

Utilização de fototransistor SMT na medida de alguns parâmetros dosimétricos em radioterapia convencional

J. O. da Silva¹; C. M. S. de Magalhães^{2,4}; J. A. Filho³; L. A. P. dos Santos⁴;
W. M. Santos⁵

¹*Departamento de Física, Universidade Federal Rural de Pernambuco, 52171-900, Recife-PE, Brasil*

²*Departamento de Física, Universidade Federal de Sergipe, 49100-000, São Cristóvão-SE, Brasil*

³*Departamento de Energia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, 50740-540, Recife-PE, Brasil*

⁴*Laboratório de Instrumentação Nuclear, CRCN/CNEN, 50740-540, Recife-PE, Brasil*

⁵*Serviço de Física Médica, Hospital Governador João Alves Filho, 49095-000, Aracaju-SE, Brasil*

jonassilva@ufpe.br

(Recebido em 24 de julho de 2008; aceito em 01 de setembro de 2008)

Para monitoramento da dose depositada no paciente submetido a tratamento de câncer com feixes de radiação ionizante de alta energia é necessário o uso de dosímetros que apresentem características básicas para o controle de qualidade desses feixes e, se possível, obter a informação da dose durante o tratamento. Para isso, dispositivos baseados em semicondutores são usados por apresentarem alta resolução espacial e serem de fácil manuseio quando comparados com as câmaras de ionização. Recentemente os fototransistores bipolares têm sido propostos como detectores de radiação ionizante por apresentarem, além dessas características, o fator de amplificação (ganho) do sinal. Assim, o objetivo deste trabalho é apresentar o uso de um sistema dosimétrico usando um fototransistor SMT na medida de alguns parâmetros dosimétricos em radioterapia convencional: O fator campo e a razão *off-axis*. As medidas realizadas com o fototransistor foram comparadas com as leituras obtidas com uma câmara Markus 23343 da PTW, sob mesmas condições.

Palavras-chave: dosimetria, fototransistor bipolar, radioterapia.

For monitoring the delivered dose in the patient undergoing a cancer treatment with high-energy ionizing radiation beams is necessary to use appropriate dosimeters for the beam control quality and if it is possible, to obtain the dose information during the treatment. For this, semiconductor-based devices are used because of their high spatial resolution and to be easy to handle in spite of the ionization chambers. Nowadays the bipolar phototransistors are being proposed as ionizing radiation detectors for presented, beyond these characteristics, the signal amplification factor (gain). So, the aim of this work is to present the use of a dosimetric system using a SMT phototransistor in the measurement for some dosimetric parameters in conventional radiotherapy: the field factor and the off-axis ratio. The phototransistor's readings were compared with ones obtained from a PTW 23343 Markus chamber, under the same conditions.

Keywords: dosimetry, bipolar phototransistor, radiotherapy.

1. INTRODUÇÃO

A dosimetria em radioterapia consiste em verificar se a dose prescrita pelo radioterapeuta será realmente a da execução do tratamento. Para isso, é importante o uso de dosímetros que apresentem características básicas para o controle de qualidade desses feixes [1]. Atualmente, os dosímetros mais utilizados são as câmaras de ionização, seguidas pelos dosímetros termoluminescentes. Contudo, estes apresentam alguns inconvenientes que estimularam o desenvolvimento de outros materiais para dosimetria como os dosímetros baseados em semicondutores [2].

Os semicondutores apresentam características especiais principalmente para as medidas relativas em radioterapia. Sua alta sensibilidade, resposta em tempo real, pequenas dimensões e robustez os fazem úteis na dosimetria dos feixes de fótons e elétrons [3]. Fototransistores bipolares têm, além das características mencionadas acima, o fator de amplificação do sinal, que

dispensa o uso de pré-amplificador. Além disso, oferecem alta razão de transferência de corrente da ordem de 50% ou mais quando comparado com um fotodiodo típico com razão de transferência de corrente de 0,2% [4].

Os fototransistores bipolares sofrem dano induzido pela radiação ionizante em seu volume sensível. Esse dano é cumulativo e irreversível, mas conhecendo seu histórico de dose acumulada pode-se corrigir a leitura usando um fator de correção obtido a partir de seu comportamento [5]. Assim, neste trabalho, apresenta-se a aplicação de um fototransistor comercial SMT (*Surface Mount Technology*) na medida do fator campo e da razão *off-axis* usando feixes de qualidade 6 MV de um acelerador linear. A avaliação do fator campo no cálculo da dose é necessária porque este é o fator que converte o valor da calibração absoluta do feixe, obtida para o campo padrão $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na profundidade de máxima dose, para os demais tamanhos de campo [6]. A razão *off-axis*, por sua vez, determina a distribuição da dose fora do eixo central do campo de radiação a certa profundidade. Sua avaliação é importante na verificação da uniformidade do feixe. As dimensões do campo são obtidas, por definição, na curva de 50% fornecida do perfil do feixe [7].

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho foi utilizado o fototransistor comercial do modelo OP520[®]. Esse dispositivo está montado num encapsulamento tipo SMT (*Surface Mount Technology*) e apresenta baixa sensibilidade à luz devido à lente planar opaca para filtrar o espectro visível [8]. Ele tem dimensões apropriadas para medida de doses pontuais, com área sensível menor que $0,5 \text{ mm}^2$ com ganho de corrente na ordem de 100, sendo esse um fator que motivou seu uso nos feixes de radioterapia utilizados neste trabalho. Para estes experimentos foram usados três dispositivos assim denominados: FT01 e FT02 para o fator campo e FT03 para a razão *off-axis*. A razão do uso desta quantidade de detectores está na similaridade da resposta com a dose entre diversas amostras deste dispositivo [9].

Na obtenção e registro das leituras dos fototransistores foi usado o eletrômetro Flip-Flop[®], desenvolvido no LIN/CRCN [10]. Os dispositivos foram colocados numa placa de circuito impresso dedicada e conectados ao eletrômetro Flip-Flop por meio de um cabo, conforme ilustrado na Figura 1. Por fim, foi conectado a um computador de instrumentação para controle do eletrômetro e aquisição dos dados por meio do software DoseX [11].

O conjunto formado pelo fototransistor e a placa de circuito impresso foi localizada num simulador constituído por placas sólidas de poli(metacrilato de metila) (PMMA). A espessura das placas foi variável e foram montadas para formar um cubo de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ conforme recomendação da ICRU 35 para simuladores sólidos [12]. Duas placas de 2,0 cm de espessura foram especialmente trabalhadas para acomodar o fototransistor e a câmara Markus (Figura 2).

Os dispositivos foram irradiados com feixes de qualidade 6 MV gerados por um acelerador linear Siemens Primus[®], que tem isocentro de rotação do cabeçote (*gantry*) constante de 100 cm (Figura 3). Os valores obtidos com os fototransistores foram comparados com os obtidos com a câmara Markus, que foi admitida como referência.

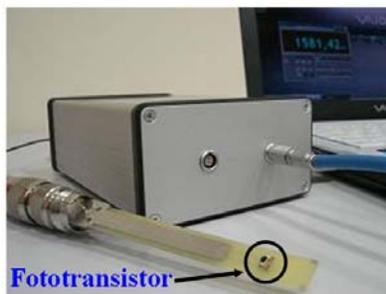


Figura 1: Sistema de detecção (Fototransistor na placa de circuito impresso ligado ao Eletrômetro Flip-Flop[®], conectado ao computador de instrumentação). Fonte: [11].



Figura 2: Placas desenvolvidas para acomodar o suporte com o fototransistor (à esquerda) e para acomodar a câmara Markus (à direita), com os respectivos detectores.



Figura 3: Foto do Acelerador Linear Siemens Primus.

O fator campo foi determinado com o FT01 e FT02 posicionados, um de cada vez, na profundidade de máxima dose no simulador de PMMA, a uma distância foco-superfície (DFS) de 100 cm, perpendicularmente ao eixo central do feixe de radiação mostrado na Figura 4. Os tamanhos de campo utilizados foram: $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ e $20 \times 20 \text{ cm}^2$, sendo o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ usado como campo de referência. Os fototransistores foram submetidos a uma dose de 1,0 Gy a cada exposição, cuja dose representa o valor normalmente aplicado à câmara de ionização, na taxa de dose de 2,0 Gy/min. O fator campo, FC , foi calculado de acordo com a Equação 1 [3]:

$$FC = \frac{D(d_{\max}, w)}{D(d_{\max}, w_{\text{ref}})} \quad (1)$$

onde $D(d_{\max}, w)$ é a dose relativa no eixo central, para um campo de tamanho w na profundidade de d_{\max} e $D(d_{\max}, w_{\text{ref}})$ é a dose máxima no campo de referência, na mesma profundidade.

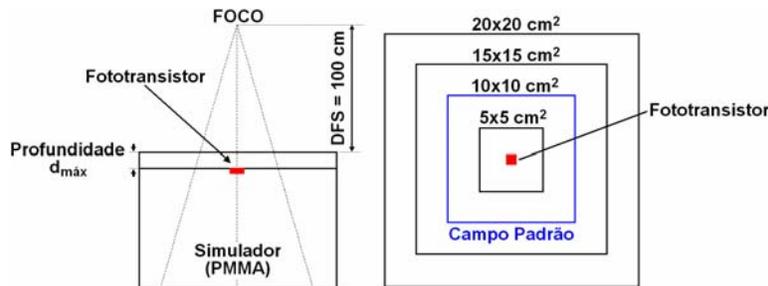


Figura 4: Posicionamento do detector no eixo central do feixe de qualidade 6 MV ilustrando as diferentes dimensões do campo de irradiação.

As razões *off-axis* foram obtidas com o FT03 posicionado perpendicularmente ao eixo central do feixe de radiação, na profundidade de máxima dose do simulador de PMMA, a uma distância foco-isocentro de 100 cm (Figura 5). A razão *off-axis* normalizada, ROA, foi determinada como

o quociente entre as medidas fora do eixo central do feixe de radiação e a leitura obtida no eixo, de acordo com a Equação 2 [13]:

$$ROA = \frac{D(w, r, d_{max})}{D(w, 0, d_{max})} \quad (2)$$

onde $D(w, r, d_{max})$ é a dose relativa no campo w na distância r , à profundidade de máxima dose d_{max} e $D(w, 0, d_{max})$ é o valor da dose no eixo central, nas mesmas condições. Essas medidas foram realizadas para os campos de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $15 \times 15 \text{ cm}^2$ para avaliar os perfis num campo pequeno, padrão e médio com o fototransistor OP520. Os campos foram varridos nos dois lados (esquerdo e direito), na direção *cross-plane* (direção transversal ao *gantry*), em relação ao eixo central que foi tomado como a origem. Foram feitas três leituras para cada tamanho de campo.

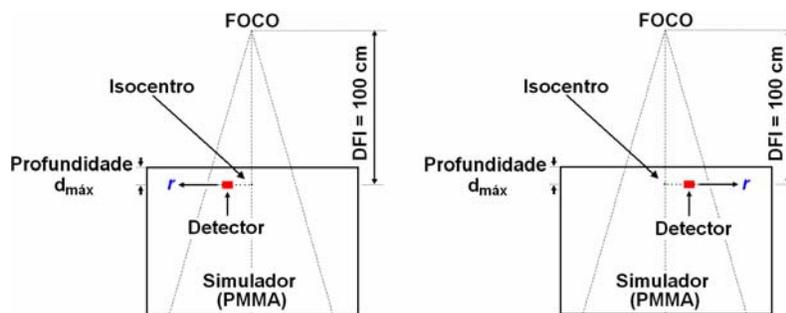


Figura 5: Ilustração do arranjo experimental para determinação da razão off-axis.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na Figura 6 está apresentado o comportamento dos fototransistores em relação à mudança no tamanho do campo de radiação incidente sobre os dispositivos. As respostas dos dispositivos foram normalizadas com as leituras referentes ao campo 10×10 que foi tomado como referência e foram comparadas com as leituras da câmara de ionização. Ainda na Figura 6 observa-se que as medidas realizadas com o fototransistor apresentam concordância com as realizadas com a câmara de ionização, exceto para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$ que apresenta uma diferença de 4,35% em relação à medida com a câmara. Ou seja, para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$ os dispositivos FT01 e FT02 detectam menos radiação espalhada do que a câmara de ionização.

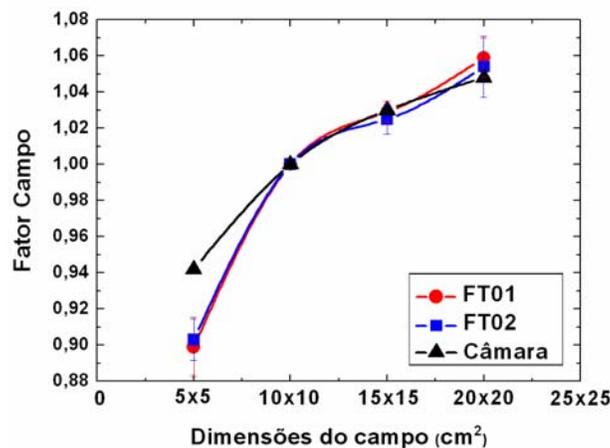


Figura 6: Comportamento dos dispositivos FT01 e FT02 com relação à mudança no tamanho do campo de irradiação.

As razões *off-axis* estão apresentados na Figura 7. As dimensões dos campos foram $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $15 \times 15 \text{ cm}^2$, respectivamente.

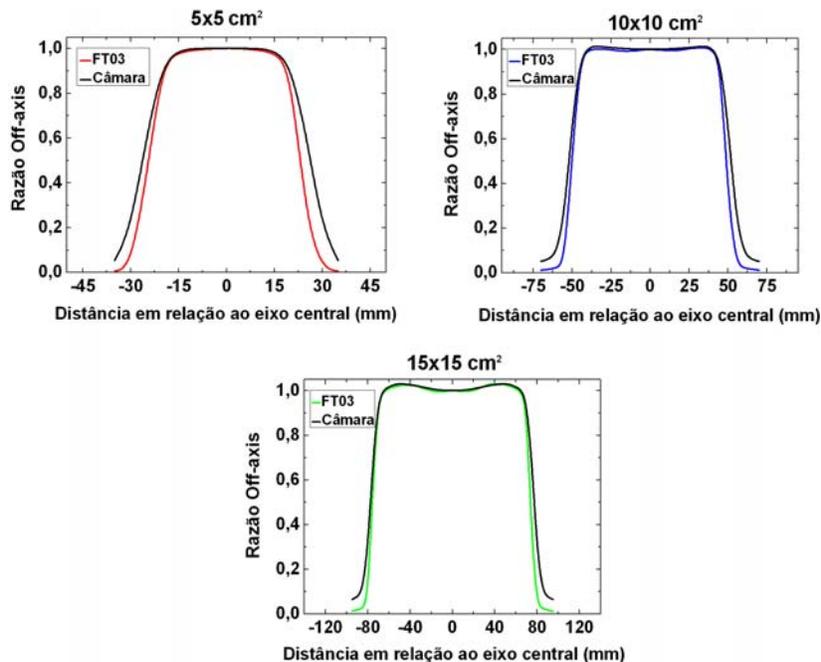


Figura 7: Razões off-axis obtidas com o FT03 quando irradiado com feixes de qualidade 6 MV para o campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $15 \times 15 \text{ cm}^2$.

Da Figura 7 percebe-se que o FT03 apresenta boa resolução espacial para medida dos perfis de campo, pois descreve bem o perfil quando deslocado para ambos os lados (esquerdo e direito) com relação ao eixo central do feixe, representado pela origem 0.

A região de penumbra do perfil de dose, que representa a região de queda acentuada da dose na borda do perfil, também é percebida pelo FT03. Percebe-se uma diferença com a penumbra descrita pelo fototransistor e a descrita pela câmara de ionização, mas que aparentemente estas medidas obtidas com estes dois tipos de detectores aproximam-se com o aumento do tamanho do campo. A Tabela 1 apresenta as medidas dos tamanhos dos campos a partir dos perfis de dose avaliados com o fototransistor, com relação ao eixo central do feixe de qualidade 6 MV.

Na Tabela 1 observa-se que as medidas do lado direito do tamanho do campo, obtidas a partir do perfil de dose medido com o FT03, apresentam erro maior que as medidas do lado esquerdo. Isto mostra que o sistema apresenta certa assimetria que pode ter sido causada pela montagem do suporte do fototransistor e no processo de fabricação deste. Ainda nesta tabela observa-se que as respostas do FT03 avaliado ao longo do campo apresentam erro menor quando comparados com os valores obtidos com a câmara de ionização, exceto para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$ na medida à direita do eixo central do feixe que apresentou um valor 8,4% menor.

Tabela 1: Campos obtidos a partir dos perfis avaliados com o FT03 e com a câmara de ionização.

Campo (cm^2)	Tamanho do campo (cm)		FT03 Tamanho (cm)		FT03 Erro (%)		Câmara Tamanho (cm)		Câmara Erro (%)	
	Esq.	Dir.	Esq.	Dir.	Esq.	Dir.	Esq.	Dir.	Esq.	Dir.
5x5	-2,50	2,50	-2,44	2,29	2,4	8,4	-2,63	2,63	5,2	5,2
10x10	-5,00	5,00	-5,01	4,87	0,2	2,6	-5,20	5,20	4,0	4,0
15x15	-7,50	7,50	-7,58	7,37	1,1	1,7	-7,74	7,74	3,2	3,2

Esq. = posições à esquerda do eixo central do feixe. Dir. = posições à direita do eixo central do feixe.

4. CONCLUSÃO

O OP520 percebe a diferença entre os tamanhos de campo e foi possível calcular os fatores campo a partir das medidas com este detector. Devido às suas pequenas dimensões, mostrou-se adequado para avaliação do tamanho do campo de radiação a partir da medida do perfil da dose, para o feixe de qualidade 6 MV.

Ele pode ser utilizado como ferramenta complementar na medida desses parâmetros dosimétricos de feixes de fótons em radioterapia, contudo, outros estudos serão necessários.

-
1. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. AUSTRIA, 2005. 696 p.
 2. ROSENFELD, A. Electronic dosimetry in radiation therapy. *Radiation Measurements*. 41: S134-S153 (2007).
 3. KHAN, F. M. *The Physics of Radiation Therapy*. 3 ed. USA, 2003. 560 p.
 4. SZE, S. M. *Physics of Semiconductor Devices*. 2 ed. USA, 1981. 868 p.
 5. SANTOS, L. A. P.; MAGALHAES, C. M. S.; SILVA, J. O.; FILHO, J. O.; SILVA JR, E. F.; SANTOS, W. M. A feasibility study of a phototransistor for the dosimetry of computerized tomography and stereotactic radiosurgery beams. *Radiation Measurements*. 43: 904-907 (2008).
 6. SANTOS, W. M. *Contribuição ao planejamento e à dosimetria de feixes de fótons aplicados à radiocirurgia e à radioterapia estereotáxica*. 2003. Tese de Doutorado do Programa de Pós-graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, 2003. 142p.
 7. WILLIAMS, J. R.; THWAITES, D. I. *Radiotherapy Physics: in Practice*. 2 ed. UK, 2000. 332 p.
 8. OPTEK TECHNOLOGY, *Silicon Phototransistor in Miniature SMD Package: OP520, OP521*. USA, 2005. 4p
 9. SILVA, J. O.; FILHO, J. A.; SANTOS, L. A. P.; SANTOS, W. M. Response curves of SMT phototransistors used as detectors in megavoltage photon beams from a linear accelerator, in: *III INAC Proceedings*, (2007).
 10. SANTOS, L. A. P. *Eletrômetro Flip-Flop*. BR n. PI 0006352-5, RPI n°1569, 2001.
 11. SANTOS, L. A. P. Flip-flop electrometer: a system for measuring radiation and other physical quantities, in: *III INAC Proceedings*, (2007).
 12. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. ICRU REPORT 35: *Radiation Dosimetry: Electron Beams with Energies Between 1 and 50 MeV*. USA, 1984.
 13. METCALFE, P.; KRON, T.; HOBAN, P. *The Physics of Radiotherapy X-Rays from Linear Accelerators*. USA, 1997. 493 p.