

# AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA DO $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ , $\text{LiF:Mg,Ti}$ E $\text{MICROLiF:Mg,Ti}$ NA DOSIMETRIA DE FEIXES CLÍNICOS DE FÓTONS (6 E 15 MV) UTILIZANDO SIMULADOR DE PMMA

*Dosimetric evaluation of  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ ,  $\text{LiF:Mg,Ti}$  and  $\text{microLiF:Mg,Ti}$  for dosimetry in clinical photon beams (6 e 15 MV) using PMMA phantom*

Luciana C. Matsushima<sup>1\*</sup>, Glauco R. Veneziani<sup>1</sup>, Roberto K. Sakuraba<sup>2</sup>, José Carlos da Cruz<sup>2</sup> e Letícia L. Campos<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Gerência de Metrologia das Radiações (GMR) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN-CNEN/SP)

Av. Prof. Lineu Prestes, 2242, Cidade Universitária, CEP: 05508-000, São Paulo, SP, Brasil.

<sup>2</sup> Sociedade Beneficente Israelita Brasileira - Hospital Albert Einstein (HAE)

Avenida Albert Einstein, 665, Morumbi, CEP: 05652-000, São Paulo, SP, Brasil.

\* Autor correspondente: [lmatsushima@usp.br](mailto:lmatsushima@usp.br)

## Resumo

O principal objetivo da dosimetria em radioterapia, desde o surgimento desta modalidade de tratamento, foi o de determinar, com a maior precisão e exatidão possíveis, a dose absorvida pelo volume alvo, por meio da calibração do feixe de radiação e da dosimetria de rotina para o controle de qualidade, tanto da máquina de terapia quanto dos tratamentos propostos [1]. Este trabalho teve como objetivo o estudo comparativo da resposta termoluminescente (TL) dos dosímetros de sulfato de cálcio dopado com disprósio ( $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ ) produzidos pelo IPEN com a resposta dos dosímetros de fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio ( $\text{LiF:Mg,Ti}$ ) na dosimetria de feixes clínicos de fótons (6 e 15 MV) utilizando objeto simulador de polimetilmetacrilato (PMMA).

## Abstract

The main objective of dosimetry in radiotherapy since the appearance of this treatment modality, was to determine, with the greatest possible precision and accuracy, the absorbed dose to the target volume through the calibration of the radiation beam and dosimetry for routine quality control of both the machine as therapy treatments proposed [1]. This work aimed to study the comparative response of thermoluminescent dosimeters of calcium sulphate doped with dysprosium ( $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ ) produced by IPEN with the response of dosimeters of lithium fluoride doped with magnesium and titanium ( $\text{LiF:Mg,Ti}$ ) in

*dosimetry of clinical photon beams (6 and 15 MV) using polymethylmethacrylate (PMMA).*

## 1. Introdução

O histórico da dosimetria termoluminescente (TL) teve início no mesmo ano da descoberta dos raios-X por C. W. Roentgen em 1895. E. Wiedemann e G. Schmidt descreveram o uso da termoluminescência para a detecção de raios catódicos, termo usado na época em referência aos feixes de elétrons. Entretanto, os avanços que constituíram a base do uso atual da dosimetria TL em medicina estão centrados nos estudos de F. Daniels da Universidade de Wisconsin [2].

A técnica da dosimetria TL foi aperfeiçoada e se destaca como um dos principais métodos em dosimetrias clínicas de rotina [3]. Estudos recentes realizados nos Estados Unidos investigaram os planejamentos de tratamentos com a utilização da radiação ionizante e constataram que cerca de 90% das instituições acadêmicas e 50% dos hospitais utilizavam o método da termoluminescência para dosimetria *in vivo*.

Em medicina, a radiação ionizante é utilizada para finalidades terapêuticas e diagnósticas. Essa definição engloba um amplo intervalo de diferentes doses de radiação e a maioria de suas aplicações faz uso de fótons, ou na forma de raios-X (radiologia diagnóstica, radioterapia), ou radiação gama (medicina nuclear). Isso é seguido por radiação beta ou elétrons produzidos por aceleradores lineares ou betatrons [2].

Os dois objetivos principais da dosimetria em um ambiente clínico são: promover a proteção

radiológica dos indivíduos (pacientes e trabalhadores) e o controle de qualidade do feixe de radiação. É essencial assegurar o princípio da otimização para as doses de radiação aplicadas a pacientes em tratamentos, de modo a controlar os riscos associados à exposição [2].

Este trabalho teve por objetivo o estudo comparativo da resposta TL dos dosímetros de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ ,  $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$  e  $\text{microLiF}:\text{Mg,Ti}$  na dosimetria de feixes clínicos de fótons (6 e 15 MV) utilizando objeto simulador de PMMA. Foram obtidas as curvas de dose-resposta para radiação gama do cobalto-60 no ar e em condições de equilíbrio eletrônico (placa de PMMA), e para fótons clínicos do acelerador Clinac modelo 2100C. Foi também avaliada a sensibilidade dos dosímetros termoluminescentes (DTLs) e determinada a reprodutibilidade da resposta para as duas energias de fótons.

## 2. Materiais e Métodos

### 2.1. Material dosimétrico

- ✓ 200 DTLs de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  produzidos pelo IPEN;
- ✓ 200 DTLs de  $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$  produzidos pela *Harshaw Chemical Company*;
- ✓ 105 microDTLs de  $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$  produzidos pela *Harshaw Chemical Company*.

### 2.2. Objeto simulador

- ✓ Placas de polimetilmetacrilato (PMMA) de dimensões 30 x 30  $\text{cm}^2$ .

### 2.3. Sistemas de irradiação

- ✓ Fonte de  $^{60}\text{Co}$  do LCI-IPEN, com atividade nominal de 0,953 GBq em 11/11/2009;
- ✓ Acelerador linear *Varian* modelo Clinac 2100C do Hospital Albert Einstein (HAE);

### 2.4. Equipamentos

- ✓ Forno tipo mufla com aquecimento por microondas *Vulcan* modelo 3-550 PD;
- ✓ Estufa cirúrgica FANEN modelo 315-IEA 11200;
- ✓ Leitora TL *Harshaw* modelo 3500.

### 2.5. Irradiação dos DTLs

Inicialmente os DTLs foram submetidos ao tratamento térmico pré irradiação de 300°C/3h e irradiados na fonte de radiação gama do  $^{60}\text{Co}$  no ar, em condições de equilíbrio eletrônico (placas de PMMA). Após a avaliação das respostas TLs, os DTLs foram separados em grupos de acordo com as suas sensibilidades ( $\pm 5\%$ ) e foi obtida a curva de dose-resposta para a radiação gama do  $^{60}\text{Co}$ .

Para as irradiações nos feixes clínicos de fótons, os DTLs selecionados foram posicionados nas profundidades de dose máxima nas placas de PMMA e irradiados nos feixes de fótons (6 e 15 MV) do Hospital Albert Einstein. As especificações seguidas para as irradiações foram as recomendadas pelo *Technical Reports Series* N° 398 (TRS 398) [4] da IAEA (Agência Internacional de Energia Atômica); tamanho do campo de radiação - 10 x 10  $\text{cm}^2$ , distância fonte-DTLs - 100 cm). As profundidades de dose máxima para a irradiação dos DTLs são apresentadas na Tabela 1.

**Tabela 1:** Profundidades de dose máxima utilizadas para as irradiações dos DTLs.

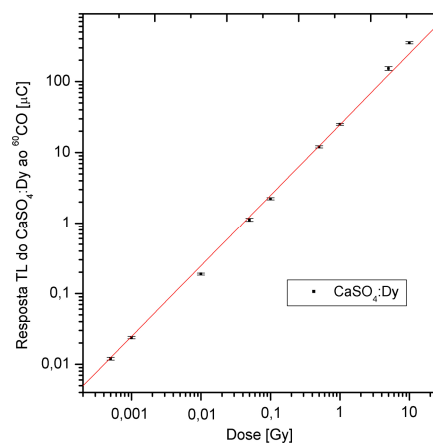
Feixe de fótons	Profundidade de dose máxima (cm)
6 MV	1,5
15 MV	2,8

### 2.6. Curvas de dose-resposta

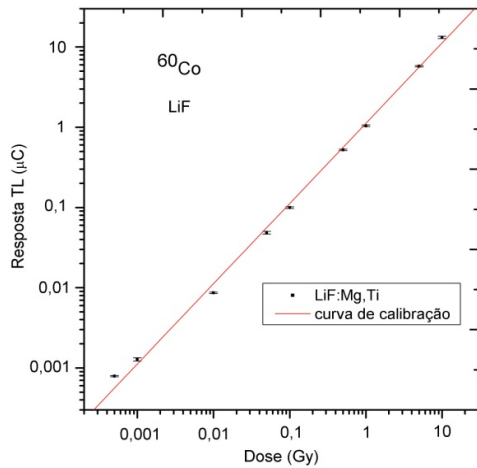
Para a obtenção da curva de resposta em função da dose para radiação gama do  $^{60}\text{Co}$  os DTLs foram irradiados com as seguintes doses: 0,5; 1; 10; 50; 100 e 500 mGy e 1; 5 e 10 Gy. Para as irradiações com fótons foram aplicadas as seguintes doses: 0,1; 0,5; 1; 5 e 10 Gy. Cada ponto representa a média das 10 leituras e as barras de erros são os seus respectivos desvios-padrões da média ( $1\sigma$ ) com nível de confiança de 95%.

## 3. Resultados e Discussão

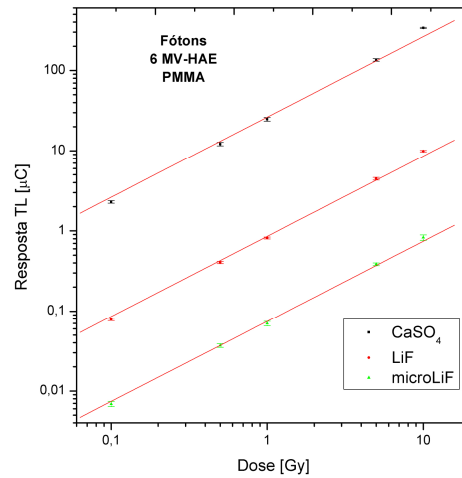
As Figuras 1, 2 e 3 apresentam as curvas de dose-resposta dos três tipos de DTLs à radiação gama do  $^{60}\text{Co}$  para irradiação no ar em condições de equilíbrio eletrônico. As Figuras 4 e 5 apresentam as curvas de dose-resposta para fótons (6 e 15 MV).



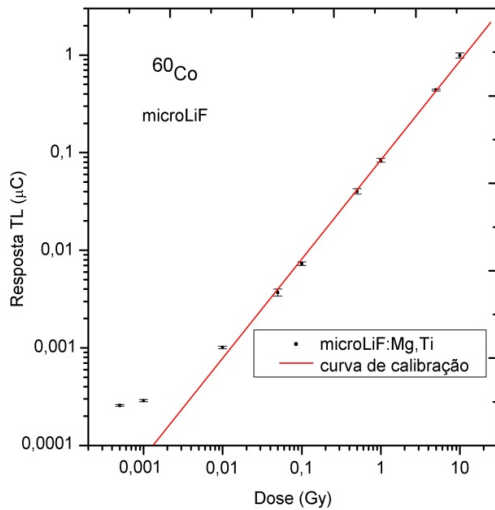
**Figura 1:** Curva de dose-resposta do  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  à radiação gama do  $^{60}\text{Co}$  para irradiação no ar (equilíbrio eletrônico).



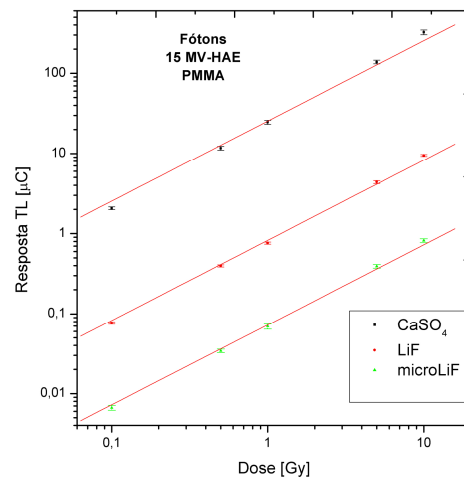
**Figura 2:** Curva de dose-resposta do LiF:Mg,Ti à radiação gama do  $^{60}\text{Co}$  para irradiação no ar (equilíbrio eletrônico).



**Figura 4:** Curva de dose-resposta do  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ , LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti a fótons de 6 MV em objeto simulador de PMMA.



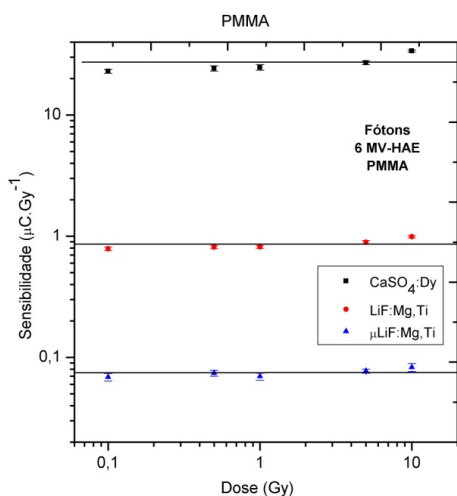
**Figura 3:** Curva de dose-resposta do microLiF:Mg,Ti à radiação gama do  $^{60}\text{Co}$  para irradiação no ar (equilíbrio eletrônico).



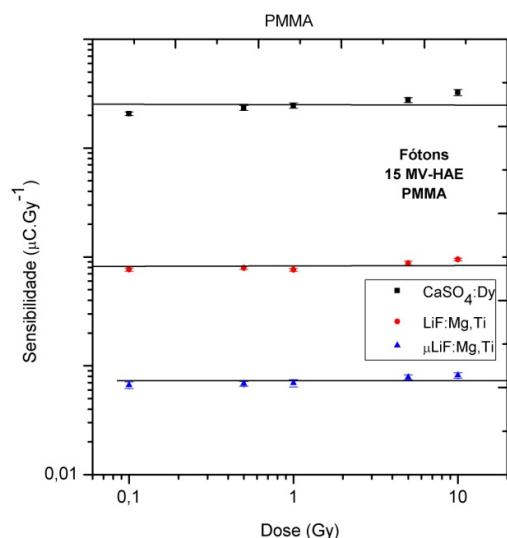
**Figura 5:** Curva de dose-resposta do  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ , LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti a fótons de 15 MV em objeto simulador de PMMA.

Os resultados obtidos indicam um comportamento linear da resposta TL para os feixes de fótons (6 e 15 MV) no intervalo de doses estudado até (0,1 a 10 Gy).

As Figuras 6 e 7 apresentam as sensibilidades médias dos DTLs de  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ , LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti em função da dose de radiação.



**Figura 6:** Sensibilidade TL média do  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ ,  $\text{LiF:Mg,Ti}$  e  $\mu\text{LiF:Mg,Ti}$  a fótons de 6 MV utilizando objeto simulador de PMMA.



**Figura 7:** Sensibilidade TL média do  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ ,  $\text{LiF:Mg,Ti}$  e  $\mu\text{LiF:Mg,Ti}$  a fótons de 15 MV utilizando objeto simulador de PMMA.

Os valores das sensibilidades médias e os seus respectivos desvios-padrões da média obtidos para os diferentes tipos de energia para o feixe de fótons são apresentados na Tabela 2. Pode ser comprovado que a resposta TL apresenta comportamento linear para doses até 5 Gy.

**Tabela 2:** Sensibilidade TL média dos DTLs (com seus respectivos desvios padrões) para as irradiações com objeto simulador de PMMA, em função da energia do feixe de fótons (6 e 15 MV).

Detector	Dose (Gy)	Sensibilidade média ( $\mu\text{C.Gy}^{-1}$ )	
		6 MV	15 MV
$\text{CaSO}_4\text{:Dy}$	0,1	$22,97 \pm 0,03$	$20,70 \pm 0,02$
	0,5	$24,28 \pm 0,19$	$23,41 \pm 0,20$
	1,0	$24,76 \pm 0,40$	$24,64 \pm 0,45$
	5,0	$27,05 \pm 1,55$	$27,65 \pm 2,34$
	10	$33,76 \pm 1,92$	$32,33 \pm 6,95$
$\text{LiF:Mg,Ti}$	0,1	$0,788 \pm 0,001$	$0,766 \pm 0,008$
	0,5	$0,813 \pm 0,004$	$0,793 \pm 0,004$
	1,0	$0,817 \pm 0,007$	$0,762 \pm 0,007$
	5,0	$0,892 \pm 0,054$	$0,877 \pm 0,057$
	10	$0,991 \pm 0,068$	$0,948 \pm 0,089$
microLiF	0,1	$0,0699 \pm 0,0002$	$0,0665 \pm 0,0001$
	0,5	$0,0740 \pm 0,0006$	$0,0684 \pm 0,0006$
	1,0	$0,0696 \pm 0,0014$	$0,0762 \pm 0,0016$
	5,0	$0,0770 \pm 0,0048$	$0,0784 \pm 0,0066$
	10	$0,0828 \pm 0,0205$	$0,0812 \pm 0,0140$

Pode ser observado que a sensibilidade do  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$  é cerca de 28 e 334 vezes maior do que a sensibilidade média dos detectores de  $\text{LiF:Mg,Ti}$  e  $\mu\text{LiF:Mg,Ti}$ , respectivamente.

Na Tabela 3 são apresentados os valores da reprodutibilidade da resposta TL calculados de acordo com a energia do feixe de radiação.

**Tabela 3:** Reprodutibilidade da resposta dos DTLs.

Hospital	Fótons	Reprodutibilidade (%)		
		$\text{CaSO}_4\text{:Dy}$	$\text{LiF:Mg,Ti}$	$\mu\text{LiF:Mg,Ti}$
HAE	6 MV	2,07	1,22	2,32
	15 MV	2,15	1,25	2,31

A reprodutibilidade da resposta TL varia de 1,22 a 2,32% para os feixes de fótons (6 e 15 MV) e objeto simulador PMMA.

#### 4. Conclusões

As curvas de dose-resposta obtidas para a irradiação dos DTLs na fonte de  $^{60}\text{Co}$  e para os feixes de fótons (6 e 15 MV) apresentaram comportamento linear no intervalo de dose estudado (0,1 a 10 Gy).

A sensibilidade média calculada para cada dose apresenta pouca variação, principalmente para as duas variedades de  $\text{LiF:Mg,Ti}$ . O DTL de  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$  apresenta uma maior variação na sensibilidade média, resultado que já era esperado pois a termoluminescência é um efeito dependente

da massa e da área do dosímetro e também por apresentar uma maior sensibilidade do que os outros dosímetros. Pela análise das sensibilidades pode-se também concluir que os três tipos de DTLs praticamente não apresentam dependência energética no intervalo de energias estudadas.

A reprodutibilidade da resposta TL é melhor que  $\pm 2,32\%$  e os valores encontram-se de acordo com as referências encontradas na literatura [5, 6].

Os resultados obtidos indicam que os DTLs de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  podem ser utilizados na dosimetria de fótons aplicada à radioterapia utilizando simulador de PMMA representando, portanto, um método alternativo aos TLD-100 importados devido à facilidade de aquisição junto ao IPEN e ao baixo custo.

### Agradecimentos

Os autores agradecem à CNEN e ao CNPq pelo apoio financeiro, e ao Hospital Albert Einstein pelas irradiações.

### Referências bibliográficas

[1] METCALFE, P.; KRON, T.; HOBAN, P. *The Physics of Radiotherapy X-rays from Linear Accelerators*. Madison, WI: Medical Physics, 2007.

[2] Kron, T. Applications of thermoluminescence dosimetry in medicine. *Radiat. Prot. Dosimetry*, v. 85, n. 1-4, p. 333-340, 1999.

[3] Smith, A. Gerber, R., Hughes, B. Kline, R., Kutcher, G., Ling, C., Owen, J., Hanlon, A., Wallace, M., Hank, G. Treatment Planning Structure and Process in the United States: A "Patterns of Care" Study. *J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* v. 32, p. 225-265, 1995.

[4] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy*. An International Code of Practice for Dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Vienna, Abr. 2000 (TRS-398).

[5] OBERHOFER, M.; SCHARMANN, A. *Applied Thermoluminescence dosimetry*. Ispra, Itália: Adam Hilger Ltd (Commission of the European Communities), 1979.

[6] CAMPOS, L.L.; NUNES, M.G. *Avaliação do desempenho dos detectores termoluminescentes de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  e  $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$  na dosimetria de feixes clínicos de elétrons*. 2008. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.