levantamentos de parâmetros clínicos. A contraposição de relatos justifica o presente trabalho, descrevendo um estudo da adequação da utilização de detectores semicondutores nos procedimentos de dosimetria clínica com feixe de elétrons.

Foram realizadas medidas do perfil axial de dose para diversas energias do feixe do acelerador Varian Clinac 2100C, do serviço de Radioterapia do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas de São Paulo.

Medidas de PDP's feitas com diodo de silício apresentam valores dos parâmetros clínicos R_{100} (profundidade de máxima dose) e R_{50} (profundidade de 50% máxima de dose) compatíveis com os valores obtidos pela câmara de ionização para as mesmas condições de feixe.

1. INTRODUÇÃO

A dosimetria com feixe de elétrons ainda é um assunto muito estudado, principalmente para feixes com energias entre 4 e 20 MeV, em razão de seu uso clínico. O feixe de elétrons possui um alcance limitado, apresentando uma queda acentuada após a região do *build-up*, permitindo assim um tratamento nas estruturas superficiais limitando a dose nos tecidos mais profundos, e conseqüentemente limitando o prejuízo a tecidos que não são objetos do tratamento.

No entanto existe uma grande dificuldade em se estimar corretamente doses em regiões heterogêneas, devido à complexidade do espalhamento em meios que envolvem simultaneamente ar, tecido mole e osso, sobretudo nos primeiros milímetros da região de *build-up*, pois esta é uma região de difícil avaliação dosimétrica, em virtude das dimensões dos dosímetros empregados, contribuindo para a limitação na precisão das medidas.

Detectores semicondutores, mais especificamente diodos de silício, em virtude do seu tamanho diminuto, que permite uma alta resolução espacial¹, e da razão entre os *stopping powers* do Si e da água ser praticamente constante para energias entre 5 e 20 MeV, dispensando assim fatores de correção, sendo amplamente utilizados em medidas de dose absorvida em tratamentos radioterápicos^{2,3}.

Pesquisadores da Escola de Medicina da Universidade de Yale⁴, a partir de experimentos pessoais e levantamento bibliográfico, apontam, contudo, para a inadequação do uso de diodos para medidas de perfil axial de dose, em levantamentos de parâmetros clínicos de feixes de elétrons.

Este trabalho avalia a adequação da utilização de detectores semicondutores nos procedimentos de dosimetria clínica com feixe de elétrons. Para tanto, medidas de Perfis de Dose Profunda (PDP) obtidas com diodo de silício em diferentes orientações angulares foram comparadas com aquelas obtidas utilizando-se câmara de ionização, para diversas energias do feixe de elétrons.

2. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

2.1. Material

As irradiações consistiram de feixe de elétrons com energias nominais de 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV e 15 MeV, campo 15 x 15 cm² e distância da fonte-superfície (DFS) de 100 cm incidindo perpendicularmente em um objeto simulador (*phantom*) de água de 50 x 50 x 50 cm³. Para tanto foi utilizado o acelerador VARIAN CLINAC 2100C, do Serviço de Radioterapia do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas de São Paulo. Para as medidas com diodo foram utilizados detectores produzidos por SCANDITRONIX WELHÖFER, EDF 3G-pSi (figura 1), para detecção do campo de elétrons; e um RFD 3G-pSi, detector referência. A título comparativo também foram obtidas medidas com o uso de uma câmara de ionização MARKUS de placas paralelas.

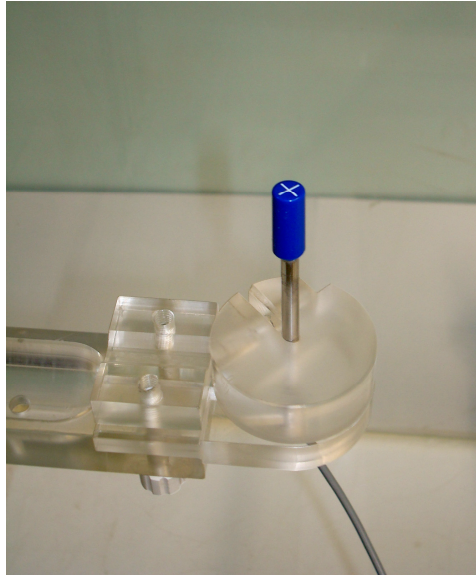


Figura 1: Diodo semiconductor de silício (EDF 3G-pSi) utilizado neste trabalho com dosimetria de elétrons

2.2. Método

Inicialmente as irradiações foram feitas com o eixo do diodo de silício posicionado paralelamente à superfície da água, (perpendicular ao feixe de elétrons), tomando-se como profundidade de referência ($z = 0$) aquele em que o eixo do diodo localizava-se exatamente nesta superfície. Foi tomado o cuidado para que o centro do feixe incidisse exatamente na metade da superfície longitudinal do diodo, demarcando assim um local para posteriores irradiações (figura 2-a).

As PDP's foram obtidas pelo sucessivo deslocamento (passo de 1 mm) do detector ao longo do eixo do feixe. Uma medida foi feita, de acordo com a profundidade, para cada energia do feixe de elétrons. A partir da análise dessas PDP's foi possível observar que os primeiros pontos (os mais próximos à superfície da água) de cada PDP formavam um patamar plano. Esta anomalia justificou-se em razão do detector não ter rompido a tensão superficial da água apesar de seu eixo encontrar-se submerso. Para correção da leitura referente a estes pontos inverteu-se o sentido de varredura neste trecho da PDP.

Para a avaliação da influência da orientação do diodo na obtenção das PDP's, seu eixo foi posicionado perpendicularmente a superfície da água, (paralelamente ao eixo de incidência do feixe) (figura 1). Tomou-se como posição referência aquela em que a superfície superior do diodo localizava-se na superfície da água (figura 2 – b).

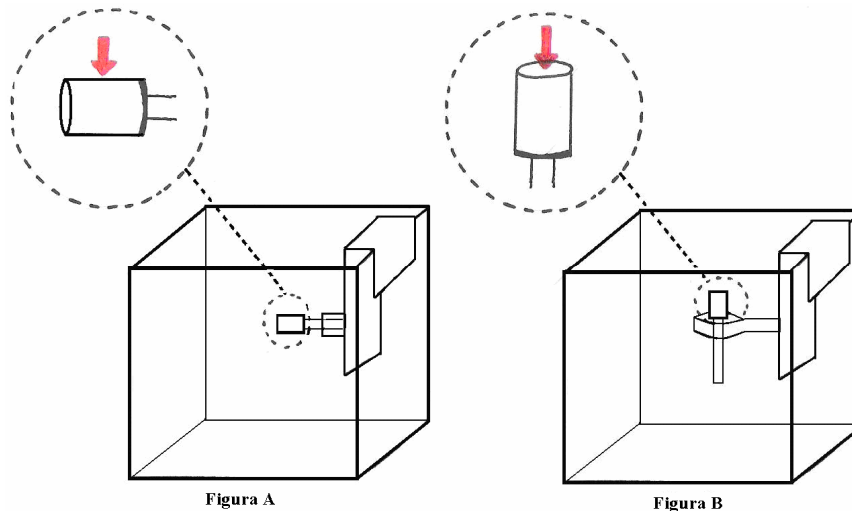


Figura 2: Desenho esquemático da montagem experimental – a) Eixo do diodo posicionado perpendicularmente à direção de incidência do feixe de elétrons (seta vermelha), b) Eixo do diodo posicionado paralelamente à direção de incidência do feixe de elétrons (seta vermelha).

3. RESULTADOS

Estudos da Universidade de Yale⁴ apontam a inadequação do diodo para procedimentos radioterápicos devido principalmente à dependência de sua resposta com a energia do feixe e com seu posicionamento em relação à direção do feixe. Para verificação foram feitas medidas de porcentagem de dose com duas posições do diodo. A primeira com seu eixo perpendicularmente (\perp) ao feixe de elétrons, e posteriormente com seu eixo disposto paralelamente (\parallel) ao feixe de elétrons, dados destas PDP's estão demonstrados na figura 3. A figura 4 mostra a razão entre os valores de dose ($D_{\perp} / D_{\parallel}$), obtidas a partir das duas orientações do diodo, para as PDP's da figura 3.

Verificamos nestas figuras que as diferenças nas PDPs são mais acentuadas para feixes de energia mais baixa, sendo que as diferenças são mais acentuadas nos primeiros 5 mm de profundidade (evidenciando a influência do posicionamento, visto a região próxima à superfície é a região onde o feixe se encontra menos degradado), e na região seguinte a profundidade de máxima dose, R_{100} . O que se explica pela energia média do feixe estar abaixo da região em que a razão entre os *stopping powers* do Si e da água é constante (5 MeV). As diferenças das doses nas profundidades dadas por R_{100} não excedem 1%. Para as profundidades associadas à redução da dose a 50% da dose máxima, R_{50} , as diferenças são superiores, variando de 3% para o feixe de 15 MeV e entre 10 % a 15% para o feixe de 6 MeV, sempre com as PDPs obtidas com o diodo perpendicular ao feixe apresentando valores de R_{50} inferiores aos obtidos com o diodo posicionado paralelamente.

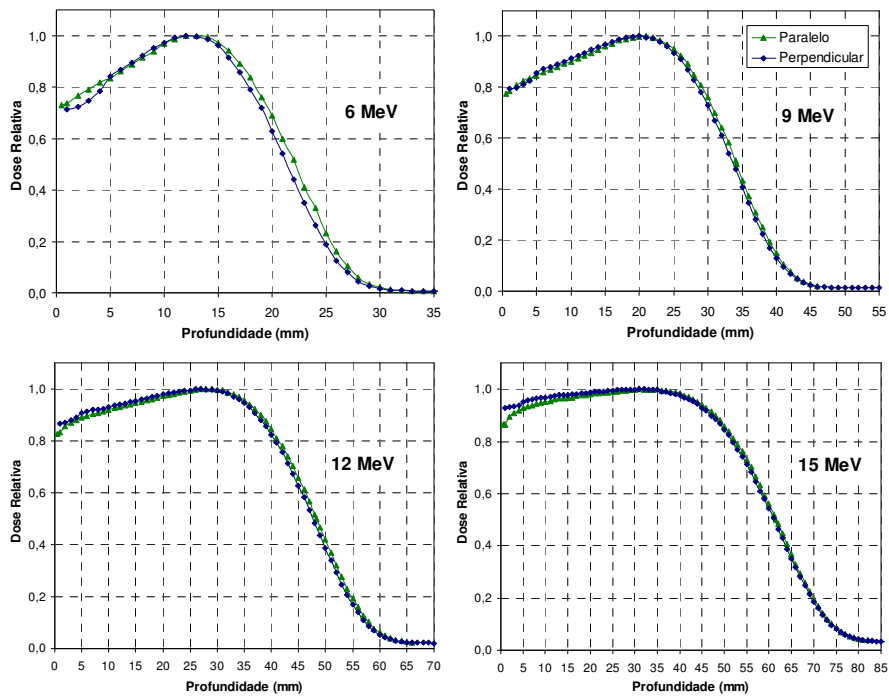


Figura 3: PDP's (para 4 energias do feixe de elétrons) obtidas para diferentes orientações do diodo semiconductor de silício.

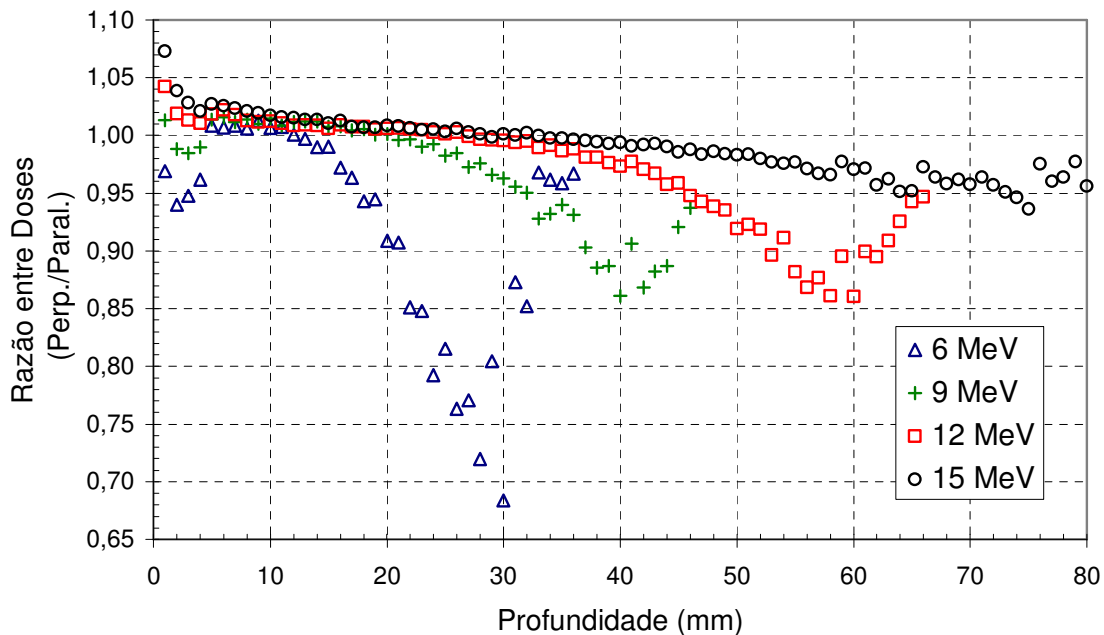


Figura 4: Razão entre os valores de dose ($D_{\perp} / D_{//}$) obtidas para as 4 PDP's medidas.
 (D_{\perp} : dose obtida com o diodo posicionado perpendicularmente à direção de incidência do feixe de elétrons;
 $D_{//}$: dose obtida com o diodo posicionado paralelamente à direção de incidência do feixe de elétrons)

A figura 5 mostra as PDP's para cada uma das energias nominais do feixe de elétrons obtidas com a utilização do detector tipo diodo, posicionado paralelamente à direção de incidência do feixe, superpostas às obtidas pela câmara de ionização(CI).

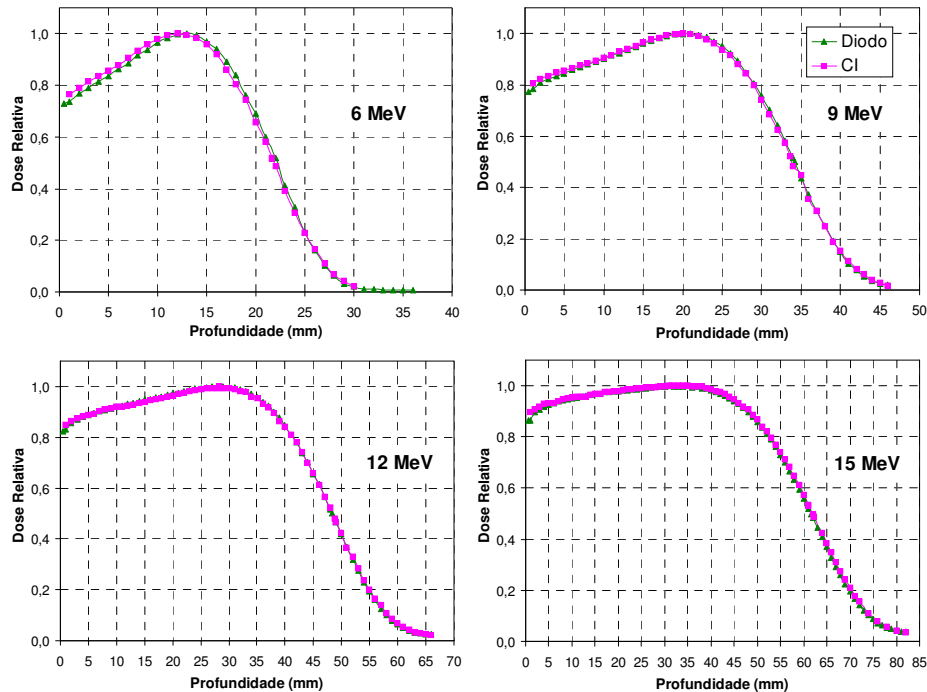


Figura 5: Comparação entre os Perfis de Dose Profunda obtidos por diodo semicondutor de silício, com o eixo do diodo localizado paralelamente ao feixe de incidência do feixe de elétrons, e por câmara de ionização de placas paralelas.

Na região do *build-up*, observa-se que as PDP's obtidas pelas medidas efetuadas com a CI apresentam valores maiores do que aquelas obtidas pelo diodo, sendo estas diferenças maiores para os feixes de menor energia. Apesar do aparente casamento entre os valores da PDPs de maior energia na região do *build-up*, os primeiros pontos da PDP, correspondente aos primeiros milímetros do objeto simulador apresentam sempre um diferença mostrando que influência da dimensão dos dosímetros na medida de dose. Para profundidades superiores àquelas das pelos R_{100} os 2 métodos de medida parecem apresentar valores concordantes.. A tabela 1 mostra os valores dos parâmetros clínicos, R_{100} e R_{50} , obtidos a partir das PDPs medidas por cada método e para cada energia de feixe apresentadas no trabalho.

Tabela 1. Parâmetros clínicos R(100) e R(50) obtidos pelos diferentes métodos de medida: câmara de ionização (CI) e diodo.

Energia do Feixe	Método	R (100) mm	R (50) mm	Energia do Feixe	Método	R(100) mm	R(50) mm
6 MeV	CI	12,0	21,7	12 MeV	CI	28,3	48,0
	Diodo//	13,0	22,0		Diodo//	27,0	48,3
	Diodo⊥	12,0	21,0		Diodo⊥	26,0	48,0
9 MeV	CI	20,0	33,6	15 MeV	CI	31,0	62,0
	Diodo//	21,0	34,2		Diodo//	31,0	61,5
	Diodo⊥	20,0	34,0		Diodo⊥	31,0	61,0

4. CONCLUSÃO

Verifica-se neste trabalho as dependências da resposta dos diodos com a energia do feixe e com sua orientação, conforme relatado pelos pesquisadores de Yale⁴. As influências destes fatores podem ser melhor compreendidas com a reprodução dos dados experimentais por estudos de simulação pelo método de Monte Carlo, que constituirá a etapa posterior deste trabalho.

Contudo, podemos verificar a boa concordância nos valores dos parâmetros clínicos, R_{100} e R_{50} , estimados a partir de medidas com diodo de silício quando comparado com os valores obtidos a partir de medidas com câmara de ionização, sendo que as diferenças encontradas, da ordem de 1mm, são aceitáveis para procedimentos de dosimetria clínica. Através deste levantamento de dados podemos afirmar que diodos semicondutores são adequados na avaliação dosimétrica em radioterapia de feixe de elétrons.

AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer a FAPESP por financiar parcialmente este trabalho e ao CNPq pela concessão de bolsas a alguns co-autores (* Bolsista do CNPq – Brasil).

REFERÊNCIAS

1. R. K Ten et al., “Practical methods of electron depth-dose measurement compared to use of the NACP design chamber in water”, *Medical Physics*, **14** (6), pp. 1060-1066, (1987).
2. I. Griessbach et al., “Dosimetric characteristics of a new unshielded silicon diode and its application in clinical photon and electron beams *Medical Physics*, **32** (12), pp. 3750-3754, (2005).
3. P. Björk et al., “Comparative dosimetry of diode and diamond detectors in electron beams for intraoperative radiation therapy”, *Medical Physics*, **27** (11), pp. 2580-2588, (2000).
4. H. Song et al., “Limitations of Silicon diodes for clinical electron dosimetry”, *Radiation Protection Dosimetry*, **120**, pp. 56-59, (2006).