

Avaliação dosimétrica de um detector microMOSFET

Dosimetric evaluation of microMOSFET detector

Guilherme R. A. Resende, Camila P. Sales, Gabriela R. Santos, Bruno L. Gialluisi, Ângela B. Habtzreuter, Laura N. Rodrigues

Serviço de Radioterapia do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (USP) – São Paulo (SP), Brasil.

Resumo

Este trabalho teve como objetivo caracterizar um dosímetro mMOSFET em feixe de fótons de alta energia por meio da avaliação dos parâmetros de desempenho, tais como: estabilidade; linearidade com a dose; dependência com a taxa de dose, dependência energética; distância fonte-detector e fator campo. Outras características analisadas foram a capacidade de determinação da porcentagem de dose profunda (PDP) na região de *build-up*, e a influência em sua leitura devida à irradiação de seu cabo e do lado oposto ao volume sensível. A PDP e o fator campo obtidos com o mMOSFET foram comparados com dados medidos com uma câmara de ionização (CI) cilíndrica de 0,6 cm³. Comparando os fatores de calibração obtidos para 6 e 15 MV, verificou-se que o dosímetro apresenta uma certa dependência energética, sendo ele mais sensível para feixes de 6 MV, em média, +3,2%. A estabilidade do conjunto foi alcançada 30 minutos após ligá-lo, sendo a variação máxima das leituras de 4% até 30 minutos e após este intervalo de tempo de 2,3%. O dosímetro mostrou-se linear na faixa de dose medida (23,6 a 661,6 cGy), com um coeficiente de correlação de 0,999 e a variação das medidas foi da ordem de 1,5%. O mMOSFET apresentou baixa dependência com a taxa de dose, tendo um desvio de 0,2% com relação as leituras médias nas taxas de dose utilizadas. A fim de avaliar o efeito haste, foi irradiado o maior comprimento do cabo, não sendo encontrado um aumento significativo em sua leitura $-2,4\% \pm 2,6\%$ (erro maior que a medida). Verificando a influência de se irradiar o lado oposto ao do volume sensível do mMOSFET, observa-se que isso não interfere em sua resposta. Foi possível verificar a lei do inverso do quadrado da distância utilizando-se o mMOSFET com erro máximo de 3,4% para um campo de 10x10 cm². A comparação entre as PDPs obtidas com o mMOSFET e câmara de ionização foi feita analisando-se a razão das leituras nas profundidades de 20 e 10 cm (PDP_{20,10}), sendo a diferença encontrada de 0,5%. Já a diferença entre as profundidades de dose máxima foi de -1 mm com o mMOSFET. Comparou-se o fator campo e obteve-se um desvio médio de 1,8%. Concluiu-se que o mMOSFET após um tempo mínimo de estabilização, é linear e apresenta baixa dependência com a taxa de dose, porém necessita ser calibrado para cada qualidade de feixe utilizado devido a sua dependência energética. Um problema observado foi seu baixo limite de saturação, em torno de 200 Gy ou 20.000 mV.

Palavras-chave: transistores eletrônicos; dosímetro; benchmarking; radioterapia.

Abstract

The goal of this work was to characterize mMOSFET detector's of high energy photon beams. This characterization consisted in evaluate its stability, dose and dose rate response, energy dependence, influence on source-detector distance and field size. Other characteristics analyzed were the capacity to determine the percentage depth dose (PDD) in build-up region, and the influence in its reading due to cable irradiation and flat side irradiation. The PDD and the relative dose factor obtained with the mMOSFET were compared with cylindrical ionization chamber (0,6 cm³) measurements. A comparison between the calibration factors obtained for 6 and 15 MV photon beams showed a small energetic dependence. For 6 MV the mMOSFET's showed a higher sensitivity, +3,2% higher on average. The device stability was reached after it was turned on for a period of 30 minutes, being the maximum variation in the reading equal to 4% in the first 30 min and 2,3% later on. The dosimeter showed linearity in the dose range (25 to 700 cGy), with a correlation coefficient equal to 0,999 and the data uncertainty was near 1,5%. The mMOSFET showed small dose rate dependence, with a deviation from the average response of 0,2%. The stem effect was evaluated irradiating a larger length of the cable and no significant influence on the readings was found. Readings resulted in a decrease of $-2,4\% \pm 2,6\%$ (standard deviation greater than the data). The irradiation on the opposite side of the sensitive volume of mMOSFET showed no influence on the reading. It was possible to verify the inverse square distance law with 3,4% of maximum error for a 10x10 cm² field. The PDDs obtained with mMOSFET were compared with measurements made with a cylindrical ionization chamber. The ratio of the readings in depths of 20 and 10 cm (PDD_{20,10}) were analyzed, obtaining a difference of 0,5%. The differences between maximum depths were -1 mm. The comparison between the relative dose factors measured with the obtained with the chamber had medium deviation of the 1,8%. After the mMOSFET stabilized, it is linear with dose and have a small dose rate dependence. However, it needs to be calibrated for each energy utilized, due to energy dependence. Its low saturation limit, about 200 Gy or 20,000 mV, was an observed problem.

Keywords: electronic transistors; dosimeter; benchmarking; radiotherapy.

Correspondência: Guilherme Righetti de Andrade Resende ou Laura Natal Rodrigues– Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – Radioterapia – Avenida Doutor Enéas de Carvalho Aguiar, 255, CEP 05403-001 – Cerqueira Cesar – São Paulo (SP), Brasil – e-mail: guiresende83@gmail.com / lnatal@usp.br

Introdução

Na radioterapia existe um grande interesse na determinação da dose pontual depositada por um feixe de fótons no tecido irradiado. Para tal finalidade são utilizados vários sistemas dosimétricos, podendo ser eles absolutos, aqueles que produzem um sinal a partir do qual a dose em seu volume sensível possa ser determinada sem requerer calibração em um campo de radiação conhecido, ou relativos, que necessitam de uma calibração prévia¹. Dentre os dosímetros relativos existentes há o Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor (MOSFET), o qual pode ser fabricado com um pequeno volume sensível, sendo denominado de microMOSFET (mMOSFET).

O mMOSFET, por ser um semicondutor, apresenta uma região (zona de depleção) onde existe uma tensão intrínseca. Ao se aplicar uma tensão externa, aumenta-se essa zona de depleção, que é a região sensível desse detector². Após ser irradiado, são criados pares elétrons-buraco em número proporcional a dose absorvida pelo detector e a diferença de tensão gerada é medida. Então, irradiando este detector com uma dose conhecida, é possível estabelecer uma relação entre a variação de tensão e a dose absorvida, gerando assim um fator de calibração para o mMOSFET.

Esse tipo de detector apresenta uma ótima resolução espacial e alta sensibilidade, sendo muito útil na dosimetria de campos pequenos (radiocirurgia como exemplo) e na determinação da dose na superfície, podendo ser utilizado em dosimetrias *in vivo*, como por exemplo, na irradiação de corpo inteiro^{3,4}.

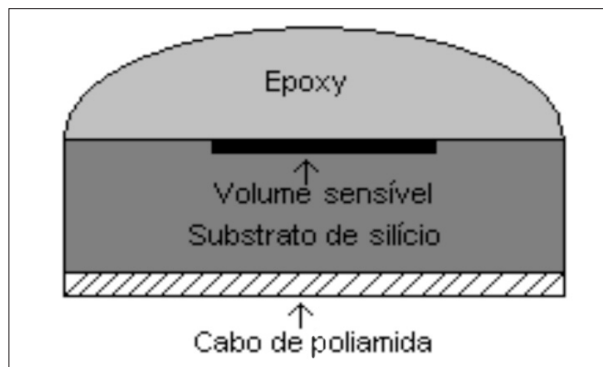


Figura 1. Diagrama esquemático de um corte transversal da região sensível do mMOSFET.

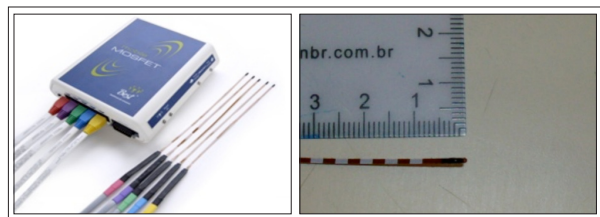


Figura 2. (A) Visualização do receptor wireless dos cinco mMOSFET; (B) Visualização do volume sensível do mMOSFET (epoxy).

Na ilustração da Figura 1, pode-se observar um corte do mMOSFET, em que seu volume sensível situa-se entre uma camada de epoxy e um substrato de silício. Neste artigo, o mMOSFET foi denominado como tendo dois lados, o da epoxy e o plano (lado do cabo de poliamida).

Antes de se introduzir um dosímetro na prática clínica de um hospital, deve-se verificar seu desempenho a fim de garantir uma maior segurança em sua utilização, principalmente em medidas *in vivo*. Dentre os testes sugeridos nesta avaliação de desempenho, destacam-se a análise da estabilidade; linearidade com a dose; dependência com a taxa de dose; dependência energética; distância fonte-detector; fator campo; medida de PDP e efeito haste do detector^{3,4}.

Material e métodos

Para este trabalho, foi utilizado um acelerador linear dual 2100C da Varian do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC/FMUSP), um conjunto de cinco mMOSFET Dosimeter da Best Medical Canada modelo TN-502RDM (dimensões 1,0 mm x 3,5 mm x 0,3 mm; (Figura 2), um conjunto de placas de água sólida RW3 com área de 30x30 cm² e espessuras de 1, 2, 5, 10 mm.

Para a calibração nos feixes de 6 e 15 MV, foram feitas 5 leituras com os mMOSFET posicionados a uma profundidade de 1,5 cm e 2,9 cm respectivamente, e ainda foram utilizados 5 cm de placas de água sólida para se obter a dose devido ao retro espalhamento. Os dosímetros foram irradiados com uma dose de 100 cGy, em um campo de 10x10 cm² e uma distância fonte-superfície (DFS) de 100 cm.

Para a verificação da estabilidade, o conjunto foi irradiado com fótons de 6 MV a cada 5 minutos, no mesmo setup da calibração.

Dentre os cinco mMOSFET foi escolhido apenas um para a realização dos demais testes. O parâmetro analisado para tal escolha foi a estabilidade do detector que, nesse caso, foi de 1,16% (mMOSFET 5).

Já nos testes de linearidade com a dose, taxa de dose, tamanho de campo, verificação da lei do inverso do quadrado da distância (IQD) e a influência da irradiação do cabo e do seu lado sensível, foi utilizado o mMOSFET 5 a 5 cm profundidade em um feixe de 15 MV. A linearidade foi avaliada na faixa de 24,6 a 689,5 cGy. A taxa de dose avaliada foi de 80, 160, 240 e 320 cGy/min, taxa de dose nominal na profundidade de máxima dose. Na determinação do fator output, foram utilizados campos quadrados de 0,5x0,5 a 28,0x28,0 cm². Para o teste do IQD, a DFS variou de 80 a 120 cm. A verificação da influência da irradiação do cabo do mMOSFET foi analisada com irradiações de campos assimétricos 3x10, 3x20 e 3x28 cm², sendo um conjunto de medidas com ângulo de colimador zero e a outra com o colimador em 90°, a fim de irradiar um maior comprimento de cabo com ângulo de colimador

igual a zero. E para a verificação da influência da irradiação do lado não-sensível do mMOSFET, foram utilizados tamanhos de campos quadrados de 5x5, 10x10, 20x20 e 28x28 cm².

Resultados

Estabilidade

A estabilidade do conjunto foi atingida 30 min após ligá-lo, sendo a variação máxima das leituras igual a 4% até 30 minutos e 2,3% a partir desse tempo (Figura 3). Dessa forma, é importante ligar o sistema dosimétrico com esse tempo mínimo de estabilização a fim de assegurar uma boa estabilidade nas medidas.

Dependência energética

Ao se determinar o fator de calibração dos cinco mMOSFET, observou-se que o dosímetro possui uma pequena dependência energética. Para feixes de 6 MV os fatores de calibração foram de 1,9 a 4,8% maiores quando comparados com os fatores obtidos para 15 MV. O detector se mostrou em média $3,2\% \pm 1,5\%$ mais sensível para feixes de 15MV.

Linearidade com a dose

O dosímetro mostrou-se linear na faixa de dose medida, apresentando um valor de coeficiente de correlação de 0,999. A variação média dos dados foi de 1,5% (Figura 4).

Dependência com a taxa de dose

O mMOSFET apresentou uma baixa dependência com a taxa de dose, tendo um desvio de 0,2% com relação as leituras médias nas taxas de dose utilizadas. Porém para baixas taxas (80 e 160 cGy/min) existe uma maior reprodutibilidade, desvio de 0,22% em relação à dose de 320 cGy/min. Para uma melhor interpretação dos dados, foi feito o desvio das leituras em relação à leitura média com a taxa de dose de 320 cGy/min, que é a mais utilizada na prática clínica (Tabela 1).

Irradiação do cabo: Efeito Haste

Irradiando um maior comprimento do cabo do mMOSFET (campos em negrito) observa-se, em vez do aumento esperado em sua leitura, uma diminuição média de 2,4% (Tabela 2). Porém, devido ao alto desvio padrão, desvio médio igual 0,9 entre as medias feitas com menor comprimento de cabo irradiado, essa diminuição não é estatisticamente significativa. É importante, assim, observar que o comprimento do cabo irradiado não interfere em sua leitura.

Lado irradiado do mMOSFET

Não foi observada diferença significativa, menor do que 0,2%, em sua leitura quando o mMOSFET foi irradiado com seu lado plano para cima (lado oposto a epoxy). (Figura 5).

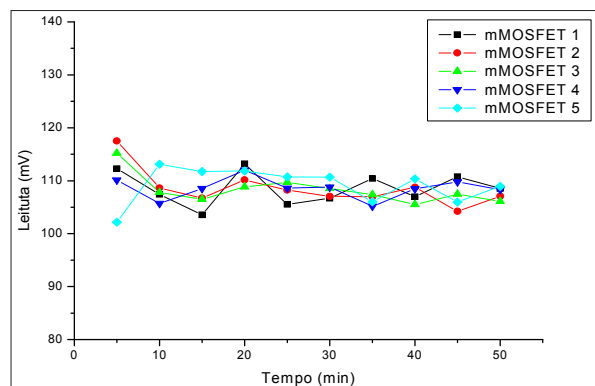


Figura 3. Estabilidade dos mMOSFET.

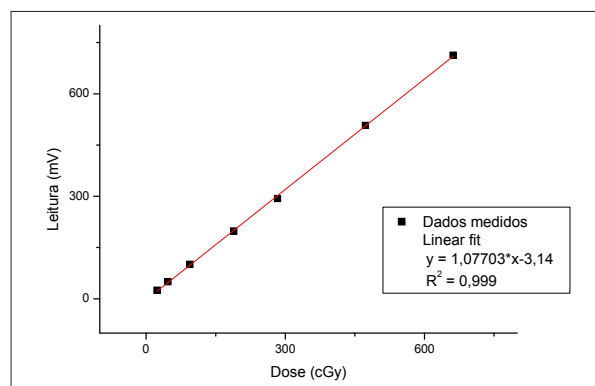


Figura 4. Linearidade do mMOSFET.

Tabela 1. Dependência do mMOSFET com a taxa de dose. As leituras médias foram normalizadas para a taxa de 320 cGy/min, que é a mais utilizada na rotina do hospital

Taxa de dose* (cGy/min)	Leitura média normalizada para 320 cGy/min	1-D/D ₃₂₀ (%)
80	50,30	-0,11
160	50,30	-0,11
240	50,46	-0,42
320	50,24	0,00

* Taxa de dose na profundidade de dose máxima.

Inverso do Quadrado da Distância (IQD)

Primeiramente, para se verificar a lei do IQD, foi analisada a variação das leituras obtidas em função da DFS com o valor teórico (Figura 6). Para esse caso, teve-se um desvio máximo de 3,4%. E, por meio de um gráfico da leitura média em função do inverso do quadrado da distância, obteve-se uma reta com um coeficiente de correlação de 0,999 (Figura 7).

Porcentagem de dose profunda

As porcentagens de dose profundas (PDPs) obtidas com mMOSFET foram comparadas com as medidas com uma câmara de ionização tipo Farmer e analisou-se a razão das leituras nas profundidades de 20 e 10 cm (PDP_{20,10}),

Tabela 2. Influência na Leitura do mMOSFET devido à maior irradiação do cabo.

Campo (cm ²)	Leitura Média (mV)	Varição Percentual (%)	Varição Percentual Média (%)
3,0 x 10,0	49,08 ± 0,49	-3,3 ± 3,0	
3,0 x 10,0*	47,50 ± 1,43		
3,0 x 20,0	48,83 ± 1,05	-3,04 ± 4,1	-3,0 ± 1,7
3,0 x 20,0*	47,39 ± 1,71		
3,0 x 28,0	49,18 ± 0	-2,5 ± 0,9	
3,0 x 28,0*	47,98 ± 0,46		

* Estes campos estão com ângulo de colimador de 90°.

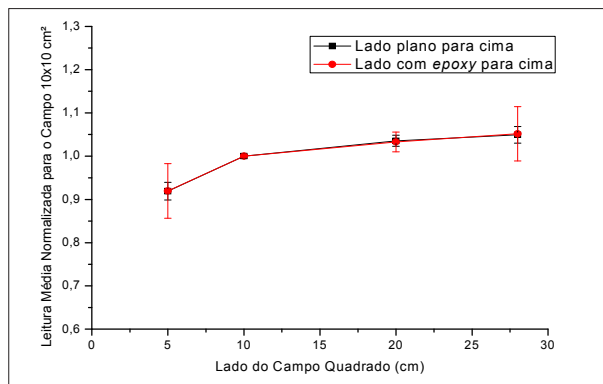


Figura 5. Diferença na leitura do mMOSFET devido à irradiação de seu lado plano com relação ao lado com epoxy. As leituras foram normalizadas para o campo 10x10 cm².

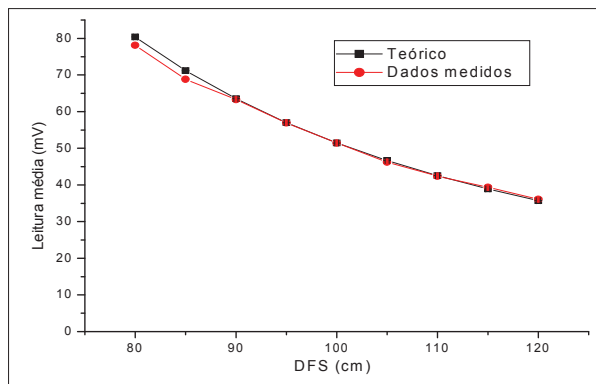


Figura 6. Verificação do comportamento do inverso do quadrado da distância (IQD), por meio da comparação dos dados teóricos com os medidos.

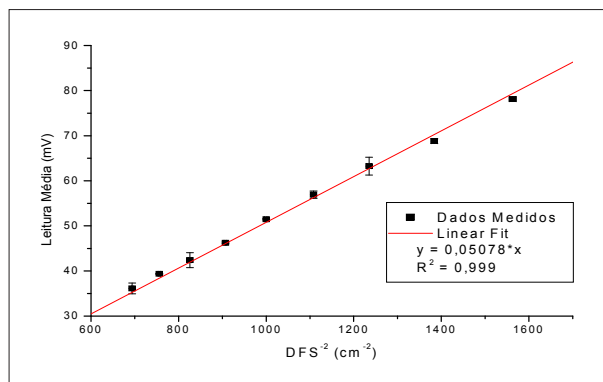


Figura 7. Verificação do comportamento do inverso do quadrado da distância (IQD), por meio de um ajuste linear.

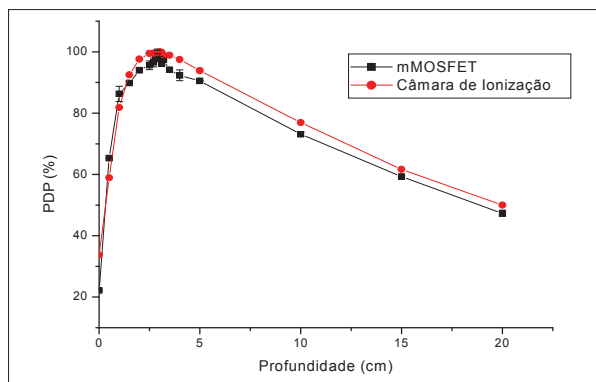


Figura 8. Comparação entre as porcentagens de dose profunda (PDPs) medidas com o mMOSFET e com a Câmara de Ionização (CI).

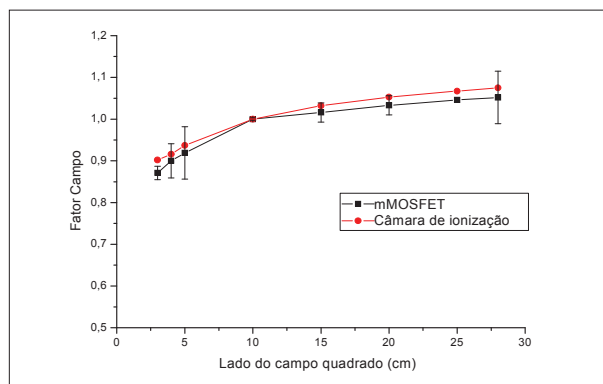


Figura 9. Comparação entre os fatores campo medidos com o mMOSFET e com a Câmara de Ionização (CI). Os valores das medidas foram normalizados para o campo 10x10 cm².

encontrando-se uma diferença de apenas 0,5% (Figura 8). Analisando a profundidade de dose máxima encontrou-se com o mMOSFET uma profundidade de 29 mm, enquanto com a câmara de ionização, 30 mm.

Fator Campo

Comparando-se os valores dos fatores campo obtidos com o mMOSFET com os obtidos com a câmara de ionização tipo Farmer, obteve-se um desvio médio de 1,8% (Figura 9).

Limite de Saturação

Durante as medidas, o detector mMOSFETs utilizado foi saturado em função da dose acumulada. Consultando o manual do detector, viu-se que o limite de saturação

estabelecido para este tipo de dosímetro segundo o fabricante é de 200 Gy ou 20.000 mV.

Discussão e conclusões

O deslocamento entre as PDPs medidas com o mMOSFET com relação à medida com a câmara de ionização pode ser explicado devido ao mMOSFET apresentar um build-up intrínseco que não foi levado em consideração neste trabalho. Essa espessura, denominada de (Water-Equivalent-Thickness (WET)), é obtida por meio da razão medida entre a dose na superfície para a dose na profundidade de máximo, considerando a PDP gerada pelos cálculos de Monte Carlo^{5,6}. O WET varia com a energia e com lado do mMOSFET utilizado. Na Tabela 3 se vê alguns valores de WET obtidos por meio dos cálculos de Monte Carlo. Levando-se em consideração esses valores de WET, obtém-se uma concordância melhor entre as PDPs e a profundidade de máximo obtida com o mMOSFET e a câmara de ionização.

O objetivo inicial deste trabalho foi caracterizar o mMOSFET para feixes de fótons de 6 e 15 MV e para feixes de elétrons de 6, 9, 12 e 15 MeV, porém, após sua caracterização com o feixe de 15 MV, no início de sua caracterização para o feixe de 6 MV, o dosímetro saturou. Este dosímetro, por ser um semicondutor, possui um valor de dose de saturação, a partir do qual se torna inutilizável². A partir desse problema, estimou-se uma dose de saturação de aproximadamente 170 Gy. A partir de contato com o fabricante confirmou-se que o mMOSFET satura com 200 Gy ou com um acúmulo de 20.000 mV.

A influência da temperatura nesse tipo de detector torna-se uma preocupação quando utilizado para medidas *in vivo*, devido ao contato com o paciente. Scalchi et al.⁴ e Cheung et al.⁷ encontraram que esse detector não apresenta influência significativa em sua leitura em uma faixa de temperatura de 20 a 37°C.

Conclui-se que o mMOSFET é independente da taxa de dose e possui uma resposta linear com a dose na faixa utilizada na prática clínica. O dosímetro possui dependência energética sendo necessária sua calibração para cada energia^{3,6,8}. Além disso, o dosímetro apresentou boa concordância em comparação com medidas realizadas com uma câmara de ionização, que é o instrumento de referência usual na Radioterapia.

Notou-se a importância de deixar o conjunto dosimétrico estabilizar durante aproximadamente 30 minutos após ser ligado para que o erro associado à medida seja

Tabela 3. Valores de Water-Equivalent-Thickness (WET) para os lados plano e da epoxy do mMOSFET. Esses valores foram obtidos de medidas e porcentagens de dose profundas (PDPs) geradas a partir de cálculos de Monte Carlo⁵.

Energia do Feixe	WET (mm)	WET (mm)
	Lado plano	Lado da Epoxy
6 MV	0,87 ± 0,20	0,72 ± 0,20
10 MV	0,99 ± 0,20	0,76 ± 0,20

minimizado³. O mMOSFET, ao contrário do MOSFET, não apresenta dependência em relação ao lado irradiado⁹.

Com o teste de IQD, verificou-se a influência na resposta do detector com relação à distância fonte-detector. Em medidas *in vivo*, no caso de TBI, esse teste é de fundamental importância, pois a distância fonte-detector é maior, da ordem de 4 m, que as condições de referência (da ordem de 1 m), podendo influenciar em sua resposta. Porém, observou-se que o detector apresentou uma boa concordância com o valor teórico calculado.

Referências

1. International Atomic Energy Agency. Review of Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students. Educational report series. Vienna, Austria; 2004, p. 250.
2. Knoll GF. Radiation detection and measurement, 3ed. New York: Wiley, 2000.
3. Ramaseshan R, Kohli KS, Zhang TJ, Lam T, Norlinger B, Hallil A, et al. Performance characteristics of a microMOSFET as an *in vivo* dosimeter in radiation therapy. *Phys Med Biol*. 2004;49(17): 4031-48.
4. Scalchi P, Francescon P. Calibration of a mosfet detection system for 6-MV *in vivo* dosimetry. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1998;40(4):987-93.
5. Xiang HF, Song JS, Chin DW, Cormack RA, Tishler RB, Makrigiorgos GM, et al. Build-up and surface dose measurements on phantoms using microMOSFET in 6 and 10 MV x-ray beams and comparisons with Monte Carlo calculations. *Med Phys*. 2007;34(4):1266-73.
6. Panettieri V, Duch MA, Jornet N, Ginjaume M, Carrasco P, Badal A, et al. Monte Carlo simulation of MOSFET detectors for high-energy photon beams using the PENelope code. *Phys Med Biol*. 2007;52(1):303-16.
7. Cheung T, Butson M, Yu PK. Effects of temperature variation on MOSFET dosimetry. *Phys Med Biol*. 2004;49(13):N191-6.
8. Bharanidharan G, Manigardan D, Devan K, Subramani V, Gopishankar N, Ganesh T, Joshi R, Rath G, Velmurugan J, Aruna P, Ganesan S. Division of Medical Physics and Lasers. Characterization of responses and comparison of calibration factor for commercial MOSFET detector. *Med Dosim*. 2005;30(4):213-8.
9. Rowbottom, CG, Jaffray DA. Characteristics and performance of a microMOSFET: an "imageable" dosimeter for image-guided radiotherapy. *Med Phys*. 2004;31(3):609-15.