

Influência da dependência energética de dosímetros termoluminescentes na medida da dose na entrada da pele em procedimentos radiográficos*

Influence of thermoluminescent dosimeters energy dependence on the measurement of entrance skin dose in radiographic procedures

Mércia Liane de Oliveira¹, Ana Figueiredo Maia², Natália Cássia do Espírito Santo Nascimento³, Maria da Conceição de Farias Fragoso⁴, Renata Sales Galindo⁵, Clovis Abrahao Hazin⁶

Resumo **OBJETIVO:** O objetivo do presente trabalho foi avaliar a influência da dependência energética de materiais termoluminescentes na determinação da dose na entrada da pele de pacientes submetidos a exames radiográficos (radiologia geral, mamografia e radiologia odontológica). **MATERIAIS E MÉTODOS:** Três diferentes materiais termoluminescentes foram utilizados: LiF:Mg,Ti, LiF:Mg,Cu,P e CaSO₄:Dy. Estes materiais foram expostos a fontes padronizadas de radiação X e gama, e a feixes clínicos de raios X. **RESULTADOS:** As curvas de calibração e de dependência energética foram obtidas. Todos os materiais apresentaram resposta linear em função do kerma no ar. Com relação à dependência energética, as amostras de CaSO₄:Dy e LiF:Mg,Ti mostraram maior variação da resposta termoluminescente em função da energia efetiva do feixe de radiação. **CONCLUSÃO:** Os materiais testados mostraram desempenho adequado para a detecção da radiação X em feixes padronizados e clínicos. Embora as amostras de CaSO₄:Dy e LiF:Mg,Ti apresentem dependência energética significativa no intervalo de energia considerado, estes materiais podem ser utilizados para medição da dose de entrada na pele se fatores de correção apropriados forem utilizados.

Unitermos: Dosímetros termoluminescentes; Raios X; Proteção radiológica; Dose na entrada da pele.

Abstract **OBJECTIVE:** This study was aimed at evaluating the influence of the energy dependence of thermoluminescent materials on the determination of entrance skin dose in patients submitted to conventional radiographic studies (general radiology, mammography and dental radiology). **MATERIALS AND METHODS:** Three different thermoluminescent materials were utilized: LiF:Mg,Ti, LiF:Mg,Cu,P and CaSO₄:Dy. These materials were exposed to standardized sources of X and gamma radiation and clinical X-ray beams. **RESULTS:** Calibration and energy dependence curves were obtained. All the materials showed a linear response as a function of the air kerma. As far as energy dependence is concerned, the CaSO₄:Dy and LiF:Mg,Ti samples showed the greatest variation on thermoluminescent responses as a function of the effective radiation beam. **CONCLUSION:** The tested materials showed an appropriate performance for detecting X radiation on standard and clinical X-ray beams. Although CaSO₄:Dy and LiF:Mg,Ti samples present a significant energy dependence in the considered energy range, these materials can be utilized for measuring entrance skin doses, provided appropriate correction factors are applied.

Keywords: Thermoluminescent dosimeters; X-ray; Radiation protection; Entrance skin dose.

Oliveira ML, Maia AF, Nascimento NCES, Fragoso MCF, Galindo RS, Hazin CA. Influência da dependência energética de dosímetros termoluminescentes na medida da dose na entrada da pele em procedimentos radiográficos. *Radiol Bras.* 2010; 43(2):113–118.

INTRODUÇÃO

O uso de radiação ionizante em medicina representa a maior causa de exposição

do homem às fontes artificiais de radiação^(1,2). Se por um lado os avanços tecnológicos na medicina acarretam diagnósticos cada vez mais precisos, por outro lado a disseminação dessas tecnologias leva ao aumento da dose coletiva, tornando-se essencial que as práticas médicas que se utilizem da radiação ionizante sejam otimizadas, garantindo os benefícios dessa tecnologia e reduzindo os riscos associados.

Uma importante ferramenta para a avaliação da otimização dos procedimentos é a medida da dose de entrada na pele (DEP)

* Trabalho realizado no Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste – Comissão Nacional de Energia Nuclear (CRCN-NE/CNEN), Recife, PE, Brasil.

1. Doutora, Pesquisadora da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste – Comissão Nacional de Energia Nuclear (CRCN-NE/CNEN), Recife, PE, Brasil.

2. Doutora, Professora do Departamento de Física da Universidade Federal de Sergipe (UFS), São Cristóvão, SE, Brasil.

3. Graduada em Biomedicina, Mestranda no Programa de Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), Recife, PE, Brasil.

4. Graduada em Tecnologia da Radiologia, Mestranda no Programa de Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), Recife, PE, Brasil.

5. Técnica em Química, Técnica do Laboratório de Monitoração Individual do Centro Regional de Ciências Nucleares do

Nordeste – Comissão Nacional de Energia Nuclear (CRCN-NE/CNEN), Recife, PE, Brasil.

6. Doutor em Health Physics, Pesquisador da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste – Comissão Nacional de Energia Nuclear (CRCN-NE/CNEN), Recife, PE, Brasil.

Endereço para correspondência: Dra. Mércia Liane de Oliveira. Avenida Professor Luiz Freire, 200, Cidade Universitária. Recife, PE, Brasil, 50540-740. E-mail: mercial@cnen.gov.br

Recebido para publicação em 19/3/2009. Aceito, após revisão, em 10/9/2009.

dos pacientes sujeitos aos exames radiográficos. Esse valor deverá ser tão menor quanto mais otimizada for a técnica radiográfica empregada, sem comprometer a qualidade da imagem produzida⁽³⁻⁵⁾. A DEP representa a dose na superfície da pele do paciente, acrescida da radiação retroespalhada.

A DEP pode ser avaliada por métodos diretos (por meio de medidas com câmaras de ionização ou pela utilização de dosímetros termoluminescentes [TLDs]), indiretos (pela determinação do produto dose-área) ou ainda por meio de cálculos baseados no rendimento do tubo de raios X⁽⁶⁾.

A dosimetria termoluminescente apresenta algumas vantagens: alta sensibilidade, o que permite a utilização de dosímetros de tamanho reduzido; resposta pouco dependente da energia dos fótons e linear para um amplo intervalo de doses; baixo custo e facilidade de manuseio; alta sensibilidade, mesmo para doses pequenas; resposta estável, mesmo sob condições ambientais adversas; boa reprodutibilidade, mesmo para pequenas doses; e curva de emissão simples, com picos bem resolvidos^(7,8). Esta dosimetria baseia-se no fato de os materiais emitirem luz, quando adequadamente aquecidos, após serem irradiados, sendo a quantidade de luz emitida proporcional à energia da radiação absorvida (em outras palavras, à dose absorvida)⁽⁸⁾.

A variação da resposta de um detector em função da energia da radiação incidente depende de como se processa a interação entre a radiação e o detector. No intervalo de energia de interesse para a radiologia diagnóstica (que é de 20–70 keV⁽⁷⁾), a interação da radiação com a matéria se dá predominantemente pelo efeito fotoelétrico, para o qual a probabilidade de ocorrência é maior quanto maior for o número atômico efetivo do meio⁽⁹⁾. Isto quer dizer que TLDs com números atômicos efetivos mais elevados apresentarão resposta à radiação sobre-estimada se comparados a dosímetros com números atômicos efetivos mais baixos. Consequentemente, a variação da resposta do dosímetro em função da energia da radiação incidente passa a ser um fator decisivo para a escolha do material a ser utilizado, pois sem o conhecimento prévio deste comportamento os valores de DEP podem ser erroneamente determinados.

Dentre os materiais termoluminescentes mais utilizados está o fluoreto de lítio ativado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti); este material apresenta algumas características importantes, como número atômico efetivo ($Z_{ef} = 8,2$) próximo ao do tecido humano, sendo por isso muito usado, pois não prejudica as imagens radiográficas, embora apresente um espectro de emissão termoluminescente bastante complexo⁽¹⁰⁾. Mais recentemente, foi desenvolvido outro material dosimétrico baseado em fluoreto de lítio, mas com outros dopantes: o fluoreto de lítio ativado com magnésio, cobre e fósforo (LiF:Mg,Cu,P; $Z_{ef} = 8,2$). Este material tem algumas características vantajosas em relação ao LiF:Mg,Ti, entre elas alta sensibilidade à radiação gama 40 vezes maior. No Brasil, são produzidos pelo Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN-CNEN) dosímetros de sulfato de cálcio ativado com disprósio (CaSO₄:Dy). Este material é bastante sensível à radiação, porém possui alto número atômico ($Z_{ef} = 14,4$) e por isso apresenta acentuada dependência com a energia das radiações, sobretudo até 100 keV^(10,11).

O objetivo deste trabalho foi avaliar o comportamento de três materiais termoluminescentes bastante utilizados para a dosimetria das radiações X e gama (LiF:Mg,Ti; LiF:Mg,Cu,P; e CaSO₄:Dy) em diferentes feixes de radiação X e as implicações na estimativa das DEPs em pacientes sujeitos a procedimentos de radiologia diagnóstica (radiologia convencional, mamografia e radiologia odontológica).

MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho foram usados os seguintes materiais dosimétricos: LiF:Mg,Ti (comercialmente conhecido como TLD-100, comercializado pela Thermo Scientific, Massachusetts, EUA); LiF:Mg,Cu,P (comercialmente conhecido como TLD-100H, comercializado pela Thermo Scientific, Massachusetts, EUA); e CaSO₄:Dy (fabricado pelo IPEN/CNEN, São Paulo, Brasil). Inicialmente, tomou-se um lote de 250 TLDs; o lote de trabalho foi selecionado de modo que a variação máxima da resposta termoluminescente, após cinco ciclos idênticos de tratamento térmico, irradiação e leitura, fosse inferior a 3%. A partir deste teste, o lote de trabalho foi reduzido a 24 amostras de TLD-100H, 36 amostras de TLD-100 e 39 pastilhas de CaSO₄:Dy.

Os materiais termoluminescentes foram caracterizados de acordo com suas principais características dosimétricas. Para tanto, foram irradiados utilizando-se três fontes de radiação:

– Fonte padrão de céscio-137 (¹³⁷Cs), marca JLShepherd & Associates, Califórnia, EUA, com atividade de 390 GBq (1/1/2009) e energia de 660 keV;

– Fonte padrão de cobalto-60 (⁶⁰Co), marca IPEN, São Paulo, Brasil, com atividade de 4,47 GBq (1/1/2009) e energia média de 1.250 keV;

– Sistema padrão de radiação X, modelo HF 320, fabricado pela Pantak Incorporated, Connecticut, EUA, operando nas condições apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1 Especificação das qualidades de radiodiagnóstico implantadas no sistema de radiação X, Pantak 320 kV.

Qualidade	Primeira CSR* (mmAl)	Segunda CSR† (mmAl)	Energia efetiva (keV)	Taxa de kerma no ar (mGy/min)
RQR2	1,43	1,84	25,0	10,83
RQR3	1,79	2,34	27,2	19,62
RQR4	2,08	2,75	28,8	29,40
RQR5	2,32	3,39	30,0	39,86
RQR6	2,60	3,96	31,4	51,30
RQR7	2,87	4,55	32,7	64,07
RQR8	3,17	5,11	34,1	76,81
RQR9	3,74	6,25	36,6	104,86
RQR10	4,59	7,82	40,2	152,26

* A primeira camada semirredutora (CSR) corresponde à espessura de material necessária para reduzir a intensidade do feixe de radiação à metade (50%) de seu valor inicial (100%). † A segunda CSR corresponde à espessura de material necessária para reduzir a intensidade do feixe de radiação da metade (50%) a um quarto (25%) de seu valor inicial (100%).

Em todas as exposições à radiação as amostras foram encapsuladas individualmente em plástico transparente. Este mesmo plástico foi utilizado em todas as irradiações. Em seguida, o fator de sensibilidade de cada dosímetro foi obtido após cinco ciclos idênticos de irradiação, leitura e tratamento térmico, calculando-se a razão entre a média das respostas de cada dosímetro e a média da resposta do dosímetro que apresentou menor variação de leitura após esses cinco ciclos de medições.

As curvas de calibração foram obtidas irradiando-se todos os dosímetros simultaneamente a uma das fontes-padrão, listadas acima, variando-se o valor de kerma no ar. As amostras foram irradiadas no ar na distância de referência (1 m). Quando expostas à fonte de ^{60}Co , as amostras foram cobertas por uma placa de acrílico com 4 mm de espessura para garantir a condição de equilíbrio eletrônico. Quando expostas à fonte de ^{137}Cs , a espessura da capa de equilíbrio eletrônico, também de acrílico, utilizada foi de 2 mm. Devido à baixa energia, não foi utilizada capa de equilíbrio eletrônico quando as amostras foram irradiadas em feixes de radiação X.

As irradiações em feixes clínicos de radiodiagnóstico foram feitas utilizando-se o simulador antropomórfico Rando-Alderson (Alderson Research Laboratories Inc.; Connecticut, EUA), o simulador de mama com 5 cm de espessura e composição equivalente a 50% de tecido adiposo e 50% de tecido glandular, desenvolvido por Oliveira et al.⁽¹²⁾, e os seguintes equipamentos:

- equipamento de radiologia geral Polymat 30/50 Plus (fabricado pela Siemens, Erlangen, Alemanha);
- equipamento de mamografia M III (fabricado pela Lorad Cooperation, Connecticut, EUA);
- equipamento de radiologia odontológica intraoral, com dois cabeçotes (fabricado pelas Indústrias Reunidas Rhos Ltda., Rio de Janeiro, Brasil).

Em todas as irradiações com feixes clínicos os TLDs foram posicionados no centro do campo de radiação, sobre os objetos simuladores, sendo irradiado simultaneamente um par de cada tipo de material termoluminescente. Os parâmetros utilizados nas irradiações simulando os exames de tórax, abdome e crânio são apresentados na

Tabela 2 Sumário das técnicas radiográficas utilizadas para simular os exames radiográficos de tórax, abdome e crânio, todos realizados na projeção ântero-posterior.

Exame	Distância (cm)	Tensão (kVp)	Produto mAs	Corrente (mA)	Tamanho de campo (cm ²)
Tórax	180	77	8	200	36 × 36
Abdome	150	81	32	200	51 × 34
Crânio	150	81	20	200	20 × 26

Tabela 2. Nas irradiações feitas com o mamógrafo, os parâmetros utilizados foram: controle semiautomático de exposição, 28 kVp e 37,6 mAs. Já nas irradiações nos feixes de radiologia odontológica foram utilizados os seguintes parâmetros: 80 kVp e 1,2 s; foi utilizado um colimador com 22 cm de comprimento e 6 cm de diâmetro.

O sistema leitor termoluminescente utilizado foi o modelo 5500 (fabricado pela Thermo Electron Corporation, antiga Harshaw Nuclear Systems, Massachusetts, EUA). Para tratamento térmico das amostras foi utilizado o forno PTW-TLDO (fabricado pela PTW, Freiburg, Alemanha).

Nas amostras de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, fez-se um pré-tratamento na máquina a 150°C por 20 segundos. Fez-se a leitura de 150°C a 300°C com taxa de aquecimento de 10°C/s. Após a leitura, foi feito um tratamento térmico, no forno, durante 15 minutos a 300°C. No caso do LiF:Mg,Ti (TLD-100), fez-se um pré-tratamento, no forno, antes da leitura a 100°C por uma hora. A leitura foi feita de 50°C até 300°C, com taxa de aquecimento de 15°C/s. Após a leitura, fez-se tratamento térmico, no forno, por três horas a 400°C e uma hora a 100°C. Nas amostras de LiF:Mg,Cu,P (TLD-100H), fez-se um pré-tratamento na máquina a 145°C por 10 segundos. Fez-se a leitura de 145°C a 260°C, com taxa de aquecimento de 10°C/s.

A partir dos valores de leitura de cada amostra termoluminescente, a DEP foi calculada utilizando-se a equação 1, abaixo:

$$DEP(\text{mGy}) = (L - L_{BG}) \times S_i \times F_c \quad (1)$$

onde: L é a média das leituras dos dosímetros irradiados nas mesmas condições (em nC); L_{BG} é a leitura de dosímetros não irradiados (radiação de fundo ou de *background*); S_i é o fator de sensibilidade para cada amostra; F_c é o fator de calibração (mGy/nC) obtido a partir de cada uma das curvas de calibração obtidas.

RESULTADOS

Inicialmente, foram obtidas as curvas de calibração (resposta termoluminescente *versus* dose absorvida no ar) para os materiais dosimétricos testados, nas energias de radiação descritas em Materiais e Métodos. Devido à baixa taxa de kerma no ar da fonte de ^{60}Co , a curva de calibração nesta energia foi obtida para valores de dose absorvida no ar menores que 10 mGy. Para as demais energias (^{137}Cs e qualidades de radiação X), as curvas de calibração foram obtidas para valores até 50 mGy. Estas curvas são mostradas nas Figuras 1 e 2.

A dependência energética foi obtida irradiando-se todos os materiais termoluminescentes testados com um mesmo valor de dose absorvida no ar (50 mGy), nas mesmas condições de geometria, variando-se apenas a energia do feixe de radiação. Os resultados são mostrados na Figura 3.

Para a determinação da DEP de pacientes, foram realizadas exposições utilizando-se objetos simuladores em feixes de radiologia geral, mamografia e radiologia odontológica, conforme descrito em Materiais e Métodos. Os valores de DEP são apresentados na Tabela 3 utilizando-se três métodos:

- método 1: determinação da DEP utilizando o fator de calibração F_c para a energia do ^{60}Co ;
- método 2: determinação da DEP utilizando o fator de calibração F_c para a energia do ^{137}Cs ;
- método 3: determinação da DEP utilizando os fatores de calibração F_c para as energias médias (determinada pela medida da CSR) dos feixes de radiação X utilizados.

Com relação à estimativa de incertezas, foram levados os fatores que constam na equação 1, utilizada para a determinação da DEP. Os desvios-padrão apenas estimam

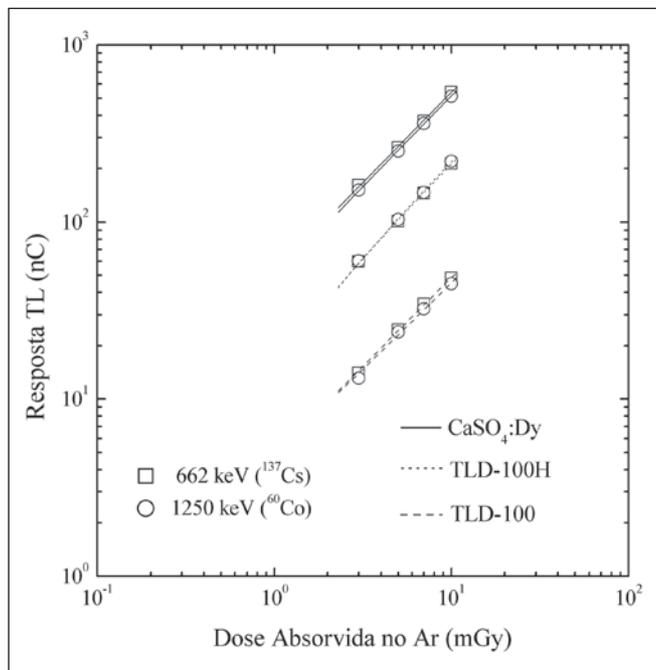


Figura 1. Resposta termoluminescente em função da dose absorvida no ar para as energias de 662 keV (¹³⁷Cs) e 1.250 keV (⁶⁰Co) para os três materiais termoluminescentes (CaSO₄:Dy, TLD-100 e TLD-100H).

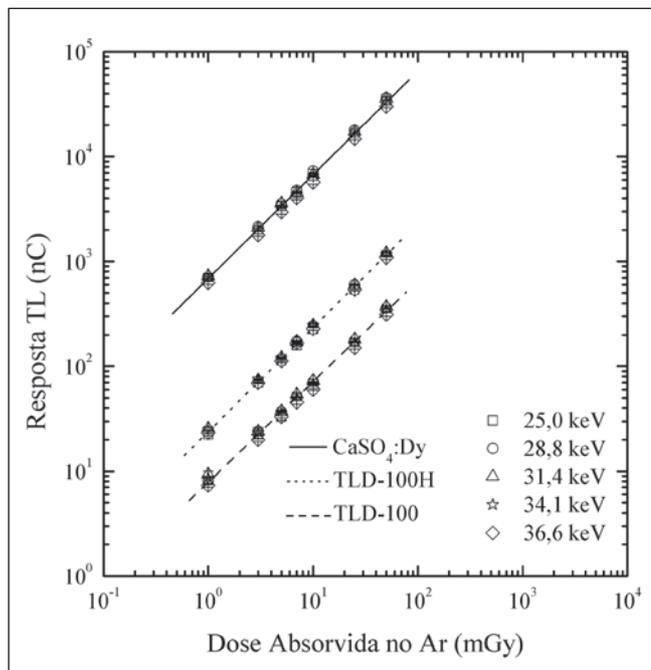


Figura 2. Resposta termoluminescente em função da dose absorvida no ar para diferentes energias de radiação X para os três materiais termoluminescentes (CaSO₄:Dy, TLD-100 e TLD-100H).

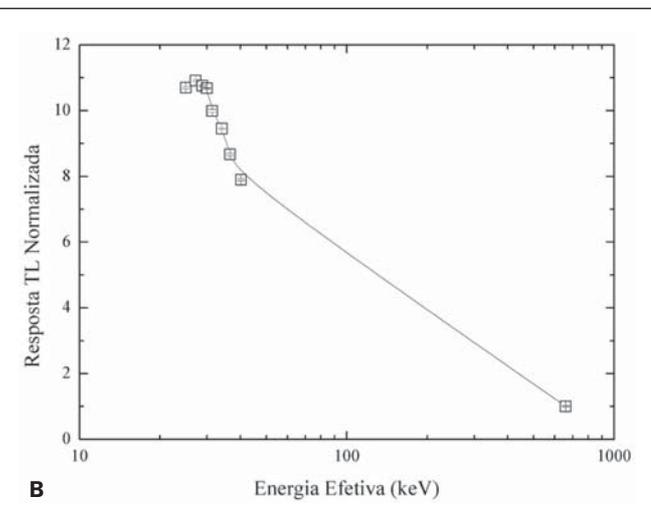
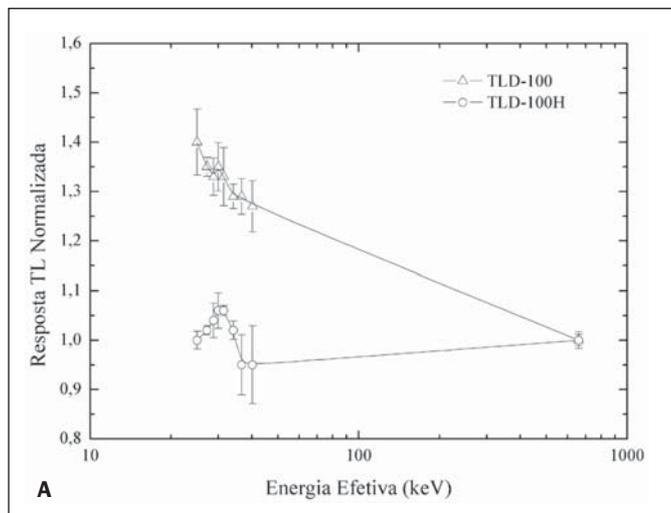


Figura 3. Dependência energética para amostras de LiF:Mg,Ti e LiF:Mg,Cu,P (A) e para pastilhas de CaSO₄:Dy (B). Nesta figura, a resposta termoluminescente está normalizada para a energia correspondente ao ¹³⁷Cs.

as incertezas em L e L_{BG} . As incertezas relativas a S_i são da ordem de 3% e em relação a F_c , 15%. Assim, a incerteza combinada ($k = 1$) é da ordem de 19%.

DISCUSSÃO

A excelente linearidade das curvas de calibração obtidas (avaliada pelos coeficientes lineares do ajuste aplicado aos pontos

experimentais) mostra a aplicabilidade dos materiais testados para a dosimetria da radiação X no intervalo considerado de kerma no ar. Vale ressaltar que este intervalo corresponde, em termos de ordem de grandeza, aos valores de dose de referência para pacientes adultos típicos em exames de radiodiagnóstico convencional, mamografia e radiologia odontológica, segundo a Portaria n° 453 do Ministério da Saúde, publi-

cada em 1998, que é de até 10 mGy para os exames mais comuns⁽¹³⁾. Porém, segundo a literatura, podem ser encontrados valores de DEP entre 0,01 e 100 mGy⁽⁷⁾.

Com relação à dependência energética dos TLDs (Figura 3), o LiF:Mg,Cu,P (TLD-100H) foi o material que apresentou menor variação na resposta no intervalo de energia considerado (menor que 10% em relação à resposta na energia do ¹³⁷Cs). Entre-

Tabela 3 DEP para exames de radiologia geral, mamografia e radiologia odontológica em objetos simuladores. Nesta tabela são mostrados os valores médios obtidos e os desvios-padrão correspondentes.

Material termoluminescente	Exame	DEP (mGy)		
		Método 1	Método 2	Método 3
LiF:Mg,Ti	Tórax AP	0,325 ± 0,011	0,305 ± 0,010	0,229 ± 0,012
	Abdome AP	2,178 ± 0,086	2,043 ± 0,074	1,584 ± 0,060
	Crânio AP	1,31 ± 0,10	1,228 ± 0,095	0,952 ± 0,074
	Mama	1,22 ± 0,22	1,14 ± 0,21	0,82 ± 0,15
	Periapical 1	6,08 ± 0,22	5,71 ± 0,19	4,08 ± 0,23
	Periapical 2	5,80 ± 0,17	5,44 ± 0,14	3,89 ± 0,20
LiF:Mg,Cu,P	Tórax AP	0,315 ± 0,037	0,323 ± 0,038	0,304 ± 0,036
	Abdome AP	1,638 ± 0,040	1,677 ± 0,033	1,645 ± 0,040
	Crânio AP	0,904 ± 0,037	0,926 ± 0,036	0,908 ± 0,037
	Mama	0,733 ± 0,030	0,751 ± 0,028	0,743 ± 0,027
	Periapical 1	4,02 ± 0,22	4,12 ± 0,22	4,12 ± 0,22
	Periapical 2	4,06 ± 0,10	4,153 ± 0,086	4,16 ± 0,10
CaSO ₄ :Dy	Tórax AP	2,598 ± 0,066	2,477 ± 0,057	0,248 ± 0,034
	Abdome AP	17,22 ± 0,65	16,42 ± 0,59	1,738 ± 0,053
	Crânio AP	9,17 ± 0,30	8,75 ± 0,26	0,926 ± 0,022
	Mama	7,27 ± 0,25	6,93 ± 0,23	0,635 ± 0,017
	Periapical 1	47,8 ± 2,5	45,6 ± 2,3	4,26 ± 0,20
	Periapical 2	47,2 ± 1,4	45,0 ± 1,3	4,20 ± 0,10

DEP, dose de entrada na pele; AP, ântero-posterior.

tanto, as amostras de LiF:Mg,Ti (TLD-100) e CaSO₄:Dy apresentaram uma variação mais significativa; para estes materiais, as respostas termoluminescentes normalizadas em relação à resposta para a energia do ¹³⁷Cs foram iguais a 1,4 e 10,9 para o TLD-100 e o CaSO₄:Dy, respectivamente. Estes resultados estão em acordo a resultados encontrados na literatura^(7,14-16).

De acordo com a Portaria nº 453 do Ministério da Saúde⁽¹³⁾, os valores mínimos da camada semirredutora (CSR) em função do potencial de pico (kVp) aplicado ao tubo de raios X para equipamentos utilizados em radiologia geral devem variar entre 2,1 e 3,5 mmAl, para equipamentos monofásicos, e entre 2,3 e 4,9 mmAl, para equipamentos trifásicos; para os mamógrafos, o valor da CSR deve estar entre os valores de kVp/100 e kVp/100 + 0,1 mm equivalentes a alumínio; e, no caso dos equipamentos de radiologia odontológica, os valores mínimos da CSR devem variar de 1,2 a 2,5 mmAl, em função do kVp. Estes valores de CSR concordam com os valores de CSR dos feixes de radiação X (Tabela 1) nos quais os materiais termoluminescentes foram caracterizados. Isto quer dizer que, nas energias utilizadas comumente em feixes

clínicos de radiodiagnóstico, devido a seu número atômico efetivo, um material pode apresentar uma resposta maior ou menor, conforme demonstrado na Figura 3.

Na Tabela 3 são apresentados os valores de DEP para exames radiográficos utilizando-se os três materiais termoluminescentes estudados, calculados por meio da equação 1. Percebe-se que, no caso das pastilhas de CaSO₄:Dy e das amostras de LiF:Mg,Ti (TLD-100), há uma enorme discrepância entre os valores de DEP determinados a partir da curva de calibração para a energia do ⁶⁰Co ou do ¹³⁷Cs quando são comparados aos valores de DEP obtidos conhecendo-se a energia efetiva do feixe e o comportamento destes materiais no intervalo de energia de interesse. Apenas para as amostras de LiF:Mg,Cu,P (TLD-100H) as diferenças entre os valores de DEP determinados a partir de qualquer uma das curvas de calibração se mostraram da mesma ordem de grandeza das incertezas associadas à medida. Neste caso, vale ressaltar que, embora o LiF:Mg,Ti e o LiF:Mg,Cu,P tenham o mesmo número atômico efetivo ($Z_{ef} = 8,2$), este último apresenta uma resposta anômala à radiação, conforme referem Olko et al.⁽¹⁷⁾, o que explica a menor

variação da resposta termoluminescente no intervalo de energia estudado.

CONCLUSÕES

Os resultados apresentados mostram a necessidade do conhecimento da energia efetiva do feixe e do comportamento dos materiais termoluminescentes utilizados para a correta determinação da grandeza desejada.

Dos três materiais testados neste trabalho, apenas o LiF:Mg,Cu,P não apresentou variação de resposta significativa (sendo da mesma ordem das incertezas) em função da energia efetiva do feixe de radiação X. Por outro lado, o CaSO₄:Dy e o LiF:Mg,Ti apresentaram variações significativas em suas respostas nos feixes de radiação X quando comparadas às respostas obtidas nas energias do ¹³⁷Cs ou do ⁶⁰Co. Isto, no entanto, não inviabiliza a utilização destes materiais. O CaSO₄:Dy, além de ser um material produzido no nosso país, é muito sensível, sendo bastante útil para mensurações de doses baixas. Já o LiF:Mg,Ti possui número atômico efetivo próximo ao do tecido humano e por isso não ocasiona artefatos na imagem radiográfica, sendo, portanto, bastante útil em medições realizadas diretamente colocando-se o TLD sobre a pele do paciente.

Os três materiais termoluminescentes estudados podem ser utilizados para dosimetria de pacientes em feixes clínicos. Entretanto, para a correta determinação da DEP em pacientes submetidos a exames radiográficos (radiologia geral, mamografia ou radiologia odontológica), os dosímetros devem ser previamente calibrados nas energias correspondentes às encontradas clinicamente.

Agradecimentos

Os autores agradecem à Dra. L.L. Campos e ao Dr. E.C. Vilela, pelo fornecimento dos materiais termoluminescentes utilizados neste trabalho, e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pelo apoio financeiro parcial.

REFERÊNCIAS

- Berrington de González A, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet*. 2004;363:345-51.

2. Covens P, Berus D, Buls N, et al. Personal dose monitoring in hospitals: global assessment, critical applications and future needs. *Radiat Prot Dosimetry*. 2007;124:250–9.
3. Compagnone G, Pagan L, Bergamini C. Local diagnostic reference levels in standard X-ray examinations. *Radiat Prot Dosimetry*. 2005;113:54–63.
4. Tung CJ, Tsai HY, Lo SH, et al. Determination of guidance levels of dose for diagnostic radiography in Taiwan. *Med Phys*. 2001;28:850–7.
5. Organismo Internacional de Energia Atomica. Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación. Colección Seguridad N° 115. Viena: Organismo Internacional de Energia Atomica; 1997.
6. Faulkner K, Broadhead DA, Harrison RM. Patient dosimetry measurement methods. *Appl Radiat Isot*. 1999;50:113–23.
7. Zoetelief J, Julius HW, Christensen P. Recommendations for patient dosimetry in diagnostic radiology using TLD. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, European Commission; 2000.
8. Becker K. Solid state dosimetry. Ohio: CRC Press; 1973.
9. Knoll GF. Radiation detection and measurement. 2nd ed. New York: John Wiley; 1989.
10. Portal G. Review of the principal materials available for thermoluminescent dosimetry. *Radiat Prot Dosimetry*. 1986;17:351–7.
11. Campos LL, Lima MF. Dosimetric properties of CaSO₄:Dy teflon pellets produced at IPEN. *Radiat Prot Dosimetry*. 1986;14:333–5.
12. Oliveira M, Nogueira MS, Guedes E, et al. Average glandular dose and phantom image quality in mammography. *Nucl Inst Meth Phys Res A*. 2007;580:574–7.
13. Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Portaria n° 453, de 1° de junho de 1998. Brasília: Diário Oficial da União, 2 de junho de 1998.
14. Campos LL. Termoluminescência de materiais e sua aplicação em dosimetria da radiação. *Cerâmica*. 1998;44:26–8.
15. Davis SD, Ross CK, Mobit PN, et al. The response of LiF thermoluminescence dosimeters to photon beams in the energy range from 30 kV X rays to ⁶⁰Co gamma rays. *Radiat Prot Dosimetry*. 2003;106:33–43.
16. Duggan L, Hood C, Warren-Forward H, et al. Variations in dose response with x-ray energy of LiF:Mg,Cu,P thermoluminescence dosimeters: implications for clinical dosimetry. *Phys Med Biol*. 2004;49:3831–45.
17. Olko P, Bilski P, Ryba E, et al. Microdosimetric interpretation of the anomalous photon energy response of ultra-sensitive LiF:Mg,Cu,P TL dose-meters. *Radiat Prot Dosimetry*. 1993;47:31–5.