AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**AVALIAÇÃO DA RESPOSTA DE DETECTORES TERMOLUMINESCENTES NA
DOSIMETRIA DE FEIXES CLÍNICOS UTILIZANDO DIFERENTES OBJETOS
SIMULADORES**

Luciana Cardoso Matsushima

**Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear – Aplicações.**

**Orientadora:
Profa. Dra. Letícia L. C. Rodrigues**

São Paulo

2010

A Deus pelas conquistas e conforto infinito
e por permitir que eu faça parte de uma família
constituída por pais grandiosos e irmãos gigantes!!!

Há um tempo em que é preciso abandonar as roupas usadas
Que já têm a forma do nosso corpo
E esquecer os nossos caminhos que nos levam sempre aos
mesmos lugares

É o tempo da travessia
E se não ousarmos fazê-la
Teremos ficado... para sempre
À margem de nós mesmos.

Fernando Pessoa

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, Dra. Letícia L. C. Rodrigues, serei sempre grata pela imensa oportunidade de crescimento que me proporcionou durante a orientação do mestrado, por todo incentivo, paciência, confiança, dedicação, estímulo e amizade.

Ao IPEN, na pessoa do Sr. Superintendente Dr. Nilson Dias Vieira Júnior, pela oportunidade de executar este trabalho.

À Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), pela bolsa de mestrado que permitiu a dedicação exclusiva ao trabalho de pesquisa.

À Dra. Linda V. E. Caldas, pela amizade, presteza e total apoio durante a realização deste trabalho.

À Dra. Laura Natal e aos físicos, Roberto Sakuraba, José Carlos da Cruz, Gabriela Santos e Ângela Habitzreuter, pelo imenso auxílio e orientações nas irradiações dos dosímetros, confiança e amizade.

Aos pós-graduandos, Maíra Nunes, Thyago Manguiera, Cléber Silva, Amanda Bravim, pelos trabalhos realizados em conjunto, apoio, convivência e amizade durante o mestrado.

Aos meus pais, Haruo e Maria Luiza, pelo apoio incondicional e afeto e, principalmente, por não medirem esforços para que eu realizasse o meu mestrado.

Aos meus irmãos, Livia e Márcio, pelo grande incentivo e carinho.

Ao Glauco Veneziani, por todo amor, dedicação, carinho, auxílio, incentivo e paciência dedicados a minha pessoa durante esse tempo. Serei sempre grata por seu companheirismo incomparável e sem limites!!!

A todos os amigos do GMR-IPEN que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

AVALIAÇÃO DA RESPOSTA DE DETECTORES TERMOLUMINESCENTES NA DOSIMETRIA DE FEIXES CLÍNICOS UTILIZANDO DIFERENTES OBJETOS SIMULADORES

Luciana Cardoso Matsushima

RESUMO

A radioterapia é uma das três principais modalidades de tratamento utilizadas no tratamento de doenças malignas, como o câncer; as duas outras são a quimioterapia e a radiocirurgia. Em contraste com outras especialidades médicas que necessitam principalmente de conhecimento clínico e da experiência de especialistas, a radioterapia, com o uso da radiação ionizante no tratamento do câncer, necessita de grandes investimentos em tecnologias modernas e do esforço colaborativo de diversos profissionais que contribuem para o sucesso do tratamento.

Na área de dosimetria clínica, uma calibração eficiente e precisa do feixe de radiação garante o conhecimento da dose fornecida ao paciente, assegurando, portanto, o sucesso do tratamento radioterápico. Este trabalho tem por objetivo o estudo comparativo da resposta termoluminescente dos dosímetros de sulfato de cálcio dopado com disprósio ($\text{CaSO}_4\text{:Dy}$) produzidos pelo IPEN (6 mm de diâmetro e 0,8 mm de espessura) com a resposta dos dosímetros de fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti com $3,15 \times 3,15 \times 0,9 \text{ mm}^3$) na dosimetria de feixes clínicos de fótons (6 e 15 MV) e elétrons (6 e 9 MeV) utilizando objetos simuladores de água sólida (RMI-457), água e PMMA. Foram obtidas as curvas de dose-resposta para a radiação gama do cobalto-60 (^{60}Co) no ar e em condições de equilíbrio eletrônico (placa de PMMA), e para elétrons e fótons clínicos nas profundidades de dose máxima. Foi avaliada também a sensibilidade dos dosímetros termoluminescentes e determinada a reprodutibilidade da resposta e a eficiência intrínseca para os diferentes tipos de simuladores e energias de radiação estudadas. Os resultados obtidos indicam que a principal vantagem do dosímetro de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ é a sua maior sensibilidade para as doses de radiação avaliadas para os feixes do ^{60}Co , fótons e elétrons, representando, portanto, uma alternativa viável para a aplicação em dosimetria nos setores de radioterapia.

RESPONSE EVALUATION OF THERMOLUMINESCENT DETECTORS IN CLINICAL BEAMS DOSIMETRY USING DIFFERENT PHANTOMS

Luciana Cardoso Matsushima

ABSTRACT

Radiotherapy is one of the three principal treatment modalities used in the treatment of malignant diseases such as cancer, the other two are chemotherapy and radiosurgery. In contrast to other medical specialties that rely mainly on the clinical knowledge and experience of medical specialists, radiotherapy, with its use of ionizing radiation in treatment of cancer, relies heavily on modern technology and the collaborative efforts of several professionals whose coordinated team approach greatly influences the outcome of the treatment.

In the area of clinical dosimetry, an efficient and accurate calibration of the radiation beam ensures knowledge of the radiation dose delivered to the patient, allowing thus the success of radiotherapy. This study aims to compare the thermoluminescent response of calcium sulphate doped with dysprosium ($\text{CaSO}_4\text{:Dy}$) dosimeters produced by IPEN (6 mm in diameter and 0,8 mm thick) with the response of lithium fluoride ($3,15 \times 3,15 \times 0,9 \text{ mm}^3$) doped with magnesium and titanium (LiF:Mg,Ti) in dosimetry of clinical photons (6 and 15 MV) and electrons beams (6 and 9 MeV) using solid water (RMI-457), water and PMMA phantoms. Initially, the dose-response curves were obtained for irradiation in cobalt-60 gamma radiation source in air (PMMA plates) and under electronic equilibrium conditions and for clinical electrons and photons beams at depth of maximum dose. The sensitivities of the thermoluminescent dosimeters were also evaluated and the values of their reproducibilities and intrinsic efficiency were determined for the response to different types of phantoms and radiation energy. The obtained results indicate that the main advantage of $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ dosimeters is the enhanced sensitivity to radiation doses measured for ^{60}Co , photons and electrons beams, thus representing a viable alternative for application in dosimetry in the radiotherapy area.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	14
2	OBJETIVOS	17
2.1	Gerais	17
2.2	Específicos	17
3	FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	18
3.1	Interação da radiação com a matéria.....	18
3.1.1	Espalhamento Coerente	19
3.1.2	Efeito Compton.....	19
3.1.3	Efeito Fotoelétrico	20
3.1.4	Produção de pares	21
3.1.5	Dose absorvida.....	22
3.2	Aplicações médicas das radiações ionizantes.....	22
3.3	Radioterapia	24
3.4	Aceleradores lineares	25
3.5	Dosimetria termoluminescente em Radioterapia.....	26
3.6	Dosimetria TL.....	27
3.6.1	Termoluminescência	27
3.6.2	Histórico da dosimetria termoluminescente	30
3.6.3	Dosímetros Termoluminescentes.....	31
3.6.3.1	Propriedades dosimétricas	31
3.6.3.1.1	Curva de emissão	35
3.6.3.1.2	Curva de dose-resposta	36
3.6.3.1.3	Sensibilidade	37
3.6.3.1.4	Decaimento térmico da resposta TL	38
3.6.3.1.5	Linearidade e Limite inferior de detecção (LID)	38
3.6.3.1.6	Estabilidade	39
3.6.3.1.7	Reprodutibilidade.....	39
3.6.3.1.8	Tratamento térmico	40
3.6.3.1.9	Armazenamento e manuseio	40
3.6.4	LiF:Mg,Ti	41
3.6.4.1	Curva de emissão.....	42
3.6.4.2	Sensibilidade.....	43
3.6.4.3	Decaimento térmico da resposta TL.....	43
3.6.4.4	Curva de dose-resposta: supralinearidade	44
3.6.4.5	Limite inferior de detecção.....	44
3.6.5	CaSO ₄ :Dy.....	44

3.6.5.1	Curva de emissão.....	45
3.6.5.2	Curva de dose-resposta.....	46
3.6.5.3	Sensibilidade.....	46
3.6.5.4	Dcaimento térmico da resposta TL.....	46
3.6.5.5	Supralinearidade	46
3.7	Objetos Simuladores	47
3.8	Protocolos de dosimetria.....	48
3.9	Calibração dos Dosímetros	50
4	MATERIAIS E MÉTODOS	52
4.1	Materiais	52
4.1.1	Dosímetros termoluminescentes (DTLs)	52
4.2	Objetos simuladores.....	53
4.3	Fontes de radiação ionizante.....	53
4.3.1	Radiação gama.....	53
4.3.2	Radiação de fótons e elétrons clínicos.....	54
4.4	Tratamento térmico dos dosímetros.....	56
4.5	Embalagem dos dosímetros	57
4.6	Leitura da resposta TL	57
4.7	Métodos	59
4.7.1	Teste de estabilidade da leitora TL	59
4.7.2	Seleção dos dosímetros	60
4.7.3	Sensibilidade média dos grupos de DTLs.....	62
4.7.4	Curvas de dose-resposta.....	62
4.7.5	Eficiência intrínseca dos DTLs.....	62
4.7.6	Reprodutibilidade da resposta TL aos feixes de fótons e elétrons.....	63
5	RESULTADOS	64
5.1	Teste de estabilidade da leitora TL	64
5.2	Seleção dos dosímetros	66
5.3	Sensibilidade média dos grupos de DTLs.....	69
5.4	Curvas de dose-resposta.....	72
5.5	Curvas de dose-resposta aos feixes clínicos de fótons e elétrons	74
5.6	Reprodutibilidade da resposta TL aos feixes clínicos de fótons e elétrons	78
5.7	Eficiência intrínseca dos DTLs.....	84
5.8	Limite inferior de detecção (LID).....	88
5.9	Incertezas nas medidas.....	88
6	CONCLUSÕES.....	90
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	92

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Ilustração do processo de espalhamento coerente (Saw, 2002).	19
Figura 2: Ilustração do processo de espalhamento Compton (Saw, 2002).	20
Figura 3: Ilustração da ocorrência do efeito fotoelétrico (Saw, 2002).	21
Figura 4: Sistema de irradiação do Acelerador Clinac 2100 C pertencente ao HC-FMUSP.	26
Figura 5: Diagrama esquemático de excitação e estimulação térmica em um cristal TL (Adaptado de McKeever, 1995).	28
Figura 6: Curva de dose-resposta de um material TL em função da exposição, mostrando a região de supralinearidade (Campos, 1998).	37
Figura 7: Curva de emissão típica do LiF:Mg,Ti (TLD-100).	43
Figura 8: Curva de emissão do CaSO ₄ :Dy. Adaptado de Campos e Lima, 1986.	45
Figura 9: Dimensões dos DTLs de CaSO ₄ :Dy, LiF:Mg,Ti e microLiF:MgTi, respectivamente.	53
Figura 10: Esquema do arranjo para calibração dos DTLs na fonte de ⁶⁰ Co do LMD-IPEN.	54
Figura 11: Sistema de irradiação dos DTLs ilustrando o arranjo experimental para o objeto simulador de PMMA.	55
Figura 12: (a) Objeto simulador de PMMA preenchido com água destilada;	55
Figura 13: Esquema ilustrativo do objeto simulador de PMMA preenchido com água destilada, destacando o suporte em formato de “T” de PMMA utilizado para o posicionamento dos DTLs durante as irradiações.	56
Figura 14: (a) Forno tipo mufla marca CEM; (b) Forno tipo mufla marca VULCAN; (c) Estufa cirúrgica marca FANEM Ltda.	57
Figura 15: (a) Prancheta da leitora TL <i>Harshaw</i> ; (b) Aparato do sistema de leitura TL (Leitora TL e computador com sistema de aquisição de dados).	59
Figura 16: (a) DTLs de CaSO ₄ :Dy posicionados nas placas de PMMA; (b) DTLs de CaSO ₄ :Dy preparados para a irradiação na fonte de ⁶⁰ Co, de modo a garantir o equilíbrio eletrônico.	61
Figura 17: Médias dos conjuntos de leituras para cada ciclo, médias de todas as leituras da luz padrão e limites de aceitação máxima para os ciclos.	65
Figura 18: Médias dos conjuntos de leituras para cada ciclo, médias de todas as leituras da razão sinal/ruído e limites de aceitação máxima para os ciclos.	66
Figura 19: Histogramas da variação da sensibilidade da resposta TL das pastilhas de LiF:Mg,Ti (I) na primeira (a), na segunda (b), na terceira (c) e na quarta (d) repetições da irradiação para a seleção dos dosímetros.	67
Figura 20: Histogramas da variação da sensibilidade da resposta TL das pastilhas de CaSO ₄ :Dy (II) na primeira (a), na segunda (b) e na terceira (c) repetições da irradiação para a seleção dos dosímetros.	68

Figura 21: Histogramas da variação da sensibilidade da resposta TL das pastilhas de microLiF:Mg,Ti (III) na primeira (a) e na segunda (b) repetições da irradiação para a seleção dos dosímetros.....	69
Figura 22: Sensibilidade TL do CaSO ₄ :Dy, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti a fótons (6 MV) utilizando objetos simuladores de água sólida (a-HC); água (b-HC) e (c-Einstein); e PMMA (d-Einstein). Irradiações realizadas no HC-FMUSP e no Hospital Albert Einstein.	70
Figura 23: Sensibilidade TL do CaSO ₄ :Dy, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti a fótons (15 MV) utilizando objetos simuladores de água sólida (a-HC) e (b-Einstein); água (c-Einstein) e PMMA (d-Einstein).	71
Figura 24: Sensibilidade TL do CaSO ₄ :Dy, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti a elétrons (6 MeV) utilizando objetos simuladores de água sólida (a)-HC e (b)-Einstein; água (c)-Einstein; e a elétrons (9 MeV) utilizando objeto simulador de água sólida (d)-HC....	72
Figura 25: Curva de dose-resposta dos dosímetros de LiF:Mg,Ti (a) e CaSO ₄ :Dy (b) à radiação de fótons do ⁶⁰ Co para irradiações no ar (1ª calibração).	73
Figura 26: Curvas de dose-resposta do LiF:Mg,Ti (a) e do CaSO ₄ :Dy (b) à radiação de fótons do ⁶⁰ Co para irradiações no ar (2ª calibração).	73
Figura 27: Curvas de dose-resposta do microLiF:Mg,Ti à radiação de fótons do ⁶⁰ Co para irradiação no ar (2ª calibração).	74
Figura 28: Curvas de dose-resposta do CaSO ₄ :Dy, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti a fótons de 6 MV em objetos simuladores de água sólida (a) e (b).....	74
Figura 29: Curvas de dose-resposta do CaSO ₄ :Dy, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti a fótons de 6 MV em objetos simuladores de água (a) e (b) e PMMA (c).....	75
Figura 30: Curvas de dose-resposta do CaSO ₄ :Dy, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti a fótons de 15 MV em objetos simuladores de água sólida (a) e (b); água (c) e PMMA (d)....	76
Figura 31: Curvas de dose-resposta do CaSO ₄ :Dy, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti a elétrons de 6 MeV em objetos simuladores de água sólida (a) e (b), água (c); e a elétrons de 9 MeV em objeto simulador de água sólida (d).....	77

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Recomendações técnicas para monitoração da exposição utilizando DTLs. (Adaptado de Mahesh et al, 1989).	32
Tabela 2: Algumas características dos DTLs. (Adaptado de Mahesh et al, 1989).	33
Tabela 3: Sensibilidade relativa das pastilhas de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ em função do tamanho do grão do cristal (Adaptado de McKeever, 1995).	36
Tabela 4: Propriedades da formulação TLD-100 do LiF:Mg,Ti . (Adaptado de Mackinlay, 1981, Metcalfe et al, 2007 e de Mahesh et al, 1989).	42
Tabela 5: Características dos picos dosimétricos do LiF:Mg,Ti (TLD-100). (Adaptado de Metcalfe et al, 2007).	43
Tabela 6: Propriedades físico-químicas e dosimétricas do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$. (Adaptado de Mahesh et al, 1989; Campos, 1983 e Campos e Lima, 1986).	45
Tabela 7: Características físico-químicas e fator de escalonamento de profundidades para o PMMA, água sólida RMI-457 e água (Adaptado de IAEA, 2000).	48
Tabela 8: Fatores que influenciam a avaliação da resposta TL e condições de referência para a calibração dos DTLs em um feixe de elétrons (Adaptado de IAEA, 2005).	50
Tabela 9: Condições para a calibração do feixe de ^{60}Co (Adaptado de IAEA, 2000).	51
Tabela 10: Profundidades de dose máxima (cm) utilizadas para a irradiação dos DTLs.	55
Tabela 11: Controle de qualidade dos DTLs utilizados na dosimetria do feixe de radiação.	59
Tabela 12: Resposta TL a fótons (6 MV) e ao ^{60}Co , e a sensibilidade relativa ao ^{60}Co para os DTLs irradiados diretamente no objeto simulador de água sólida (RMI-457) – Hospital das Clínicas.	78
Tabela 13: Resposta TL a fótons (6 MV) e ao ^{60}Co , e a sensibilidade relativa ao ^{60}Co para os DTLs irradiados diretamente no objeto simulador de água sólida (RMI-457) – Hospital Albert Einstein	79
Tabela 14: Resposta TL a fótons (15 MV) e ao ^{60}Co , e a sensibilidade relativa ao ^{60}Co para os DTLs irradiados diretamente no objeto simulador de água sólida (RMI-457) – Hospital das Clínicas.	79
Tabela 15: Resposta TL a fótons (15 MV) e ao ^{60}Co , e a sensibilidade relativa ao ^{60}Co para os DTLs irradiados diretamente no objeto simulador de água sólida (RMI-457) – Hospital Albert Einstein.....	80
Tabela 16: Resposta TL a fótons (6 MV) e ao ^{60}Co , e a sensibilidade relativa ao ^{60}Co para os DTLs irradiados diretamente no objeto simulador de água – Hospital das Clínicas.	80
Tabela 17: Resposta TL a fótons (6 MV) e ao ^{60}Co , e a sensibilidade relativa ao ^{60}Co para os DTLs irradiados diretamente no objeto simulador de água – Hospital Albert Einstein.	80
Tabela 18: Resposta TL a elétrons (6 MeV) e ao ^{60}Co , e a sensibilidade relativa ao ^{60}Co para os DTLs irradiados diretamente no objeto simulador de água sólida (RMI-457) – Hospital das Clínicas.	81

Tabela 19: Resposta TL a elétrons (6 MeV) e ao ^{60}Co , e a sensibilidade relativa ao ^{60}Co para os DTLs irradiados diretamente no objeto simulador de água sólida (RMI-457) – Hospital Albert Einstein.....	81
Tabela 20: Reprodutibilidade para cada tipo de DTL de acordo com o local da irradiação, material simulador e tipo de feixe.....	83
Tabela 21: Coeficientes angulares das curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti irradiados no Hospital Albert Einstein.	84
Tabela 22: Coeficientes angulares das curvas de calibração do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti irradiados no Hospital das Clínicas.	85
Tabela 23: Eficiência intrínseca dos DTLs de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti nas condições empregadas para o levantamento das curvas de dose-resposta.....	86
Tabela 24: Eficiência intrínseca dos DTLs de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti nas condições empregadas para o levantamento das curvas de dose-resposta.....	87
Tabela 25: Limite inferior de detecção dos DTLs.	88

1 INTRODUÇÃO

Desde a descoberta dos raios-X, em 1895, por Wilhelm Conrad Roentgen, e da radioatividade, em 1896, por Becquerel e o casal Curie, a Medicina fez uso da radiação ionizante para tratamentos com finalidades terapêuticas e diagnósticas, permitindo, portanto, um avanço tecnológico e científico na evolução dos métodos de tratamento existentes. Uma característica da radiação ionizante é que a energia absorvida no corpo humano é distribuída em órgãos e tecidos específicos. Qualquer avaliação dos efeitos nocivos ao indivíduo exposto exige um conhecimento da dose recebida pelo paciente e da sua distribuição em todo o corpo (Sprawls, 1993).

Com o advento e os avanços do uso da tecnologia nuclear para fins diagnósticos e terapêuticos surgiu uma grande preocupação relacionada com a detecção da radiação e a avaliação da dose para o controle ambiental e avaliação pessoal. A obtenção desses parâmetros é essencial para assegurar a segurança radiológica da população, tanto de trabalhadores (indivíduos ocupacionalmente expostos) como de indivíduos do público (Oberhofer e Scharmann, 1979).

O histórico da dosimetria termoluminescente (TL) teve início no mesmo ano da descoberta dos raios-X. 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 (Cameron et al, 1968; Kron, 1999).

A técnica da dosimetria TL foi aperfeiçoada e se destaca como um dos principais métodos em dosimetria clínica de rotina. 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* (Smith et al, 1995).

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 (Kron, 1999). 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 (Kron, 1999).

Visando atender aos requisitos básicos dos programas de radioproteção, detectores e dispositivos para medida dos diversos tipos de radiação foram desenvolvidos nos últimos anos e alguns deles vêm sendo utilizados rotineiramente para o controle de dose pessoal e ambiental. Os dosímetros mais utilizados na área da medicina são as câmaras de ionização (Tessier e Kawrakow, 2009; Fraser et al, 2009; Pszona et al, 2010; Batistella e Caldas, 1988; Albuquerque e Caldas, 1990), dosímetros químicos (Boudou et al, 2005; Austerlitz et al, 2008; Bartsaghi et al, 2009), dosímetros fotográficos e os dosímetros termoluminescentes (DTLs), que desempenham um papel importante para a dosimetria da radiação ionizante em radioterapia (Cameron, 1968; Rudén, 1976; Oberhofer e Scharmann, 1979; Hufton, 1984; Derreumaux et al, 1994; Kalmykov, 1994; Robar et al, 1996; Metcalfe et al, 2007; Chatterjee et al, 2009), principalmente com o fluoreto de lítio (LiF) amplamente utilizado e que já possui um longo histórico (Cameron, 1968; Eggermont et al, 1971; Mansfield e Suntharalingam, 1976; Rudén, 1976; Kalmykov, 1994; Robar et al, 1996).

É nesse contexto que surge a dosimetria TL como uma ferramenta extremamente versátil para a avaliação da dosimetria de feixes de fótons e elétrons dos aparelhos destinados a tratamentos radioterápicos. Uma calibração eficiente e precisa dos feixes clínicos garante o conhecimento da dose de radiação fornecida ao paciente, assegurando, portanto, o sucesso dessa modalidade de tratamento. A alta sensibilidade dos dosímetros termoluminescentes (DTLs) aliada a uma grande variedade de materiais, diferentes formatos físicos e tamanhos permitem a determinação de medidas em regiões de gradientes agudos de dose em simuladores antropomórficos, assim como em dosimetria *in vivo* (Kron, 1999; Nunes e Campos, 2008). Os diferentes materiais que compõem os objetos simuladores também alteram a resposta dos DTLs à radiação de fótons e elétrons, por isso, eles devem ser considerados nos estudos das dosimetrias.

Os DTLs compostos por $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ (sulfato de cálcio dopado com disprósio) tem sido intensamente empregados em medidas de dose no nível de radioproteção (Campos e Lima, 1987; Lakshmanan et al, 1991) devido à sua alta sensibilidade para a radiação gama (fótons) e elétrons. Embora esse material apresente excelente linearidade de resposta a radiações beta e de fótons para uma ampla faixa de doses (Campos e Lima, 1987; Nunes e Campos, 2008) e estudos preliminares (Campos e Souza, 1990) mostrem a viabilidade de sua aplicação em feixes de elétrons, ele não foi ainda suficientemente explorado em radioterapia (Nunes e Campos, 2008).

O Laboratório de Materiais Dosimétricos do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (LMD-IPEN) desenvolveu e produz o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ em escala comercial e na forma de pó (Campos, 1983) e pastilhas (Campos e Lima, 1986), utilizadas na monitoração de fótons. Além disso, são produzidas pastilhas especiais, empregadas na dosimetria beta, que tem como característica uma espessura reduzida e que emprega grafite para reduzir a dependência energética da resposta TL (Campos e Lima, 1986).

A aplicação do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ na dosimetria em radioterapia é de grande interesse, dada a facilidade de aquisição dos dosímetros do IPEN e devido às suas características de sensibilidade e linearidade de resposta com a radiação, inclusive de elétrons (Nunes e Campos, 2008).

Para analisar a viabilidade da aplicação do dosímetro de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ na radioterapia foi realizada a comparação da resposta TL destes DTLs na dosimetria de feixes clínicos de fótons e elétrons, com o emprego de objetos simuladores de polimetilmetacrilato (PMMA), água sólida (RMI-457) e água. Posteriormente, os resultados foram comparados com o desempenho dos DTLs de fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti) nas duas formas encontradas no mercado, dosímetros convencionais com $3,15 \times 3,15 \times 0,9 \text{ mm}^3$ e micro dosímetros com $1,0 \times 1,0 \times 1,0 \text{ mm}^3$, sendo esse último tipo de dosímetro o mais utilizado para esta finalidade.

2 OBJETIVOS

2.1 Gerais

A avaliação de diferentes DTLs utilizados na radioterapia compostos por:

- LiF:Mg,Ti (fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (TLD-100) produzido pela *Harshaw Chemical Company*);
- microLiF:Mg,Ti (microdetectores de fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (TLD-100) produzidos pela *Harshaw Chemical Company*);
- CaSO₄:Dy (sulfato de cálcio dopado com disprósio) produzido no IPEN; empregando objetos simuladores de água sólida (RMI-457), água e PMMA.

2.2 Específicos

- Avaliação do desempenho dos dois tipos de TLD-100 (LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti) e do CaSO₄:Dy, aplicados em radioterapia na dosimetria de feixes clínicos de fótons e elétrons utilizando os aceleradores lineares de dois diferentes hospitais.
- Comparação das respostas TLs dos detectores empregando diferentes objetos simuladores: PMMA, água sólida (RMI-457) e água.
- Desenvolvimento de um dosímetro prático, econômico e preciso que substitua com vantagens os métodos usualmente empregados para o controle de qualidade das irradiações e, por consequência, a avaliação dos resultados obtidos nos processos que envolvem irradiação com feixes clínicos.

3 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

3.1 Interação da radiação com a matéria

Os fótons de raios-X são criados pela interação de elétrons energéticos com a matéria, em nível atômico. A interação da radiação com a matéria está relacionada com a transferência de energia ao meio e pode ocorrer com os elétrons atômicos ou com o núcleo. Quando as interações ocorrem com os elétrons, a energia transferida ao meio pode gerar fenômenos como a excitação e a ionização (Sprawls, 1993; Saw, 2002). A excitação é o processo no qual um elétron recebe energia suficiente para saltar a um estado mais excitado, o qual é instável. Na ionização, a energia absorvida pelo elétron deve ser suficiente para romper sua ligação atômica; nesse caso, o elétron é ejetado, deixando o átomo ionizado, ou seja, com excesso de cargas positivas.

Por outro lado, se a interação ocorrer com o núcleo atômico, pode ocorrer perdas colisionais ou radioativas. Se qualquer uma das interações mencionadas ocorrerem em um sistema biológico, pode acarretar danos celulares, tais como morte celular ou mutações.

Quando um feixe de raios-X ou gama atravessa um objeto, podem ocorrer principalmente os seguintes tipos de interações:

- Ele pode penetrar na matéria sem interagir com a mesma,
- Ele pode interagir com a matéria e ser completamente absorvido, transferindo toda sua energia para o meio,
- Ele pode interagir com a matéria e ser espalhado ou defletido de sua direção original, perdendo parte de sua energia.

Os principais efeitos que podem ocorrer quando a radiação eletromagnética interage com elétrons ou com o núcleo atômico são: espalhamento coerente, efeito Compton, efeito fotoelétrico, produção de pares e fotodesintegração. A seguir, são descritas brevemente esses tipos de interações.

3.1.1 Espalhamento Coerente

No espalhamento coerente (FIG. 1), o fóton causa uma excitação no átomo. Espontaneamente, o átomo volta ao estado fundamental, emitindo um fóton de mesma energia do fóton incidente. É importante notar que nesse tipo de interação não há transferência de energia ao átomo. Se a interação ocorre com o núcleo, o processo recebe o nome de espalhamento Thomson. Quando o fóton interage com um elétron orbital, o processo é denominado espalhamento Rayleigh. A probabilidade de ocorrência do espalhamento coerente está diretamente relacionada com o quadrado do número atômico do material alvo e inversamente proporcional à energia do fóton. Além disso, sua ocorrência está limitada a fótons de energias inferiores a 10 keV, que está aproximadamente no intervalo das energias de ligação dos átomos (Sprawls, 1993; Saw, 2002).

Figura 1: Ilustração do processo de espalhamento coerente (Saw, 2002).

3.1.2 Efeito Compton

O efeito Compton é um processo de colisão entre um fóton incidente e elétrons livres, onde na categoria de elétrons livres se enquadra aqueles em que a energia de ligação com o núcleo é pequena o suficiente, quando comparada à energia do fóton incidente. O efeito Compton acontece quando somente uma parcela da energia do fóton incidente é absorvida pelo átomo e um fóton de menor energia é produzido. Como esse fóton deixa o átomo com uma direção diferente do fóton incidente, o efeito Compton é também designado como espalhamento incoerente ou inelástico. A energia absorvida pelo átomo é suficiente para arrancar um elétron, deixando o átomo ionizado. A FIG. 2 ilustra o efeito

Compton, no qual o fóton incidente interage com um elétron fracamente ligado. No processo, o elétron é ejetado e um fóton de energia menor que o incidente é formado (Sprawls, 1993; Saw, 2002).

Figura 2: Ilustração do processo de espalhamento Compton (Saw, 2002).

A energia do fóton espalhado é igual à diferença entre a energia do fóton incidente e a soma da energia de ligação do elétron e da energia cinética do elétron ejetado.

A probabilidade de ocorrência do efeito Compton não depende do número atômico do material alvo, uma vez que a interação ocorre com elétrons livres. Por isso, sua ocorrência está diretamente ligada à densidade eletrônica do material, e inversamente relacionada à energia do fóton incidente. Esse tipo de efeito predomina no intervalo de energia de 200 keV a 2 MeV.

3.1.3 Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico ocorre quando um fóton incidente é totalmente absorvido, causando a ionização de um elétron atômico. O resultado da ionização é a ejeção de um fotoelétron e o “desaparecimento” do fóton incidente. A lacuna deixada pelo elétron ejetado é preenchida por elétrons de camadas mais energéticas, e o excesso de energia é liberado na forma de radiação-X, denominada radiação característica, uma vez que é característica da energia de ligação de cada camada que, por sua vez, varia de átomo para átomo (Sprawls, 1993; Saw, 2002). O átomo em questão torna-se um íon positivo devido à deficiência de elétrons. A FIG. 3 ilustra o efeito fotoelétrico.

Figura 3: Ilustração da ocorrência do efeito fotoelétrico (Saw, 2002).

A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é determinada pelos seguintes fatores:

- O fóton incidente deve ter energia suficiente para romper a energia de ligação dos elétrons,
- Uma reação fotoelétrica é mais provável quando as energias de ligação do elétron e do fóton são praticamente iguais,
- O efeito fotoelétrico é predominante para fótons com energias inferiores a 50 keV e depende basicamente do número atômico do material absorvedor e da energia do fóton incidente. A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é inversamente proporcional ao cubo da energia do feixe incidente e diretamente proporcional ao cubo do número atômico.

Sob o ponto de vista da proteção radiológica do paciente, o efeito fotoelétrico não é desejável. O paciente recebe uma dose maior de radiação proveniente da reação fotoelétrica do que qualquer outro tipo de interação (Curry et al, 1990). Como uma das metas primárias é expor o paciente a uma mínima dose de radiação, uma das soluções é utilizar técnicas que envolvam altas energias. Desse modo, é possível minimizar os possíveis danos celulares provenientes da interação fotoelétrica.

3.1.4 Produção de pares

A produção de pares não ocorre no intervalo de energia utilizado para a realização de exames radiodiagnósticos (Curry et al, 1990). Na produção de pares, um fóton com alta energia interage com o núcleo de um átomo, sendo aniquilado e gerando, simultaneamente, duas partículas: um elétron e um pósitron (partícula com a mesma massa

do elétron, mas com uma carga positiva). Como a energia de repouso dessas partículas é de aproximadamente 0,511 MeV, esse processo só poderá ocorrer para fótons incidentes com energia superior a 1,022 MeV. Esse tipo de interação é um exemplo de transformação de energia em massa. Se o feixe incidente possuir energia superior a esse limiar, o excesso de energia é, teoricamente, igualmente distribuído entre as duas partículas. A probabilidade de ocorrência da produção de pares é diretamente proporcional à energia do feixe incidente e ao quadrado do número atômico do material alvo (Curry et al, 1990).

3.1.5 Dose absorvida

Um dos principais efeitos da interação da radiação com a matéria envolve a transferência de energia. Esta nem sempre é toda absorvida, devido à variedade de modos de interação e à natureza do material. Assim, por exemplo, uma quantidade da energia transferida pode ser captada no processo de excitação dos átomos, ou perdida por radiação de freamento do tipo *Bremsstrahlung*, cujos fótons podem escapar do material. A relação entre a energia média cedida (dE) na ionização à matéria e a massa (dm) do volume de material atingido é a base de definição da grandeza *dose absorvida* (ICRU, 1993) representada pela EQ. 1:

$$D = \frac{dE}{dm} = \frac{[J]}{[Kg]} \quad (1)$$

Conforme está definida, o termo dose absorvida se aplica a qualquer tipo de radiação e a qualquer material. A unidade antiga era medida em rad (*radiation absorbed dose*), sendo que 1 rad equivale a 100 ergs de energia absorvida por 1 g de matéria. Nas unidades do SI, a grandeza dose absorvida é expressa em J/kg ou Gray (Gy) sendo que:

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ ergs/g} = 0,01 \text{ J/kg} = 0,01 \text{ Gy}.$$

3.2 Aplicações médicas das radiações ionizantes

As radiações ionizantes são utilizadas em diversas áreas que permitem a realização de exames com finalidade diagnóstica e o tratamento de doenças oncológicas, com finalidades terapêuticas ou curativas (Mahesh et al, 1989). Na área da radiologia

diagnóstica são utilizados aparelhos de raios-X para a realização dos seguintes procedimentos:

- Radiologia de tórax (pulmão, trato gastro-intestinal e sistema reprodutivo);
- Radiologia oral (panorâmicas, cefalométricas e periapicais);
- Radiologia de membros (braços, mãos e pernas);
- Radiologia de cabeça (crânio e cérebro) e pescoço.

Uma modalidade de exame diagnóstico importante é a mamografia, método importante para a detecção precoce de tumores malignos nas mamas. A imagem é obtida com o uso de um feixe de raios-X de energia baixa, após a mama ser comprimida entre duas placas. Outra técnica que permite a realização de exames diagnósticos é a tomografia computadorizada, procedimento que envolve a utilização de um tubo de raios-X e vários detectores para a obtenção de exames diagnósticos de alta qualidade. Nesse exame, o paciente é deslocado horizontalmente em uma mesa, enquanto o tubo de raios-X e seus detectores fazem uma varredura de 360° do corpo do paciente. Posteriormente, as várias imagens (“fatias”) obtidas são reconstruídas em três dimensões, possibilitando uma visão detalhada dos órgãos, permitindo, portanto, a localização precisa de lesões internas e anomalias.

Na área da Medicina nuclear a radiação ionizante é proveniente da aplicação de radioisótopos (com meias-vidas curtas), utilizados para a verificação do funcionamento metabólico de determinados órgãos internos (rins, bexiga, pulmão, tireóide, cérebro, coração, medula óssea, etc.). Para a realização desses exames são utilizados detectores de cintilografia e gama-câmaras para a reprodução da imagem anatômica do paciente em tratamento. As fontes de radiação mais utilizadas são iodo-131, tecnécio-99m, cobalto-57, cromo-51, dentre outros.

Por último, a radioterapia tem como objetivo eliminar os tumores cancerígenos utilizando a radiação gama, X ou feixes de elétrons. O tratamento consiste na aplicação programada de doses elevadas de radiação por meio de aparelhos radioterápicos (aceleradores lineares, aparelhos de cobaltoterapia, braquiterapia), com a finalidade de eliminar as células alvo e causar o menor dano possível aos tecidos sadios intermediários ou adjacentes.

Os feixes de elétrons de energias altas, por sua vez, vem sendo utilizados em radioterapia desde o começo dos anos 50. O intervalo de energia mais utilizado para feixes de elétrons é de 4-15 MeV. Nesse intervalo, os feixes de elétrons podem ser utilizados para

o tratamento de tumores superficiais (menores que 5 cm de profundidade). As principais aplicações são: o tratamento de cânceres de pele e lábios; tratamento para câncer de mama, cabeça e pescoço. Entretanto, muitos desses locais podem ser tratados com raios-X superficiais, braquiterapia ou feixe de fótons tangencial; o feixe de elétrons oferece como grande vantagem uma uniformidade na dose no volume alvo, minimizando a dose recebida pelas regiões circunvizinhas (Khan, 1992).

3.3 Radioterapia

A radioterapia é uma das três principais modalidades de tratamento utilizadas no tratamento de doenças malignas, como o câncer; as duas outras são a quimioterapia e a radiocirurgia. Em contraste com outras especialidades médicas que necessitam principalmente de conhecimento clínico e da experiência de especialistas, a radioterapia, com o uso da radiação ionizante no tratamento do câncer, necessita de grandes investimentos em tecnologias modernas e do esforço colaborativo de diversos profissionais que contribuem para o sucesso do tratamento (IAEA, 2005).

O procedimento clínico da radioterapia visa a eliminação parcial ou completa das células tumorais e a máxima preservação dos tecidos circunvizinhos sadios, com a utilização de feixes de radiação ionizante (radiação gama, X, beta e elétrons). Uma dose pré-calculada de radiação é aplicada, em um determinado instante, a um volume de tecido que engloba o tumor. As radiações ionizantes são eletromagnéticas ou corpusculares e carregam energia; ao interagirem com os tecidos dão origem a elétrons rápidos que ionizam o meio, provocando efeitos químicos como a hidrólise da água e a ruptura das cadeias de DNA. A morte celular pode ocorrer por diversos mecanismos, desde a inativação de sistemas vitais para a célula até a sua incapacidade de reprodução.

A resposta dos tecidos às radiações depende de diversos fatores, tais como a sensibilidade do tumor à radiação, sua localização e oxigenação, assim como a qualidade e a quantidade da radiação e o tempo total em que ela é administrada. A radioterapia pode ser dividida em teleterapia (utiliza uma fonte de externa de radiação com isótopos radioativos ou aceleradores lineares) e braquiterapia (método de tratamento no qual fontes radioativas seladas são utilizadas para distribuir radiação, a uma distância curta, por meio de aplicações intersticiais, intracavitárias ou superficiais. Com este modo de terapia uma

alta dose de radiação pode ser distribuída localmente ao tumor com rápida queda de dose nos tecidos normais adjacentes).

3.4 Aceleradores lineares

O acelerador linear (LINAC, da contração em inglês “*Lin*near *ac*celerator”) é um dispositivo que usa ondas eletromagnéticas de alta frequência para acelerar partículas carregadas, tais como elétrons a altas energias através de um tubo linear (Khan, 1992). O feixe de elétrons de alta energia é utilizado para o tratamento de tumores superficiais ou pode ser usado para colidir em um alvo para a produção de raios-X destinados ao tratamento de tumores mais profundos. No mercado atual existem diversos tipos de aceleradores lineares (LINACs), os mais utilizados em tratamentos radioterápicos promovem o deslocamento de elétrons por aceleração de ondas ou por ondas eletromagnéticas estacionárias da frequência da região de microondas.

Os LINACs médicos aceleram elétrons até energias cinéticas que vão de 4 a 25 MeV aplicando campos não-conservativos de microondas no intervalo de frequências que vai de 10^3 MHz a 10^4 MHz, com a maior parte das máquinas operando na frequência de 2856 MHz (IAEA, 2005).

Duas estruturas especiais nas quais se faz vácuo são empregadas nos LINACs: as guias de ondas forçam os elétrons que deixam a fonte de elétrons a seguir pelas trajetórias retilíneas, nas quais são acelerados e uma válvula *klystron* ou *magnetron* utiliza um processo de desaceleração de elétrons em potenciais de retardo para gerar os campos de radiofrequência de alta potência usados para acelerar os elétrons que constituirão o feixe de energia alta (IAEA, 2005).

Alguns dos diferentes tipos de LINACs disponíveis para o uso clínico fornecem somente raios-X de baixas megavoltagens (4 ou 6 MV), enquanto outros produzem tanto raios-X quanto elétrons de diferentes energias; estas diferenças refletem o aumento da sofisticação de uma das cinco gerações de LINACs, desenvolvidos desde o princípio dos anos 1960, para a outra. Um LINAC moderno típico gera fótons de duas energias (6 e 18 MV) e elétrons de várias energias nominais (6, 9, 12, 16 e 22 MeV) (IAEA, 2005).

Os aceleradores lineares são as fontes de feixes de fótons e elétrons de energias altas mais utilizados na rotina clínica atualmente, sendo empregados uma série de

tratamentos que incluem as mais modernas modalidades especiais da radioterapia, como a radioterapia com arco de elétrons, a irradiação total da pele com elétrons e a radioterapia intraoperatória, em que uma única dose de radiação é dada a uma região exposta por cirurgia (Metcalf et al, 2007). Na FIG. 4 é apresentado o sistema de irradiação no Acelerador Clinac modelo 2100 C pertencendo ao Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC-FMUSP).

Figura 4: Sistema de irradiação do Acelerador Clinac 2100 C pertencente ao HC-FMUSP.

3.5 Dosimetria termoluminescente em Radioterapia

No ano de 1993, Kalmykov estudou as propriedades dosimétricas de uma mistura de LiF (65%) e Li_2CO_3 (35%), considerando esses materiais equivalentes a tecidos moles. Posteriormente, os resultados foram comparados com os dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$, materiais dosimetricamente equivalentes ao osso e tecido adiposo, respectivamente.

Em 1994, Derreumaux e seus colaboradores verificaram a uniformidade e a qualidade do feixe de radiação de aceleradores lineares, com a utilização do LiF na forma de pó. Esse estudo teve por finalidade a criação de novas diretrizes de proteção radiológica na Europa.

No ano seguinte, Robar e seus colaboradores analisaram a dependência energética do feixe de elétrons com a aplicação de dosímetros de $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ (TLD-100 em formato de bastão).

Kron, em 1999, enfatizou as vantagens e as desvantagens dosimétricas dos materiais TLs de LiF:Mg,Cu,P e Al₂O₃:C. Em seus estudos ele destacou as diversas características dos DTLs: pequeno tamanho físico, material equivalente ao tecido humano, baixo custo, reutilizável, diferentes formatos e tamanhos, disponibilidade de vários materiais.

No ano de 2004, Moscovitch e Horowitz apresentaram estudos comparativos das propriedades dosimétricas do LiF:Mg,Ti (material mais utilizado e conhecido) com o LiF:Mg,Cu,P (material novo).

Em 2007, Kron e seus colaboradores estudaram a aplicação do dosímetro de LiF:Mg,Ti para a dosimetria *in vivo* de altas doses de radiação destinadas à tratamentos braquiterápicos para câncer de próstata. Ainda em 2007, Kinhikar e seus colaboradores realizaram um estudo comparativo com DTLs, câmaras de ionização, MOSFET e EDR2 na dosimetria de planejamento de feixes radioterápicos de intensidade modulada (IMRT).

Em 2008, Chatterjee e seus colaboradores estudaram as propriedades da resposta TL do CaSO₄:Dy na dosimetria de feixes de elétrons a altas energias, provenientes de aceleradores lineares. Nesse trabalho, eles fizeram estimativas das doses de radiação recebidas por pacientes em órgãos como a pele e no corpo inteiro. No mesmo ano, Nelson e seus colaboradores realizaram a aplicação dos TLD-100, TLD-200, TLD-400 e TLD-500, de modo a assegurar a qualidade energética de feixe de radiação de equipamentos de ortovoltagem.

Em estudos recentes (2010), Da Rosa e colaboradores avaliaram as doses na profundidade de dose máxima em um meio heterogêneo com a utilização de pastilhas de LiF:Mg,Ti.

3.6 Dosimetria TL

3.6.1 Termoluminescência

Certos cristais retêm parte da energia absorvida durante a irradiação em estados metaestáveis de energia; quando esta energia é perdida posteriormente na forma de luz ultravioleta (UV), infravermelha ou visível ocorre o fenômeno da luminescência (IAEA, 2005).

A luminescência se divide em fluorescência, se a emissão de luz se dá entre 10^{-10} e 10^{-8} s após a irradiação, e fosforescência, que pode ser estimulada pela luz ou pelo calor, quando recebe nome de luminescência opticamente estimulada (OSL) e termoluminescência, respectivamente.

A termoluminescência é explicada através do modelo de bandas para os níveis de energia dos elétrons nos sólidos. Os materiais TLs são, em geral, cristais iônicos, nos quais a banda de valência (BV) se encontra repleta de elétrons e a banda de condução (BC) vazia, ambas separadas por uma faixa larga de estados energéticos não permitidos aos elétrons, conhecida como banda proibida (BP).

De um modo geral, quando os elétrons de um sólido são excitados por absorção de radiação eletromagnética ou por outro processo qualquer, eles não permanecem por muito tempo nos respectivos níveis mais altos, decaindo por vários processos competitivos. Se o processo de decaimento mais provável envolve a emissão de radiação eletromagnética na região visível do espectro, dizemos que existe luminescência. A FIG. 5 esquematiza os processos de excitação e estimulação térmica em um cristal TL.

Figura 5: Diagrama esquemático de excitação e estimulação térmica em um cristal TL (Adaptado de McKeever, 1995).

Nos sólidos, a luminescência está ligada às impurezas e aos defeitos da estrutura cristalina. Quando um elétron da banda de valência é transferido para a banda de condução, deixa uma lacuna, ou seja, um nível incompleto. Se a estrutura cristalina do sólido em questão não contém defeitos nem impurezas, o elétron volta à banda de valência com a emissão de radiação eletromagnética com uma energia muito alta para ficar na região visível do espectro. Se a rede contiver algumas impurezas que originem níveis de energia entre as bandas de valência e de condução, um elétron de um nível de energia de

impureza inferior pode preencher a lacuna na banda de valência, e um elétron da banda de condução pode preencher um dos níveis de energia de impureza superiores, com a emissão, nos dois casos, de radiação eletromagnética com energia muito baixa para ficar na região visível do espectro. Um elétron pode passar de um nível de energia de impureza superior para um nível de energia de impureza inferior que esteja vazio, com a emissão de radiação eletromagnética com energia que a situe na região visível do espectro, e isso é o que constitui a luminescência (Cameron, 1968; McKeever, 1995).

Em certos casos, o elétron da banda de condução pode passar para um nível de energia chamado armadilha, do qual ele não pode passar ao nível de energia de impureza mais baixo, por uma transição radioativa, sem violar um ou outro princípio de conservação. O elétron se encontra, então, num estado metaestável, e permanece nesse estado por um tempo que pode ser de muitos segundos (muito grande para a escala atômica), até que algum processo o faça regressar à banda de condução, passando por todas as etapas descritas acima.

A quantidade de luz é mensurável, aumentando a sua intensidade com a população de elétrons armadilhados, ou seja, essa última é dependente da dose absorvida pelo cristal.

Uma explicação quantitativa simplificada para a termoluminescência (Randall e Wilkins, 1945) avalia a quantidade de elétrons que se recombina admitindo que a probabilidade P de um elétron capturado escapar da armadilha é uma distribuição maxwelliana da energia térmica dos elétrons (EQ. 2).

$$P = s \cdot \exp\left(\frac{-E_a}{k \cdot T}\right) \quad (2)$$

Em que:

s é o fator de frequência, relacionado à oscilação do elétron na armadilha;

E_a é a profundidade (ou energia) da armadilha;

k é a constante de Boltzman;

T é a temperatura.

Inicialmente, as características TLs do fluoreto de lítio (LiF) foram estudadas extensivamente na Universidade de Wisconsin. Daniels e seus colaboradores foram os pioneiros na investigação das possíveis aplicações dos cristais TLs como detectores de

radiação. Trabalhos posteriores em Wisconsin estenderam esses estudos (Cameron et al, 1968; McKeever, 1995).

No final dos anos 50 diversos outros grupos iniciaram trabalhos com dosimetria TL. O grupo de Schulman no Laboratório de Pesquisas Navais desenvolveu um dosímetro composto por fluoreto de cálcio dopado com manganês ($\text{CaF}_2\text{:Mn}$). Outros trabalhos foram executados na Bélgica, na União Soviética e na Alemanha. A partir de 1960 o uso da dosimetria TL aumentou rapidamente devido às inúmeras vantagens da técnica e da disponibilidade de fósforos (cristais) comerciais e facilidade de instrumentação (Cameron et al, 1968).

3.6.2 Histórico da dosimetria termoluminescente

O fenômeno da termoluminescência é conhecido há bastante tempo. Robert Boyle, em 1663, notificava a Sociedade Real, em Londres, por haver observado a emissão de luz por um diamante, quando este fora aquecido no escuro (McKeever, 1995). Posteriormente, outros cientistas como Henri Becquerel, começaram a trabalhar com o fenômeno. Em 1904, Marie Curie observou que as propriedades TLs dos cristais podiam ser restauradas, após a exposição dos mesmos à radiação do elemento rádio. Entre 1930 e 1940, Urbach realizou trabalhos experimentais e teóricos com o fenômeno TL (McKeever, 1995; Horowitz, 1984; Oberhofer e Scharmann, 1979). Em 1945, Randall e Wilkins desenvolveram o primeiro modelo que permitiu cálculos quantitativos da cinética TL. Posteriormente, foram desenvolvidos outros modelos baseados no modelo de Randall e Wilkins, na tentativa de ajustar melhor a teoria aos resultados experimentais, como, por exemplo, o modelo de dipolos e o modelo de competição de armadilhas (Cameron et al, 1968).

Em 1950, Daniels propôs que a termoluminescência poderia ser utilizada como uma ferramenta útil para a dosimetria de radiação. Ele e seu grupo desenvolveram a instrumentação para essa proposta. As primeiras aplicações da termoluminescência em dosimetria foram executadas por Daniels e seus colaboradores no começo dos anos 50, quando os dosímetros compostos por LiF foram utilizados para quantificar a radiação após um teste com uma bomba. A dosimetria TL também foi utilizada por Daniels e Brucer para a dosimetria *in vivo*. O procedimento consistiu de um paciente que recebeu uma dose terapêutica de iodo radioativo (^{131}I) e, logo após, ingeriu um cristal de LiF. Posteriormente,

esse cristal foi recuperado após a passagem pelo trato digestivo, e a resposta TL foi medida para determinar a radiação recebida pelo paciente (Cameron et al, 1968).

Embora tenha sido observada uma relação prévia da termoluminescência com os raios-X ou gama, a sua aplicação para dosimetria de radiação não foi sugerida. Alguns alunos de Daniels pesquisaram a termoluminescência, mas os aspectos da dosimetria TL do trabalho de Daniels foram interrompidos por volta de 1955. Em 1960, as pesquisas com dosimetria TL na Universidade de Wisconsin foram retomadas por J.R. Cameron, em colaboração com Daniels e com N. M. Johnson, um estudante graduado em geologia (Cameron et al, 1968).

3.6.3 Dosímetros Termoluminescentes

3.6.3.1 Propriedades dosimétricas

Um material TL para uso dosimétrico deve combinar diversas propriedades, tais como (Oberhofer e Scharmann, 1981):

- Alta concentração de armadilhas de elétrons (ou buracos) e uma alta eficiência na emissão de luz associada ao processo de recombinação;
- Estabilidade de armazenamento suficiente das armadilhas de elétrons (ou buracos) de modo a não causar um decaimento indesejável durante o período de armazenamento a temperatura ambiente ou a certas variações de temperatura;
- Espectro da resposta TL para o qual o sistema detector (fotomultiplicadora ou combinação de filtro) responda bem, e que não promova interferência devido à emissão infravermelha proveniente do aquecimento do material TL;
- O pico principal deve estar entre 180 e 250°C. Para temperaturas maiores a emissão infravermelha de uma amostra quente interfere nas medidas para doses baixas. Os comprimentos de onda do espectro entre 300 e 500 nm são mais desejáveis, a menos que os sistemas sejam desenvolvidos para a faixa ultravioleta utilizada (Oberhofer e Scharmann, 1981);
- Uma distribuição de armadilha que possibilite a avaliação do procedimento devido à presença de picos a baixas temperaturas (com decaimento rápido) ou altas temperaturas (os quais devem dificultar o tratamento térmico) e devido aos processos de recombinação de armadilhas, etc. O fósforo deve

preferencialmente ser completamente tratado durante o procedimento de leitura, sem apresentar variações na sensibilidade ou à leitura de BG ou linearidade;

- Resistência contra fatores ambientais: luz, umidade, solvente orgânico ou gases.
- Baixa dependência energética e resposta linear sobre todo o intervalo de dose;
- Fácil aquisição do dosímetro aliado ao baixo custo.

Na TAB. 1 são apresentadas as “*Technical Recommendations for Monitoring Exposure of Individuals to External Radiation*” que recomenda três tipos de dosímetros: (1) um dosímetro básico tipo não-discriminante, (2) um dosímetro básico tipo discriminante, e (3) um dosímetro de extremidade. Essas propriedades necessárias dos dosímetros são relacionadas na TAB. 1.

Tabela 1: Recomendações técnicas para monitoração da exposição utilizando DTLs. (Adaptado de Mahesh et al, 1989).

Propriedade básica	Não-discriminante	Discriminante
Intervalo de dose (fótons)	-	0,2 mGy – 10 a 100 Gy
Intervalo de dose (elétrons)	-	
Intervalo de energia (fótons)	-	0,01 – 50 MeV
Intervalo de energia (elétrons)	-	0,5 – 50 MeV
Informação da qualidade do fóton de radiação	Não necessário	Necessário no intervalo de 10 – 200 keV
Incerteza total		Para doses < 0,5 Gy: -30% a +50%, ou $\pm 0,5$ mGy (seja qual for o maior) > 0,5 Gy: -20% a +25%
Precisão		$2\sigma < 10\%$ a 10 mGy
Dependência da energia do fóton para dose no corpo a 1 cm de profundidade (sobre o intervalo de energia dado acima)	-20% a +40%	$\pm 15\%$
Dependência das condições ambientais		Insignificante
Resposta angular do fóton		$\pm 30\%$
Decaimento		< 5% sobre o período de monitoramento a 25°C

A TAB. 2 relaciona algumas características típicas dos DTLs relacionadas ao seu uso em dosimetria das radiações.

Tabela 2: Algumas características dos DTLs. (Adaptado de Mahesh et al, 1989).

Propriedade	Características dos DTLs
1. Integração ou taxa de dose	Integração
2. Intervalo de dose normal	1 mGy – 100 Gy
3. Linearidade de resposta	Possível supralinearidade
4. Calibração	Secundária
5. Precisão típica (coeficiente de variação)	
(a) calibração do lote	$\pm 5\%$
(b) calibração individual	$\pm 1\%$
6. Equivalência aproximada ao tecido	Sim
7. Dependência com a taxa de dose	Não
8. Espectrometria da dose	Limitada
9. Medida dos gradientes de dose por meio do dosímetro	Difícil
10. Decaimento relativo a dose armazenada	Baixo
11. γ e X detectado (dentro dos limites da dependência da energia do fóton)	Sim
12. Dosimetria β	Pode ser muito bom para dosímetros estreitos
13. Dosimetria de nêutrons	Possível
14. Dosimetria alfa	Possível
15. Tamanho relativo	Pode ser muito pequeno
16. Mobilidade	Muito boa
17. Configurações geométricas disponíveis	Ampla variedade
18. Efeitos direcionais	Não-provável
19. Sensibilidade a condições ambientais	Temperatura, oxigênio, luz, poeira
20. Resistência a ataque químico	Pode ser muito boa
21. Robustez	Boa
22. Avaliação rápida	Sim
23. Gravação da dose permanente	Indireta
24. Reutilizável	Fácil
25. Medida de doses cumulativas	Não fácil
26. Adequado para dosimetria de pele	Sim
27. Adequado para monitoramento de extremidade	Sim
28. Adequado para medidas <i>in vivo</i>	Sim
29. Custo relativo do dosímetro	Moderado
30. Custo do dispositivo de leitura	Alto
31. Custo da leitura	Baixo
32. Disponível comercialmente	Sim
33. Habilidade pessoal necessária para avaliação	Não para trabalho de rotina

São características relacionadas ao próprio DTL (Oberhofer e Scharmann, 1981):

- Contaminação do detector por substâncias não radioativas;
- Efeitos da dependência angular da resposta TL;
- Efeitos da dependência energética da resposta TL;
- Efeitos da exposição do DTL à luz;
- Eficiência intrínseca do detector;
- Influência de temperaturas maiores do que a considerada na calibração;
- Mudanças na sensibilidade provocadas pela radiação;
- Tratamentos térmicos ineficazes ou que não são reprodutíveis;
- Variação da massa do material TL.

Alguns fatores devem ser considerados durante a avaliação da resposta TL: tratamentos térmicos aplicados aos detectores, metodologia de avaliação e testes de estabilidade da leitora TL. Nesses processos, devem ser avaliados os seguintes parâmetros (Oberhofer e Scharmann, 1981):

- Reprodutibilidade do ciclo de aquecimento durante a leitura;
- Reprodutibilidade do tratamento térmico anterior à irradiação;
- Reprodutibilidade no posicionamento do detector na leitora;
- Estabilidade eletrônica da leitora ou dos sistemas associados a ela;
- Variações do fluxo de gás inerte (nitrogênio);
- Variações nas leituras dos DTLs não irradiados.

Os fatores citados anteriormente podem comprometer a acurácia e a precisão das medidas e eles devem ser controlados ou considerados seus efeitos por meio da introdução de fatores de correção específicos (Oberhofer e Scharmann, 1981).

Há ainda as influências de determinados parâmetros físicos e geométricos, relacionados com as propriedades dos fósforos e com as metodologias de medida, respectivamente (Oberhofer e Scharmann, 1981):

- Decaimento térmico do sinal TL;
- Energia do feixe de radiação;
- Taxa da dose de radiação;
- Temperatura de armazenamento dos DTLs;
- Variação da resposta TL com a dose;
- Ângulo de incidência do feixe nos DTLs;

- Distância fonte-superfície;
- Espessura da camada de retroespalhamento;
- Presença de modificadores do feixe;
- Profundidade de medida;
- Tamanho do campo de radiação.

As maiores vantagens dos DTLs para a monitoração da dosimetria *in vivo* são:

- Facilidade de uso devido ao seu tamanho reduzido;
- Sensibilidade a doses muito pequenas (0,005 mSv e 0,2 mSv);
- Custo relativamente baixo;
- Reutilizável após tratamento térmico específico;
- Acurácia e precisão;
- Resposta linear para um amplo intervalo de dose;
- Os materiais TLs consistem basicamente de um único material. Dessa forma, a leitura do dosímetro TL geralmente é independente da distribuição angular da radiação. Este é um fator importante para medidas em geometria complexas e irregulares, onde se torna difícil estimar a direção na qual a radiação está incidindo.

As maiores desvantagens da dosimetria TL são:

- Instabilidade de armazenamento;
- Sensibilidade à luz UV;
- Demanda de tempo para a leitura de dose.

A escolha do material TL depende do tipo de radiação que se quer medir, pois as radiações interagem de forma diferente com a matéria dependendo do seu tipo (radiação eletromagnética, partículas carregadas leves/pesadas, nêutrons). As principais substâncias utilizadas como materiais TLs para dosimetria são o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$; o $\text{CaSO}_4\text{:Mn}$ (sulfato de cálcio dopado com manganês); o LiF, o CaF_2 (fluorita), dentre outros.

3.6.3.1.1 Curva de emissão

A curva de emissão TL representa a variação da resposta TL em função da temperatura de aquecimento durante a leitura ou do tempo de aquisição (Metcalf et al, 2007). Estudos anteriores enfatizaram que o tamanho e as impurezas do dosímetro

influenciam na intensidade relativa da largura dos picos da curva de emissão TL, bem como em toda a sensibilidade (McKeever, 1995).

A escolha de íons dopantes é centrada em terras raras, metais alcalinos e manganês pelos seguintes motivos: aumentar a sensibilidade do dosímetro, minimizar a influência dos picos a baixas temperaturas e induzir a estabilidade para os picos próximos da temperatura de 200°C (temperatura de aquisição da resposta TL). Em geral, a presença de íons compostos por terras raras visa amplificar a resposta TL; particularmente, para as amostras dopadas com Dy ou Mn, os sinais são cerca de cerca de 10^4 vezes maiores do que das amostras não-dopadas (McKeever, 1995). A relação entre a sensibilidade do dosímetro e o tamanho do grão do cristal, para pastilhas de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, é apresentada na TAB. 3.

Tabela 3: Sensibilidade relativa das pastilhas de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ em função do tamanho do grão do cristal (Adaptado de McKeever, 1995).

Tamanho do grão do cristal (μm)	Sensibilidade ($\text{CaSO}_4\text{:Dy}$)
100-200	1,00
63-125	0,82
45-125	0,77
63-100	0,74
45-100	0,73
0-100	0,62
45-63	0,69
0-63	0,60
0-45	0,47

3.6.3.1.2 Curva de dose-resposta

A curva de dose-resposta é representada pela resposta TL do dosímetro em função da dose com que este foi irradiado. Há um limite inferior de detecção (LID), abaixo do qual o DTL não diferencia as doses com as quais é irradiado; daí até certo ponto da curva, a resposta é linear com a dose, que é superestimada na região supralinear, a partir de onde a resposta TL satura e, com o aumento da dose, a sensibilidade do dosímetro é reduzida (Oberhofer e Scharmann, 1981).

A curva de dose-resposta ideal de um DTL é linear sobre todo o intervalo de exposição útil, de modo a simplificar a calibração e o seu uso. Alguns DTLs não respondem linearmente e necessitam de uma calibração adequada para o intervalo de dose de interesse. Geralmente, a parte linear é gradual, então, a resposta pode ser aproximada como linear sobre o intervalo limitado. Os leitores TLs podem, eventualmente, demonstrar não-linearidade de resposta, dificultando a determinação da resposta do cristal (Cameron, 1968).

Em alguns materiais a resposta TL aumenta, de início, linearmente com a dose absorvida de radiação, observando-se posteriormente um crescimento mais rápido do que o linear. A este último comportamento dá-se o nome de supralinearidade, que é representado na FIG. 6 (Campos, 1998).

Figura 6: Curva de dose-resposta de um material TL em função da exposição, mostrando a região de supralinearidade (Campos, 1998).

3.6.3.1.3 Sensibilidade

A sensibilidade de um material TL pode ser definida como a resposta TL por unidade de dose absorvida (McKeever, 1995). O menor limite que garante uma sensibilidade útil depende das características do cristal e do leitor TL. O limite superior de intervalo útil é, geralmente, limitado somente pelo cristal. A maioria dos cristais TLs mostra um intervalo dinâmico muito maior do que os leitores TLs. Entretanto, os leitores comerciais podem ser ajustados ou modificados de modo a permitir a leitura dos cristais expostos a níveis de radiação muito elevados.

Na prática, define-se a sensibilidade relativa, isto é, compara-se a resposta TL do material com a resposta TL do LiF (TLD-100), que é considerado com sensibilidade igual a 1. A sensibilidade relativa de um material TL pode ser escrita de acordo com a EQ. 3:

$$S = \frac{R_{TL}}{D} \left[\frac{\mu C}{Gy} \right] \quad (3)$$

Em que:

S(D) é a sensibilidade relativa do material TL;

R_{TL} é a resposta TL do material;

D é a dose de radiação a que o material TL é submetido.

3.6.3.1.4 Decaimento térmico da resposta TL

A redução da resposta TL devido à liberação espontânea dos elétrons de suas armadilhas, cuja probabilidade de ocorrência é tanto maior quanto menor a diferença de energia entre a banda de condução e a armadilha, com a consequente emissão de luz, é denominada decaimento térmico da resposta TL (McKeever, 1995). Para que um material possa ser empregado com êxito na dosimetria das radiações, ele deve possuir as seguintes propriedades dosimétricas:

- Linearidade entre a resposta TL e a dose absorvida;
- Estabilidade;
- Boa reprodutibilidade.

3.6.3.1.5 Linearidade e Limite inferior de detecção (LID)

Para que o dosímetro seja de fácil empregabilidade, a sua sensibilidade deve ser constante em um dado intervalo de dose absorvida, pois assegura que a resposta seja linear dentro dos limites estabelecidos e, consequentemente, facilitando os cálculos e a interpretação dos resultados.

Estes limites, denominados de inferior e superior, são estabelecidos de acordo com as limitações do próprio aparelho utilizado nas leituras para certas condições ou

condições externas ao instrumento, causadas, em geral, pelo ruído de outras fontes e a não linearidade entre a resposta do sinal e a dose absorvida.

O limite inferior de detecção (LID ou dose mínima detectável) é definido experimentalmente como três desvios padrões (3σ) da resposta TL de um dosímetro não-exposto (não-irradiado). O LID pode ser calculado segundo a EQ. 4:

$$LID = (DQ_{(0)} + 3\sigma_{DQ(0)}) \cdot f \quad (4)$$

Em que:

$DQ_{(0)}$ é a leitura média dos dosímetros não-irradiados;

$\sigma_{DQ(0)}$ é o desvio-padrão da medida dos dosímetros não-irradiados;

f é o fator de calibração ou o coeficiente angular da reta ajustada.

3.6.3.1.6 Estabilidade

A variação ou não da resposta do dosímetro entre o tempo em que foi irradiado e o momento da leitura, é denominado de estabilidade. Este fator é principalmente influenciado pelas condições ambientais, como temperatura e umidade, por isso, o dosímetro deve ser o mais insensível possível às mudanças extremas destas condições, ou deve permitir a correção dos erros provocados por estas condições.

3.6.3.1.7 Reprodutibilidade

Outra característica indispensável para qualquer dosímetro é a reprodutibilidade, que está associada à precisão. Um bom dosímetro deve ser reprodutível para as mesmas condições de análise. A precisão mostra a dispersão dos valores medidos e é obtida através do desvio-padrão de uma série de repetições da mesma análise. Quanto menor o desvio-padrão, maior a precisão e, conseqüentemente, maior é a reprodutibilidade.

Uma medida pode ser precisa, mas não necessariamente exata, já que exatidão é o quão o valor experimental está próximo do valor verdadeiro. A diferença entre o valor experimental e o valor verdadeiro é denominada de erro, ou seja, quanto menor o erro, maior é a exatidão da medida.

3.6.3.1.8 Tratamento térmico

O tratamento térmico tem por finalidade devolver ao dosímetro as condições existentes antes da sua primeira exposição à radiação ionizante, ou seja, consiste em remover os sinais residuais referentes a exposições anteriores, tornando-o apto para reutilização, sem perda das suas propriedades dosimétricas (Cameron, 1968; Campos, 1998). O processo de aquecimento também ajusta outro fator crítico, que é a sensibilidade do dosímetro. Por isso, grupos de dosímetros devem ser submetidos a aquecimentos idênticos.

Muitos materiais TLs apresentam curvas de emissão com vários picos, alguns deles localizados a baixas temperaturas, e assim, sujeitos a um decaimento considerável à temperatura ambiente. Portanto, em alguns materiais é recomendável aquecê-los a uma temperatura inferior àquela de sua avaliação, após estes serem irradiados, para se eliminar estes picos indesejáveis. Tal aquecimento é denominado tratamento térmico pós-irradiação ou pré-leitura.

Os procedimentos adotados para o tratamento térmico influenciam sensivelmente na estrutura da curva de emissão TL, pois a reprodutibilidade da resposta TL depende da reprodutibilidade das taxas de aquecimento e resfriamento do fósforo. Para que estas taxas sejam reprodutíveis, um forno exclusivo, capaz de manter a temperatura pré-definida em um grande intervalo de tempo, é fundamental para a realização da dosimetria TL (Cameron, 1968; Oberhofer e Scharmann, 1981).

3.6.3.1.9 Armazenamento e manuseio

A radiação UV pode aumentar a resposta TL (apenas no caso dos dosímetros não-irradiados) e o seu decaimento térmico. Apesar destes fatores não alterarem de maneira significativa a avaliação das doses típicas de radioterapia é recomendável evitar a exposição dos DTLs à luz UV (Cameron, 1968).

Os DTLs devem ser manipulados sempre com o auxílio de pinças para evitar a contaminação, que, se ocorrer, demandará primeiramente a limpeza dos detectores de acordo com o método mais adequado para cada tipo de fósforo (Oberhofer e Scharmann, 1981) e, posteriormente, a repetição da calibração.

3.6.4 LiF:Mg,Ti

O LiF:Mg,Ti foi um dos principais materiais comercializados pela indústria TL há mais de duas décadas atrás, e o material TL mais amplamente utilizado na área de dosimetria pessoal. Sua popularidade foi devido a algumas características, tais como: razão equivalência-tecido bem próxima, confiabilidade nas medidas e alta sensibilidade (McKeever, 1995).

O dosímetro foi desenvolvido em colaboração com Cameron pela *Harshaw Chemical Company* (EUA), que o comercializa como TLD-100 e suas variantes isotópicas TLD-600 e TLD-700 na forma de pó, bastões, discos e pastilhas de 3,2 x 3,2 mm² e espessuras de 0,14 a 0,90 mm, com massa entre 0,3 e 5 mg (Oberhofer e Scharmann, 1981).

A equivalência do TLD-100 ao tecido é bastante apropriada e a dependência de sua resposta com a energia, taxa de dose e temperaturas de utilização e armazenamento são pequenas no intervalo de doses da radioterapia. É possível alcançar, na prática clínica, uma precisão melhor que $\pm 5\%$ com as medidas feitas com o LiF:Mg,Ti, de modo que o seu uso nas aplicações médicas é muito recomendável (Rudén, 1976; Nunes e Campos, 2008). De modo a aumentar a sensibilidade desse tipo de dosímetro sua formulação baseia-se aproximadamente de 180 ppm Mg⁺² e 10 ppm de Ti⁺⁴. Na TAB. 4 são apresentadas algumas características dos DTLs de LiF:Mg,Ti.

Tabela 4: Propriedades da formulação TLD-100 do LiF:Mg,Ti. (Adaptado de Mackinlay, 1981, Metcalfe et al, 2007 e de Mahesh et al, 1989).

Propriedade	TLD-100
Constituição isotópica	^6Li [%]
	7,4
	^7Li [%]
	92,6
Material ativador	Mg,Ti
Número atômico efetivo (Z)	8,2
Densidade [g.cm ⁻³]	2,64
Máximo comprimento de onda da luz emitida [nm]	400
Intervalo de dose útil	50 μGy a 10^3 Gy
Decaimento térmico da resposta TL do pico principal a 20°C	< 10% ao ano
Supralinearidade (radiação de fótons) [Gy]	1
Tratamento térmico pré-irradiação	400°C por 1 h
(ciclos seguidos de resfriamento rápido)	100°C por 2 h
Antecedência máxima da irradiação	24 h

3.6.4.1 Curva de emissão

A FIG. 7 mostra a curva de emissão TL do LiF:Mg,Ti (TLD-100), com as características dos picos de interesse dosimétrico fornecidas na TAB. 5. Os picos 4 e 5 são os mais utilizados para a leitura da resposta TL. Na curva de emissão TL do LiF:Mg,Ti são observados vários picos de emissão TL, os quais dependem de fatores como: tratamentos pré e pós-irradiação, dose e tipo de radiação, comprimentos de ondas do espectro no qual os dados estão sendo registrados e a sensibilidade do lote de TLDs fornecido pelo fabricante (Oberhofer e Scharmann, 1981; McKeever, 1995).

Figura 7: Curva de emissão típica do LiF:Mg,Ti (TLD-100).

Tabela 5: Características dos picos dosimétricos do LiF:Mg,Ti (TLD-100). (Adaptado de Metcalfe et al, 2007).

Pico	Diferenças energéticas aproximadas [eV]	Temperatura de leitura [°C]	Meia-vida a temperatura ambiente
1	1,02	70	10 minutos
2	1,07	105	20 horas
3	1,05	130	6 meses
4	1,53	170	10 anos
5	2,21	195	80 anos

3.6.4.2 Sensibilidade

O TLD-100 apresenta uma perda na sensibilidade de cerca de 1,5% a cada 10 Gy de radiação absorvida e sua reprodutibilidade é de 1,1% para uma mesma dose, com cada etapa dos ciclos de leitura variando em até 5% (Cameron, 1968; Eggermont et al, 1971).

3.6.4.3 Decaimento térmico da resposta TL

O LiF:Mg,Ti apresenta um decaimento térmico da resposta TL que varia de 5 a 10% ao ano a temperatura ambiente. Os picos de meias-vidas curtas podem ser eliminados

por meio de diferentes tratamentos térmicos pré e pós-irradiação, uma vez que é indesejável para a avaliação da dose no material TL (Oberhofer e Scharmann, 1981).

3.6.4.4 Curva de dose-resposta: supralinearidade

O comportamento supralinear do LiF:Mg,Ti depende de sua composição química (Metcalf et al, 2007), além de variar com diversos fatores como: histórico dos tratamentos térmicos, temperaturas de aquecimento e taxas de resfriamento (Cameron, 1968; Campos e Lima, 1986).

3.6.4.5 Limite inferior de detecção

O LID do TLD-100 é de aproximadamente 500 μGy , sua resposta TL é linear até doses da ordem de 1 Gy e a saturação do sinal ocorre em uma dose de aproximadamente 10^3 Gy (Metcalf et al, 2007).

3.6.5 CaSO₄:Dy

O CaSO₄:Dy é um tipo de DTL desenvolvido e produzido pelo LMD-IPEN, comercializado na forma de pó e pastilhas de 6 mm de diâmetro com 0,2 e 0,8 mm de espessura, com massa de 10 a 50 mg, respectivamente. Ele é utilizado na monitoração das radiações de fótons e beta e vem sendo amplamente utilizado em medidas de doses no nível de radioproteção (Nunes e Campos, 2008).

O número atômico efetivo do CaSO₄:Dy é 104 a 118% superior ao do tecido humano, conforme se considere este 7,0 ou 7,5; mas sua dependência energética, com a taxa de dose e com as temperaturas de utilização e armazenamento são pequenas no intervalo de doses da radioterapia. Essas características tornam o DTL de CaSO₄:Dy uma boa alternativa para as aplicações da dosimetria na área médica. As propriedades físico-químicas e dosimétricas do CaSO₄:Dy são dadas na TAB. 6 (Campos e Lima, 1986; Campos e Lima, 1987).

Tabela 6: Propriedades físico-químicas e dosimétricas do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$. (Adaptado de Mahesh et al, 1989; Campos, 1983 e Campos e Lima, 1986).

Propriedade	$\text{CaSO}_4\text{:Dy}$
Material ativador	Dy
Número atômico efetivo (Z)	15,3
Densidade [g.cm^{-3}]	4,93
Decaimento térmico do pico principal à temperatura ambiente	5% ao ano
Intervalo de dose útil	μGy a 10^3 Gy
Supralinearidade (radiação de fótons) [Gy]	100
Tratamento térmico pré-irradiação (ciclos seguidos de resfriamento rápido)	300°C por 3 h
Antecedência máxima da irradiação (fim do ciclo)	24 h

3.6.5.1 Curva de emissão

A FIG. 8 mostra a curva de emissão do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$. Nela são observados dois picos de emissão distintos, o primeiro na temperatura de 145°C e o segundo a 250°C, os quais são associados a armadilhas de dois níveis de energia diferentes (Campos e Lima, 1986).

Figura 8: Curva de emissão do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$. Adaptado de Campos e Lima, 1986.

3.6.5.2 Curva de dose-resposta

Para o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ o LID é de 100 μGy , a resposta é linear para doses de até 10^2 Gy e a resposta TL satura com 10^4 Gy, aproximadamente (Oberhofer e Scharmann, 1981). O uso dos DTLs na dosimetria clínica é recomendado somente na região linear, porém sua aplicação na região supralinear é possível se a sua leitura for corrigida por uma curva de calibração verificada periodicamente com o DTL e a leitora a serem utilizados (IAEA, 2005).

3.6.5.3 Sensibilidade

O histórico dos tratamentos térmicos do detector, e especialmente das taxas de aquecimento durante a leitura e de resfriamento após o ciclo a alta temperatura do tratamento térmico influenciam fortemente a sensibilidade do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (Oberhofer e Scharmann, 1981). A reprodutibilidade da sensibilidade TL, que diminui com o tempo e com o uso, havendo uma perda de cerca de 2% a cada 10 Gy de radiação absorvida, chega a até 1,95% para 20 ciclos de leitura em que as condições são mantidas, sem qualquer tendência com o número do ciclo (Campos, e Lima, 1986).

3.6.5.4 Decaimento térmico da resposta TL

O $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ apresenta um decaimento térmico da resposta TL de aproximadamente 5% ao mês, se estocado em blindagem de chumbo à temperatura ambiente (Campos e Lima, 1986).

3.6.5.5 Supralinearidade

O comportamento supralinear do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ depende do pico de emissão considerado, pois os picos de emissão podem apresentar comportamentos supralineares diferentes; qualquer que seja o pico, o histórico de tratamentos térmicos, as temperaturas de aquecimento e as taxas de resfriamento exercem uma forte influência sobre este comportamento, que pode ainda ser influenciado pela ocorrência de danos após irradiações com doses altas (Campos e Lima, 1986).

3.7 Objetos Simuladores

A água é o objeto simulador padrão para dosimetria de feixes de fótons e elétrons; entretanto, as medidas dosimétricas são frequentemente realizadas em diversos materiais sólidos, tais como, poliestireno, PMMA, plástico equivalente ao tecido (A-150), Água sólida (WT1) e Água sólida (RMI-457). Esses objetos simuladores são compostos por diferentes plásticos que apresentam densidade, densidade eletrônica (número de elétrons por grama) e número atômico efetivo similares aos da água (IAEA, 2005).

Os objetos simuladores construídos com os mais variados tipos de materiais têm sido amplamente estudados (ICRU, 1989; ICRU, 1992; Traub, 1997; Kalef, 2000; Tillander, 2000, IAEA, 2005) devido à sua utilização em diferentes áreas de atividade. A Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (*International Commission on Radiation Units and Measurements* - ICRU) em suas publicações *ICRU Report 44* (ICRU, 1989) e *ICRU Report 48* (ICRU, 1992) discutem a construção de objetos simuladores e materiais substitutos do tecido humano para a dosimetria das radiações. A publicação ICRU 48 recomenda o uso de simuladores com dimensões de $30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$ constituídos de materiais equivalentes ao tecido humano recomendados na publicação 44, com uma referência ao PMMA; a ISO na sua publicação DIS 4037 (ISO, 1990) recomenda um simulador de iguais dimensões preenchido com água, opções de plásticos equivalentes ao tecido e teflon.

Os objetos simuladores avaliados nesse trabalho foram placas de PMMA e de água sólida (RMI-457) com dimensões $30,0 \times 30,0 \text{ cm}^2$ de diferentes espessuras, e objeto simulador de PMMA preenchido com água destilada. O objeto simulador de água é um tanque de dimensões $30 \times 30 \times 10 \text{ cm}^3$ feito com placas de PMMA de 2 cm de espessura preenchido com água destilada. Foi confeccionado um suporte de PMMA com o formato de um “T” para que os dosímetros fossem posicionados no interior do tanque, na profundidade de irradiação, com o auxílio de um elástico.

A TAB. 7 apresenta a composição química, em fração de massa para cada elemento, a densidade nominal (ρ), isto é, aquela fornecida pelos fabricantes dos materiais, o número atômico efetivo ($\bar{Z}$) e o fator de escalonamento de profundidades (f_{pl}) para os materiais dos três objetos simuladores utilizados.

Tabela 7: Características físico-químicas e fator de escalonamento de profundidades para o PMMA, água sólida RMI-457 e água (Adaptado de IAEA, 2000).

		PMMA	RMI-457	Água
Composição química [% massa]	H	0,0805	0,0809	0,1119
	C	0,5998	0,6722	
	N		0,0240	
	O	0,3196	0,1984	0,8881
	Cl		0,0013	
	Ca		0,0232	
	ρ (g.cm ⁻³)	1,19	1,03	1,00
	$\bar{Z}$	5,85	5,96	6,60
	f_{pl}	0,941	0,949	1,000

3.8 Protocolos de dosimetria

Os avanços na dosimetria de radiações contribuem para uma melhor acurácia na calibração de feixes de fótons e elétrons utilizados em radioterapia. 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 tumor, 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 (Metcalf et al, 2007).

Entre as inúmeras técnicas dosimétricas, a dosimetria TL tem se destacado devido a sua simplicidade, excelente resolução espacial e habilidade para o cálculo da dose absorvida em períodos extensos. O principal uso da dosimetria TL refere-se à dosimetria pessoal e em estudos de distribuição de dose em simuladores para feixes de fótons e elétrons. A resposta dos DTLs para irradiação com feixe clínicos depende da dose de radiação, energia média do feixe, tamanho e posição do dosímetro no simulador (Robar et al, 1996).

Até 1983, no que se refere à calibração de feixes de fótons e elétrons de energias altas, uma série de documentos de diferentes organizações apresentava uma vasta gama de métodos baseados na utilização de uma câmara de ionização calibrada em exposição, para a radiação de fótons do ⁶⁰Co ou X de 2 MV, e rastreável ao laboratório nacional de padrões metrológicos (Nunes e Campos, 2008).

Com a publicação do *Task Group N° 21* (TG-21, AAPM, 1983) pela *American Association of Physicists in Medicine*, foi proposta uma nova abordagem para a calibração dos feixes de radiação de fótons do ^{60}Co , raios-X (de tensões de aceleração entre 2 e 50 MV) e de elétrons de energias máximas entre 5 e 50 MeV, com base na determinação da dose na água e permitindo a utilização de objetos simuladores plásticos na dosimetria de rotina para o controle de qualidade.

Em 1987, a IAEA publicou o código de práticas *Technical Reports Series N° 277* (TRS-277) (IAEA, 1987), com as recomendações para a determinação da dose na água a partir de medidas feitas com uma câmara de ionização em feixes de fótons e elétrons de energias altas baseadas em padrões primários de kerma no ar. Este código foi atualizado e complementado, dez anos mais tarde, por uma segunda edição e pela publicação do TRS-381 (IAEA, 1997), que trata da utilização de câmaras de ionização de placas paralelas e introduz a calibração das câmaras em termos de dose na água diretamente em um objeto simulador de água (Nunes e Campos, 2008).

O desenvolvimento de padrões primários para a determinação da dose na água e o aperfeiçoamento dos conceitos envolvidos na dosimetria das radiações levou a AAPM a reunir o *Task Group N° 51*, que publica em 1999 suas conclusões sob a forma de um protocolo (TG-51, AAPM, 1999).

O *Task Group N° 51* consiste de um protocolo prescrito para a dosimetria de referência clínica em feixes de radioterapia, os quais utilizam feixes de fótons com energias nominais entre a do ^{60}Co e 50 MV e feixes de elétrons com energias nominais entre 4 e 50 MeV. Esse protocolo foi escrito pelo Comitê de Radioterapia da *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) e visa à calibração dos feixes de radiação por meio de uma câmara de ionização calibrada em termos de dose absorvida na água e rastreável a um laboratório padrão primário com a utilização para a dosimetria de objetos simuladores feitos exclusivamente de água (TG-51, AAPM, 1999).

Acompanhando os aperfeiçoamentos introduzidos pela AAPM, é publicado um novo código de práticas, o *Technical Reports Series N° 398* (TRS-398) (IAEA, 2000) apresentando uma abordagem internacionalmente unificada para a calibração dos feixes aplicados em radioterapia, que inclui os feixes de elétrons de energia de incidência mais provável entre 3 e 50 MeV, com câmaras de ionização calibradas em dose na água e rastreáveis a um laboratório padrão primário.

Este código de práticas, ao contrário do protocolo TG-51, não exclui completamente a utilização dos objetos simuladores de plásticos, admitindo seu emprego na calibração dos feixes de fótons de energias baixas.

3.9 Calibração dos Dosímetros

As condições de referência que o código de práticas TRS-398 sugere para a calibração dos feixes de elétrons, também sugeridas para a calibração dos DTLs em água ou em outro meio que seja de forma aproximada equivalente à água (IAEA, 2005), são apresentadas na TAB. 8. Para a calibração dos feixes de radiação do ^{60}Co , as condições sugeridas são apresentadas na TAB. 9.

A profundidade de referência é próxima à profundidade de dose máxima para feixes de energia de incidência menor que 10 MeV, mas em energias maiores, z_{ref} é mais profunda que z_{max} . Convém ressaltar que somente em z_{max} a liberação do acelerador linear de uma unidade monitora (UM) corresponde a uma dose absorvida pelo meio de 0,01 Gy.

Tabela 8: Fatores que influenciam a avaliação da resposta TL e condições de referência para a calibração dos DTLs em um feixe de elétrons (Adaptado de IAEA, 2005).

Fator de influência	Valor ou característica
Material do objeto simulador (OS)	Água ou plástico para $E \leq 10$ MeV Água para $E > 10$ MeV
Tamanho do objeto simulador	5 cm maior que o tamanho de campo, em todas as direções
Espessura de retroespalhamento	5 g.cm ⁻² no mínimo
Posicionamento dos DTLs	No centro do campo
Profundidade de medida	$Z_{\text{ref}} = 0,6.R_{50} - 0,1$ [g.cm ⁻²]
Distância fonte-superfície	100 cm
Tamanho de campo na superfície do OS	Mínimo de 10 x 10 cm ² para $E \leq 10$ MeV Mínimo de 20 x 20 cm ² para $E > 10$ MeV

Em que: E é a energia de incidência mais provável do feixe de elétrons e
 Z_{ref} é a profundidade de referência para as medidas.

Tabela 9: Condições para a calibração do feixe de ^{60}Co (Adaptado de IAEA, 2000).

Fator de influência	Valor ou característica
Material do objeto simulador	Água ou plástico
Tamanho do objeto simulador	5 cm maior que o tamanho de campo, em todas as direções
Espessura de retroespalhamento	5 g.cm ⁻² no mínimo
Posicionamento dos DTLs	No centro do campo
Distância fonte-superfície	100 cm
Tamanho de campo	10 x 10 cm ²

A espessura de retroespalhamento é a quantidade de material do objeto simulador que deve ser posta sob os DTLs para assegurar o retroespalhamento adequado do feixe incidente. Para as irradiações dos DTLs em todos os objetos simuladores (PMMA, água sólida e água) foi utilizada a espessura de retroespalhamento de 5 cm.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Serão descritos a seguir os materiais e a metodologia utilizados nos seguintes processos:

- Composição e seleção dos DTLs;
- Composição dos materiais simuladores;
- Tipos de fontes de radiação ionizante;
- Calibração dos DTLs;
- Tratamento térmico dos dosímetros;
- Embalagem dos dosímetros;
- Sistema de detecção e leitura dos dosímetros.

4.1 Materiais

4.1.1 Dosímetros termoluminescentes (DTLs)

Três tipos de dosímetros TLs foram avaliados:

- 200 DTLs de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ produzidos pelo IPEN de 6 mm de diâmetro, 0,8 mm de espessura e massa de 50 mg;
- 200 DTLs de LiF:Mg,Ti produzidos pela Harshaw de 3,15 mm de lado, 0,9 mm de espessura e massa de 2 mg;
- 105 microDTLs de LiF:Mg,Ti produzidos pela Harshaw (1,0 mm lado, 1,0 mm espessura e massa de 1 mg).

A FIG. 9 ilustra as dimensões de cada tipo de detector. Inicialmente, todos os dosímetros foram selecionados criteriosamente de acordo com as sua reprodutibilidade e sensibilidade.

Figura 9: Dimensões dos DTLs de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:MgTi , respectivamente.

Os lotes iniciais dos dosímetros foram reduzidos a lotes de 100 DTLs, cujas sensibilidades individuais ao ^{60}Co , com reprodutibilidade máxima de 0,5%, variam, no máximo, 5% para cada fósforo.

4.2 Objetos simuladores

Foram utilizados três tipos de objetos simuladores:

- Placas de PMMA com dimensões $30 \times 30 \text{ cm}^2$ e espessuras variadas;
- Placas de Água sólida (RMI-457) com dimensões $30 \times 30 \text{ cm}^2$ e espessuras variadas;
- Água (para essas irradiações foi utilizado um objeto simulador cúbico de PMMA com dimensões $30 \times 30 \times 10 \text{ cm}^3$, preenchido com água destilada).

4.3 Fontes de radiação ionizante

4.3.1 Radiação gama

- Fonte de cobalto-60 pertencente ao Laboratório de Materiais Dosimétricos (LMD–IPEN). Atividade nominal de 0,656 GBq em 09/12/2008.
- Fonte de cobalto-60 pertencente ao Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN (LCI–IPEN). Atividade nominal de 111,0 GBq em 04/05/2007 determinada por dosimetria com padrão secundário.

A fonte do LCI–IPEN é uma unidade de teleterapia de ^{60}Co que emite um feixe de radiação no sentido do eixo central do cabeçote do tratamento. A fonte do LMD–IPEN (FIG. 10) de geometria 4π , dotada de um dispositivo de exposição e de suportes circulares, ou aros, com diâmetros de 15 e 34 cm.

Figura 10: Esquema do arranjo para calibração dos DTLs na fonte de ^{60}Co do LMD-IPEN.

4.3.2 Radiação de fótons e elétrons clínicos

- Acelerador Linear marca *Varian* modelo Clinac 2100 C do Setor de Radioterapia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC-FMUSP);
- Aceleradores Lineares marca *Varian* modelo 23EX (para feixe de fótons) e modelo Clinac 2100 C (para feixe de elétrons) do Setor de Radioterapia da Sociedade Beneficente Israelita Brasileira – Hospital Albert Einstein (HAE).

Para as irradiações realizadas nos hospitais, os DTLs foram posicionados nas profundidades de máxima dose (TAB. 10), valores calculados e fornecidos pelas próprias instituições.

A FIG. 11 apresenta o sistema de irradiação dos DTLs no Hospital Albert Einstein. O sistema de irradiação é composto pelo *gantry*, componente do acelerador linear por onde são gerados os feixes de fótons e de elétrons. O feixe de radiação incide perpendicularmente sobre a mesa do LINAC, atravessando o objeto simulador de PMMA e os DTLs, posicionados na profundidade de dose máxima. Com o objetivo de assegurar o retroespalhamento do feixe, as placas do mesmo material do objeto simulador foram posicionadas sob os DTLs, contabilizando uma espessura de 5 cm.

Convém ressaltar que as irradiações nos hospitais foram realizadas com o auxílio, monitoração e supervisão dos físicos responsáveis pelos setores de radioterapia.

Figura 11: Sistema de irradiação dos DTLs ilustrando o arranjo experimental para o objeto simulador de PMMA.

Tabela 10: Profundidades de dose máxima (cm) utilizadas para a irradiação dos DTLs.

		HC-FMUSP	Hospital Albert Einstein
		Profundidade (cm)	
Fótons	6 MV	1,5	1,5
	15 MV	2,9	2,8
Elétrons	6 MeV	1,2	1,26
	9 MeV	1,9	2,02

A FIG. 12 (a), (b) e (c) apresenta o arranjo experimental da irradiação dos DTLs para feixe de elétrons com a utilização de objeto simulador de água. Os DTLs foram posicionados na profundidade de dose máxima com o auxílio de um suporte de PMMA, conforme apresentado na FIG. 13.

Figura 12: (a) Objeto simulador de PMMA preenchido com água destilada;
(b) Aplicador para irradiação com feixe de elétrons posicionado no gantry do LINAC;
(c) Arranjo experimental da irradiação dos DTLs.

Figura 13: Esquema ilustrativo do objeto simulador de PMMA preenchido com água destilada, destacando o suporte em formato de “T” de PMMA utilizado para o posicionamento dos DTLs durante as irradiações.

4.4 Tratamento térmico dos dosímetros

Os equipamentos utilizados nos tratamentos térmicos dos dosímetros foram:

- 1 Forno tipo mufla com aquecimento por microondas marca CEM modelo MAS 7000;
- 1 Forno tipo mufla marca VULCAN modelo 3-550 PD;
- 1 Estufa cirúrgica marca Fanem Ltda. modelo 315-IEA 11200;
- 1 Pinça anatômica com ponta de Teflon;
- 3 Bandejas de alumínio.

Os dosímetros foram sempre acondicionados em bandejas de alumínio com o auxílio de uma pinça anatômica e colocados no forno tipo mufla, para o processo de tratamento térmico. Os dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ receberam sempre, entre cada irradiação, um tratamento térmico por um período de 3 horas no forno a uma temperatura de 300°C e os dosímetros compostos por LiF:Mg,Ti receberam um tratamento térmico por um período de 1 hora no forno a uma temperatura de 400°C , seguido de 2 horas na estufa a uma temperatura de 100°C . As bandejas retiradas dos fornos foram sempre colocadas sobre placas de alumínio, até atingirem a temperatura ambiente. Terminado o tratamento térmico os dosímetros eram embalados e preparados para as irradiações. Os dois fornos e a estufa cirúrgica utilizados para o processo de tratamento térmico são apresentados nas FIG. 14 (a), (b) e (c), respectivamente.

Figura 14: (a) Forno tipo mufla marca CEM; (b) Forno tipo mufla marca VULCAN; (c) Estufa cirúrgica marca FANEM Ltda.

4.5 Embalagem dos dosímetros

Para a embalagem dos dosímetros foram utilizados:

- Filme de policloreto de vinila (PVC);
- Folhas de plástico resistente;
- Seladora manual;
- Pinça anatômica;
- Papel alumínio.

Para as irradiações nos simuladores de PMMA e água sólida os grupos de dosímetros foram acondicionados e embalados em filme de PVC com o auxílio de uma pinça anatômica. Já para as irradiações no simulador de água os grupos de dosímetros foram embalados em plástico resistente e selados, separando-se cada grupo de dosímetro. Vários testes foram feitos com amostras de papel, simulando os DTLs para verificar a impermeabilidade da embalagem, uma vez que os dosímetros foram mergulhados na água durante as irradiações nesse objeto simulador. Por último, as embalagens de dosímetros foram envoltas em papel alumínio com a finalidade de evitar a sensibilização pela luz UV.

4.6 Leitura da resposta TL

Para a avaliação da resposta TL dos dosímetros foram utilizados:

- 1 Leitora TL marca *Harshaw* modelo 3500;
- Programa de aquisição de dados TLDSHELL para ambiente DOS.

No processo de leitura, o dosímetro é posicionado no centro da prancheta metálica da leitora (FIG. 15) e aquecido de acordo com o tipo de protocolo de leitura selecionado.

Os protocolos de leitura desenvolvidos para os dosímetros comercializados pela *Harshaw* são parte do programa de aquisição de dados, assim como os protocolos parametrizados pelo usuário que permitem o ajuste da taxa de aquecimento e dos tempos e das temperaturas de cada fase, possibilitando a leitura de vários tipos de DTLs, incluindo o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$.

A temperatura e a umidade do ar da sala foram controladas, variando, respectivamente, de 15 °C a 20°C e abaixo de 50%. O ajuste da temperatura foi feito em três fases: o pré-aquecimento, a aquisição e o tratamento, cada um com tempos e temperaturas independentes e definidos pelo protocolo de leitura.

Para a avaliação da resposta TL dos dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ foi selecionado o protocolo número 9 (definido pelo usuário) para que a temperatura do sistema de aquecimento elevasse de 50°C a 350°C a uma taxa de 10°C/s e se mantivesse em 350°C por mais (6+2/3) s. As fases de pré-aquecimento e tratamento não foram utilizadas, portanto, foram definidos os valores zero no protocolo de leitura.

O protocolo número 3, desenvolvido para as pastilhas quadradas TLD-100 de 3,15 mm de lado e 0,9 mm de espessura irradiadas com doses altas, foi utilizado para a avaliação da resposta TL do LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti . Este protocolo difere daquele definido para o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ na temperatura de aquecimento (até 300°C) e no tempo total da aquisição da resposta TL igual a (33+1/3) s.

O fluxo de nitrogênio proveniente de um cilindro de gás é utilizado para eliminar o oxigênio presente ao redor da prancheta, e o indesejável sinal TL induzido por este elemento, aumentando a vida útil da prancheta e melhorando a acurácia das respostas a baixas exposições. O nitrogênio também é distribuído por meio da câmara do tubo fotomultiplicador, para eliminar a umidade e evitar a formação de partículas de água condensada.

Figura 15: (a) Prancheta da leitora TL Harshaw; (b) Aparato do sistema de leitura TL (Leitora TL e computador com sistema de aquisição de dados).

4.7 Métodos

4.7.1 Teste de estabilidade da leitora TL

Foram realizados dois testes para a verificação da estabilidade da leitora TL: o teste da luz padrão interna (“*Test light*”) e o teste da razão sinal/ruído do tubo fotomultiplicador (“*PMT noise*”). Antes do início de cada leitura dos DTLs foram feitas 10 medições para cada teste, repetindo-se o procedimento ao início e fim de um ciclo de leituras (em um ciclo de leituras foram lidos 50 unidades de DTLs). Caso a média do ciclo de leituras variasse mais que 5% em relação a média das leituras de todos os ciclos, as medidas eram desconsideradas e as irradiações repetidas.

Os parâmetros apresentados na TAB. 11 (IAEA, 2005) foram verificados periodicamente com a finalidade de assegurar a estabilidade do sistema de dosimetria TL, composto essencialmente pelo forno destinado ao tratamento térmico dos DTLs, pela leitora TL e pelos próprios DTLs, utilizado na dosimetria dos feixes.

Tabela 11: Controle de qualidade dos DTLs utilizados na dosimetria do feixe de radiação.

Parâmetro	Frequência	Observações
Razão sinal/ruído	A cada leitura	Variação dentro de 10%
Luz padrão		
Sensibilidade individual ao ^{60}Co	Mensalmente	Reprodutibilidade de 0,5%
Curvas de emissão		
Temperatura do forno	Na seleção dos DTLs	Ou suspeita de problemas

4.7.2 Seleção dos dosímetros

A primeira parte deste trabalho consistiu em realizar uma seleção dos dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e dos microLiF:Mg,Ti . Inicialmente foram separados dois grupos de 200 unidades para os dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e LiF:Mg,Ti e um grupo de 105 dosímetros para o microLiF:Mg,Ti . Os dosímetros foram selecionados segundo os seguintes procedimentos:

- Pré-irradiação na fonte de radiação gama de cobalto-60 da sala 6 do LMD-GMR.
- Tratamento térmico:
 - ✓ $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$: 300°C / 3h.
 - ✓ LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti : 400°C / 1 h e 100°C / 2 h.
- Seleção e divisão dos dosímetros em grupos de 10 DTLs para cada tipo de detector ($\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti). Os dosímetros foram enumerados de modo a facilitar a sua identificação e, posteriormente, agrupados de acordo com as suas sensibilidades.
- Posicionamento dos DTLs em placas de PMMA, com o auxílio de papel Paraná e de fita adesiva. A FIG. 16 ilustra os DTLs de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ alojados nas placas de PMMA, de modo a assegurar a condição de equilíbrio eletrônico para o feixe de ^{60}Co .
- Irradiação dos dosímetros na fonte de radiação gama de cobalto-60 com 2,0 mGy, com o tempo controlado com o auxílio de um cronômetro.
- Espera de um período de 24 horas para o início da leitura dos dosímetros (nesse período os dosímetros foram armazenados em uma blindagem de chumbo. A espera do período de 24 h antecedente à leitura é devido à estabilização das armadilhas dos DTLs).
- Leitura dos dosímetros na Leitora TL da marca *Harshaw* modelo 3500.
- Obtenção dos histogramas das sensibilidades dos DTLs, ajustando-se uma curva gaussiana. Cada leitura é uma variável aleatória independente que tem a mesma densidade de probabilidade das demais, portanto, foi aplicado o teorema do limite central (Vuolo, 1992).

(a)

(b)

Figura 16: (a) DTLs de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ posicionados nas placas de PMMA; (b) DTLs de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ preparados para a irradiação na fonte de ^{60}Co , de modo a garantir o equilíbrio eletrônico.

Após a obtenção das respostas TLs, foram determinados os valores das médias das leituras de cada tipo de detector e foi analisada a reprodutibilidade de cada um. Os detectores cuja sensibilidade era inferior ou superior ao valor da média ($\pm 5\%$) foram excluídos dos seus respectivos grupos. Desse modo, realizou-se uma seleção dos dosímetros com sensibilidades muito próximas, ou seja, com respostas TLs bem similares. Ao final da seleção restou um grupo de 100 dosímetros para cada tipo de detector ($\text{CaSO}_4\text{:Dy}$; LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti). Para esse último tipo de detector (microLiF:Mg,Ti) a seleção só confirmou que os dosímetros pertenciam ao mesmo lote. Os valores das suas respostas TLs foram praticamente invariáveis durante todos os procedimentos de seleção.

Ao final da seleção dos dosímetros foi realizado um levantamento das curvas de dose-resposta para os três tipos de detectores. Na primeira calibração os dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e LiF:Mg,Ti foram irradiados para os seguintes valores de dose: 0,5; 1,0; 10; 50; 100 e 500 mGy. Na segunda calibração os dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$; LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti foram irradiados com as mesmas doses da primeira calibração e foram acrescentados mais três valores de doses altas (1, 5 e 10 Gy). Convém ressaltar que essas duas calibrações foram realizadas na fonte de radiação gama de ^{60}Co do LCI-GMR do IPEN.

4.7.3 Sensibilidade média dos grupos de DTLs

A partir da leitura da resposta TL dos três tipos de dosímetros para a obtenção das curvas de dose-resposta foram calculadas as médias das respostas TL, de acordo com o objeto simulador, tipo e energia do feixe de radiação. Posteriormente, foram obtidas as curvas de sensibilidades para cada DTL, destacando a sensibilidade média de cada grupo e a sensibilidade média de todas as leituras no intervalo de doses de radiação.

4.7.4 Curvas de dose-resposta

Após o cálculo das respostas TL dos dosímetros provenientes das irradiações nos hospitais, foram obtidas as curvas de dose-resposta em função da dose de radiação, relacionadas de acordo com o tipo e energia do feixe de radiação.

4.7.5 Eficiência intrínseca dos DTLs

A eficiência intrínseca (EI) dos DTLs é definida pela EQ. 5, que relaciona a emissão do sinal TL (ou resposta TL), a dose de radiação fornecida aos dosímetros e as suas respectivas massas.

$$EI = \frac{E_{TL}}{D/m} \quad (5)$$

Em que:

EI = Eficiência intrínseca;

E_{TL} = Emissão termoluminescente (μC);

D = dose de radiação fornecida aos DTLs (Gy);

m = massa dos DTLs (mg).

Reescrevendo a EQ. 5, temos a EQ. 6:

$$EI = \frac{E_{TL}}{D} \cdot m \quad (6)$$

Analisando a expressão da EQ. 6, temos que a razão da emissão TL pela dose de radiação corresponde ao coeficiente angular (A) da curva de dose-resposta (EQ. 7):

$$A = \frac{\Delta_y}{\Delta_x} \left[\frac{\mu C}{Gy} \right] \quad (7)$$

Portanto, para o cálculo da EI, foram utilizados os coeficientes angulares das curvas de dose-resposta dos DTLs, fornecidos pelo programa *Origin 7.5*.

4.7.6 Reprodutibilidade da resposta TL aos feixes de fótons e elétrons

O cálculo da reprodutibilidade de cada tipo de DTL foi realizado avaliando as respostas TLs para as irradiações nos feixes de fótons e elétrons, e para as irradiações realizadas na fonte de radiação gama do ^{60}Co . Foram calculadas as sensibilidades individuais relativas ao ^{60}Co fornecidas pela EQ. 8, para a dose de 1 Gy. Posteriormente, foram calculadas as sensibilidades individuais médias e os seus desvios-padrões, de acordo com o tipo de feixe de radiação e energia avaliadas.

$$S_{DTL,E/^{60}\text{Co}} = \frac{TL_E}{TL_{^{60}\text{Co}}} \quad (8)$$

Em que:

$S_{DTL,E/^{60}\text{Co}}$ = sensibilidade TL individual relativa ao ^{60}Co ;

TL_E = resposta TL do dosímetro irradiado com uma energia E;

$TL_{^{60}\text{Co}}$ = resposta TL do mesmo DTL irradiado para feixe do ^{60}Co no ar.

Desse modo, a reprodutibilidade da resposta TL aos feixes de fótons e elétrons de uma dada energia é a razão entre o desvio-padrão da média e a própria sensibilidade relativa média obtida para esta energia.

5 RESULTADOS

Os primeiros resultados apresentados são referentes aos testes de estabilidade da leitora TL nas medidas do teste da luz padrão (“*Test light*”) e da razão sinal/ruído (“*PMT noise*”).

5.1 Teste de estabilidade da leitora TL

A FIG. 17 apresenta um conjunto de três informações que são: as médias dos conjuntos de leituras da luz padrão realizadas para cada ciclo em função das datas de leitura, a média de todas as leituras da luz padrão realizadas ao longo de todos os ciclos de leitura e os limites de aceitação para os ciclos, definidos pela variação máxima de 5% em relação à média para as leituras feitas em todos os ciclos.

A maioria dos valores obtidos para as médias das leituras da luz padrão calculadas em cada ciclo encontram-se dentro dos limites aceitáveis para a sua variação em relação à média das leituras em todos os ciclos ($\pm 5\%$ da média de todos os ciclos). Somente três valores encontram-se fora dos limites estipulados, portanto, eles não foram utilizados no cálculo da média de todas as leituras da luz padrão, e as irradiações dos DTLs no arranjo experimental empregado para a obtenção das leituras nos ciclos que apresentaram variações maiores que as estabelecidas foram repetidas.

Figura 17: Médias dos conjuntos de leituras para cada ciclo, médias de todas as leituras da luz padrão e limites de aceitação máxima para os ciclos.

A FIG. 18 apresenta um conjunto de três informações que são: as médias dos conjuntos de leituras da razão sinal/ruído calculadas para cada ciclo em função das datas de leitura, a média de todas as leituras da razão sinal/ruído calculadas ao longo de todos os ciclos de leitura e os limites de aceitação máximo e mínimo para os ciclos ($\pm 5\%$ da média de todos os ciclos).

Os resultados das medidas demonstram que a leitora TL utilizada apresentou boa estabilidade quanto aos testes das leituras relativas à luz padrão interna e à razão sinal/ruído.

Figura 18: Médias dos conjuntos de leituras para cada ciclo, médias de todas as leituras da razão sinal/ruído e limites de aceitação máxima para os ciclos.

5.2 Seleção dos dosímetros

As FIG. 19 a 21 apresentam os histogramas das sensibilidades da resposta TL do LiF:Mg,Ti (I), do CaSO₄:Dy (II) e do microLiF:Mg,Ti (III) obtidos para a seleção dos dosímetros após a irradiação na fonte de ⁶⁰Co do LMD-IPEN. A seleção dos DTLs de LiF:Mg,Ti foi efetuada de forma criteriosa, pois os dosímetros já haviam sido utilizados em outras irradiações e alguns apresentaram uma resposta TL abaixo da esperada. Em vista disso, esses dosímetros saturados foram substituídos por outros e as irradiações foram repetidas até a obtenção de um lote com sensibilidades bem próximas, de modo a garantir a confiabilidade e precisão nas medidas realizadas. O resultado do teste do qui-quadrado reduzido aplicado às gaussianas ajustadas às sensibilidades individuais, de cada leitura para a seleção dos DLTs, apresentadas nas FIG. 19 a 21, foi de 0,99.

(I-a)

(I-b)

(I-c)

(I-d)

Figura 19: Histogramas da variação da sensibilidade da resposta TL das pastilhas de LiF:Mg,Ti (I) na primeira (a), na segunda (b), na terceira (c) e na quarta (d) repetições da irradiação para a seleção dos dosímetros.

A seleção das pastilhas de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ foi mais fácil, pois os dosímetros foram adquiridos de lotes novos produzidos pelo LMD-IPEN. No entanto, foram necessárias várias repetições das irradiações para a radiação gama do ^{60}Co até a obtenção de um lote homogêneo e com sensibilidades à resposta TL bem próximas. No processo de seleção, os DTLs foram irradiados com uma dose de 2 mGy, valor acima da dose anual permitida para indivíduos do público.

Figura 20: Histogramas da variação da sensibilidade da resposta TL das pastilhas de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (II) na primeira (a), na segunda (b) e na terceira (c) repetições da irradiação para a seleção dos dosímetros.

As pastilhas de microLiF:Mg,Ti apresentaram valores bem próximos das sensibilidades à resposta TL para as doses de radiação analisadas. Essa característica já era esperada, pois os DTLs pertenciam a um lote novo recém-adquirido pela “*Harshaw Chemical Company*”, nunca antes irradiados.

Figura 21: Histogramas da variação da sensibilidade da resposta TL das pastilhas de microLiF:Mg,Ti (III) na primeira (a) e na segunda (b) repetições da irradiação para a seleção dos dosímetros.

5.3 Sensibilidade média dos grupos de DTLs

A sensibilidade (S) de um dosímetro é definida pela razão da resposta TL (R_{TL}) pela dose de radiação (D) definida pela EQ. 9:

$$S = \frac{R_{TL}}{D} \left[\frac{\mu\text{C}}{\text{Gy}} \right] \quad (9)$$

Desse modo, a sensibilidade dos dosímetros ao ^{60}Co foi calculada segundo a EQ. 10, pois os dosímetros foram irradiados para a dose de 2 mGy.

$$S = \frac{R_{TL}}{0,002} \left[\frac{\mu\text{C}}{\text{Gy}} \right] \quad (10)$$

As sensibilidades médias aos feixes de fótons (6 e 15 MV) e elétrons (6 e 9 MeV) com a utilização dos objetos simuladores de água sólida, água e PMMA são apresentadas nas FIG. 22 a 24 para irradiações utilizando os aceleradores lineares do HC-FMUSP e no Hospital Albert Einstein (HAE). Pode ser observado que a sensibilidade do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ é aproximadamente 28 e 334 vezes superior à do LiF:Mg,Ti e à do microLiF:Mg,Ti , respectivamente.

Figura 22: Sensibilidade TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti a fótons (6 MV) utilizando objetos simuladores de água sólida (a-HC); água (b-HC) e (c-Einstein); e PMMA (d-Einstein). Irradiações realizadas no HC-FMUSP e no Hospital Albert Einstein.

Figura 23: Sensibilidade TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ e $\mu\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ a fótons (15 MV) utilizando objetos simuladores de água sólida (a-HC) e (b-Einstein); água (c-Einstein) e PMMA (d-Einstein).

Figura 24: Sensibilidade TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ e $\mu\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ a elétrons (6 MeV) utilizando objetos simuladores de água sólida (a)-HC e (b)-Einstein; água (c)-Einstein; e a elétrons (9 MeV) utilizando objeto simulador de água sólida (d)-HC.

5.4 Curvas de dose-resposta

As curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ e $\mu\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ à radiação gama do ^{60}Co para irradiação no ar são apresentadas nas FIG. 25 a 27. As curvas de dose-resposta apresentaram boa linearidade de resposta para os três tipos de DTLs utilizados, exceto para o $\mu\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ para as doses mais baixas. Esse comportamento

pode ser explicado devido ao seu LID, pelo fato da resposta TL do microLiF ser bem inferior à do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e a do LiF:Mg,Ti (menor sensibilidade do microLiF:Mg,Ti), uma vez que a TL é um fenômeno volumétrico dependente da massa e do volume do material. Convém ressaltar que foi descontada a leitura do BG dos valores médios das respostas TLs para os três tipos de DTLs.

Cada ponto representa a média das 10 leituras e as barras de erro são os seus respectivos desvios-padrões da média (1σ) com nível de confiança de 95%.

Figura 25: Curva de dose-resposta dos dosímetros de LiF:Mg,Ti (a) e $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ (b) à radiação de fótons do ^{60}Co para irradiações no ar (1ª calibração).

Figura 26: Curvas de dose-resposta do LiF:Mg,Ti (a) e do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ (b) à radiação de fótons do ^{60}Co para irradiações no ar (2ª calibração).

Figura 27: Curvas de dose-resposta do microLiF:Mg,Ti à radiação de fótons do ^{60}Co para irradiação no ar (2ª calibração).

5.5 Curvas de dose-resposta aos feixes clínicos de fótons e elétrons

As curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti a fótons de 6 MV em objetos simuladores de água sólida, água e PMMA são apresentadas nas FIG. 28 e 29.

Figura 28: Curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti a fótons de 6 MV em objetos simuladores de água sólida (a) e (b).

Pela análise dos gráficos pode ser observado que não foi verificada, como esperado, nenhuma diferença na resposta TL dos materiais irradiados em diferentes equipamentos.

Figura 29: Curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti a fótons de 6 MV em objetos simuladores de água (a) e (b) e PMMA (c).

As curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e micro LiF:Mg,Ti a fótons de 15 MV em objetos simuladores de água sólida, água e PMMA são apresentadas na FIG. 30.

Do mesmo modo que foi observado para irradiação utilizando simulador de água sólida, nenhuma alteração na resposta TL foi observada para simulador de água na irradiação nos diferentes hospitais. Por este motivo, as curvas de dose-resposta para o simulador de PMMA só foram determinadas utilizando o acelerador do HAE.

Figura 30: Curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti a fótons de 15 MV em objetos simuladores de água sólida (a) e (b); água (c) e PMMA (d).

Para irradiação com fótons de 15 MV e objeto simulador de água sólida (HC e HAE) não foram observadas alterações significativas na resposta TL. Por esse motivo, as

curvas de dose-resposta para simulador de água e PMMA foram determinadas utilizando o acelerador do HAE.

As curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e micro LiF:Mg,Ti a elétrons de 6 a 9 MeV em objetos simuladores de água sólida e água são apresentadas na FIG. 31.

Figura 31: Curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e micro LiF:Mg,Ti a elétrons de 6 MeV em objetos simuladores de água sólida (a) e (b), água (c); e a elétrons de 9 MeV em objeto simulador de água sólida (d).

Para irradiações com elétrons de 6 MeV e objeto simulador de água sólida (HC e HAE) também não foram observadas alterações significativas na resposta TL; por esse motivo a curva de dose-resposta para simulador de água foi determinada utilizando o

acelerador do HAE e a curva de dose-resposta para feixe de elétrons (9 MeV) e simulador de água sólida foi determinada utilizando o acelerador do HC.

5.6 Reprodutibilidade da resposta TL aos feixes clínicos de fótons e elétrons

As respostas TL de 10 dosímetros submetidos à dose de 1 Gy para os feixes de ^{60}Co , fótons (6 e 15 MV) e elétrons (6 MeV) e a sensibilidade relativa ao ^{60}Co para os objetos simuladores de água sólida e água, nas irradiações realizadas nos dois hospitais, são apresentadas nas TAB. 12 a 19. São apresentados também os valores calculados das médias e dos desvios padrões das respostas TL e das sensibilidades relativas ao ^{60}Co .

Tabela 12: Resposta TL a fótons (6 MV) e ao ^{60}Co , e a sensibilidade relativa ao ^{60}Co para os DTLs irradiados diretamente no objeto simulador de água sólida (RMI-457) – Hospital das Clínicas.

	CaSO ₄ :Dy			LiF:Mg,Ti			μLiF:Mg,Ti		
	R _{TL 6 MV} (μC)	R _{TL} (^{60}Co) (μC)	S _{DTL,6/} ^{60}Co	R _{TL 6 MV} (μC)	R _{TL} (^{60}Co) (μC)	S _{DTL,6/} ^{60}Co	R _{TL 6 MV} (μC)	R _{TL} (^{60}Co) (μC)	S _{DTL,6/} ^{60}Co
	21,52	24,55	0,87	0,8338	1,053	0,79	0,0684	0,0800	0,85
	20,05	25,48	0,78	0,8405	1,048	0,80	0,0713	0,0812	0,88
	20,44	24,43	0,84	0,8196	1,030	0,79	0,0651	0,0882	0,74
	21,45	24,44	0,88	0,8162	1,009	0,81	0,0663	0,0873	0,76
	21,16	25,92	0,82	0,8542	1,081	0,79	0,0654	0,0810	0,81
	22,14	24,42	0,91	0,8483	1,041	0,81	0,0613	0,0822	0,74
	19,92	24,51	0,81	0,8511	1,072	0,79	0,0645	0,0854	0,76
	22,17	24,52	0,90	0,8385	1,052	0,79	0,0745	0,0815	0,91
	21,02	24,55	0,86	0,8148	1,053	0,77	0,0661	0,0801	0,82
	22,08	25,03	0,88	0,8759	1,050	0,83	0,0658	0,0856	0,77
Média	21,20	24,78	0,86	0,8393	1,049	0,80	0,0668	0,0832	0,80
Desvio padrão	0,84	0,52	0,04	0,0192	0,020	0,02	0,0037	0,0031	0,06

Pela análise das TAB. 12 e 13 pode ser observado que as médias das respostas TL (para fótons de 6 MV e objeto simulador de água sólida) variam, respectivamente, $\pm 8,16\%$; $1,18\%$ e $4,64\%$, para o CaSO₄:Dy, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti, em função do acelerador linear utilizado nos dois hospitais avaliados (HC e HAE). Os valores calculados referentes às médias das sensibilidades relativas ao ^{60}Co variam, respectivamente, $\pm 6,97\%$; $1,26\%$ e $5,01\%$, para o CaSO₄:Dy, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti, em comparação com os resultados obtidos no HC e HAE.

Tabela 13: Resposta TL a fótons (6 MV) e ao ^{60}Co , e a sensibilidade relativa ao ^{60}Co para os DTLs irradiados diretamente no objeto simulador de água sólida (RMI-457) –Hospital Albert Einstein .

	CaSO ₄ :Dy			LiF:Mg,Ti			μLiF:Mg,Ti		
	R _{TL 6 MV} (μC)	R _{TL} (^{60}Co) (μC)	S _{DTL,6/} ^{60}Co	R _{TL 6 MV} (μC)	R _{TL} (^{60}Co) (μC)	S _{DTL,6/} ^{60}Co	R _{TL 6 MV} (μC)	R _{TL} (^{60}Co) (μC)	S _{DTL,6/} ^{60}Co
	22,55	24,55	0,92	0,8069	1,053	0,77	0,0623	0,0800	0,78
	24,26	25,48	0,95	0,7990	1,048	0,76	0,0637	0,0812	0,78
	21,47	24,43	0,88	0,8130	1,030	0,79	0,0684	0,0882	0,78
	22,58	24,44	0,92	0,8128	1,009	0,81	0,0738	0,0873	0,84
	23,32	25,92	0,90	0,8743	1,081	0,81	0,0680	0,0810	0,84
	23,71	24,42	0,97	0,8395	1,041	0,81	0,0700	0,0822	0,85
	23,03	24,51	0,94	0,8434	1,072	0,78	0,0782	0,0854	0,92
	22,80	24,52	0,93	0,8198	1,052	0,78	0,0724	0,0815	0,89
	22,60	24,55	0,92	0,8611	1,053	0,82	0,0703	0,0801	0,88
	22,97	25,03	0,92	0,8252	1,050	0,78	0,0723	0,0856	0,84
Média	22,93	24,78	0,92	0,8295	1,049	0,79	0,0699	0,0832	0,84
Desvio padrão	0,75	0,52	0,02	0,0245	0,020	0,02	0,0047	0,0031	0,05

Tabela 14: Resposta TL a fótons (15 MV) e ao ^{60}Co , e a sensibilidade relativa ao ^{60}Co para os DTLs irradiados diretamente no objeto simulador de água sólida (RMI-457) – Hospital das Clínicas.

	CaSO ₄ :Dy			LiF:Mg,Ti			μLiF:Mg,Ti		
	R _{TL 15 MV} (μC)	R _{TL} (^{60}Co) (μC)	S _{DTL,15/} ^{60}Co	R _{TL 15 MV} (μC)	R _{TL} (^{60}Co) (μC)	S _{DTL,15/} ^{60}Co	R _{TL 15 MV} (μC)	R _{TL} (^{60}Co) (μC)	S _{DTL,15/} ^{60}Co
	23,56	24,55	0,96	0,9326	1,053	0,88	0,0629	0,0800	0,78
	20,28	25,48	0,79	0,8748	1,048	0,83	0,0656	0,0812	0,81
	21,50	24,43	0,88	0,8740	1,030	0,85	0,0697	0,0882	0,79
	23,38	24,44	0,96	0,8456	1,009	0,84	0,0702	0,0873	0,80
	23,90	25,92	0,92	0,8850	1,081	0,82	0,0662	0,0810	0,82
	20,27	24,42	0,83	0,8899	1,041	0,85	0,0707	0,0822	0,86
	21,37	24,51	0,87	0,9146	1,072	0,85	0,0692	0,0854	0,81
	20,62	24,52	0,84	0,8654	1,052	0,82	0,0684	0,0815	0,84
	20,70	24,55	0,84	0,8605	1,053	0,82	0,0778	0,0801	0,97
	21,89	25,03	0,87	0,8679	1,050	0,83	0,0689	0,0856	0,81
Média	21,75	24,78	0,87	0,8810	1,049	0,84	0,0690	0,0832	0,83
Desvio padrão	1,39	0,52	0,06	0,0260	0,020	0,02	0,0039	0,0031	0,05

Conforme observado nas TAB. 14 e 15, as médias das respostas TL (para fótons de 15 MV e objeto simulador de água sólida) variam, respectivamente, $\pm 16,78\%$; $10,96\%$ e $0,43\%$, para o CaSO₄:Dy, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti, em função do acelerador linear utilizado nos dois hospitais avaliados (HC e HAE). Os valores calculados referentes às médias das sensibilidades relativas ao ^{60}Co variam, respectivamente, $\pm 17,24\%$; $10,53\%$ e $0,44\%$, para o CaSO₄:Dy, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti, em comparação com os resultados obtidos no HC e HAE.

Tabela 15: Resposta TL a fótons (15 MV) e ao ^{60}Co , e a sensibilidade relativa ao ^{60}Co para os DTLs irradiados diretamente no objeto simulador de água sólida (RMI-457) – Hospital Albert Einstein.

	CaSO ₄ :Dy			LiF:Mg,Ti			$\mu\text{LiF:Mg,Ti}$		
	R _{TL 15 MV} (μC)	R _{TL} (^{60}Co) (μC)	S _{DTL,15/} ^{60}Co	R _{TL 15 MV} (μC)	R _{TL} (^{60}Co) (μC)	S _{DTL,15/} ^{60}Co	R _{TL 15 MV} (μC)	R _{TL} (^{60}Co) (μC)	S _{DTL,15/} ^{60}Co
	25,65	24,55	1,04	0,7919	1,053	0,75	0,0698	0,0800	0,87
	26,07	25,48	1,02	0,8104	1,048	0,77	0,0679	0,0812	0,84
	25,89	24,43	1,06	0,7792	1,030	0,76	0,0772	0,0882	0,87
	25,08	24,44	1,03	0,7611	1,009	0,75	0,0659	0,0873	0,75
	26,61	25,92	1,03	0,7966	1,081	0,74	0,0767	0,0810	0,95
	24,07	24,42	0,98	0,7616	1,041	0,73	0,0689	0,0822	0,84
	25,33	24,51	1,03	0,8103	1,072	0,75	0,0636	0,0854	0,74
	24,75	24,52	1,01	0,7777	1,052	0,74	0,0658	0,0815	0,81
	25,43	24,55	1,04	0,8465	1,053	0,80	0,0655	0,0801	0,82
	25,13	25,03	1,00	0,8033	1,050	0,76	0,0659	0,0856	0,77
Média	25,40	24,78	1,02	0,7940	1,049	0,76	0,0687	0,0832	0,83
Desvio padrão	0,71	0,52	0,02	0,0258	0,020	0,02	0,0047	0,0031	0,06

Tabela 16: Resposta TL a fótons (6 MV) e ao ^{60}Co , e a sensibilidade relativa ao ^{60}Co para os DTLs irradiados diretamente no objeto simulador de água – Hospital das Clínicas.

	CaSO ₄ :Dy			LiF:Mg,Ti			$\mu\text{LiF:Mg,Ti}$		
	R _{TL 6 MV} (μC)	R _{TL} (^{60}Co) (μC)	S _{DTL,6/} ^{60}Co	R _{TL 6 MV} (μC)	R _{TL} (^{60}Co) (μC)	S _{DTL,6/} ^{60}Co	R _{TL 6 MV} (μC)	R _{TL} (^{60}Co) (μC)	S _{DTL,6/} ^{60}Co
	23,41	24,55	0,95	0,7302	1,053	0,70	0,0581	0,0800	0,72
	24,17	25,48	0,95	0,7750	1,048	0,74	0,0627	0,0812	0,77
	25,41	24,43	1,04	0,7288	1,030	0,71	0,0696	0,0882	0,79
	26,60	24,44	1,09	0,7194	1,009	0,71	0,0629	0,0873	0,72
	21,84	25,92	0,84	0,7483	1,081	0,69	0,0653	0,0810	0,81
Média	24,29	24,96	0,97	0,7403	1,044	0,71	0,0637	0,0835	0,76
Desvio padrão	1,83	0,69	0,09	0,0220	0,027	0,02	0,0042	0,004	0,04

Tabela 17: Resposta TL a fótons (6 MV) e ao ^{60}Co , e a sensibilidade relativa ao ^{60}Co para os DTLs irradiados diretamente no objeto simulador de água – Hospital Albert Einstein.

	CaSO ₄ :Dy			LiF:Mg,Ti			$\mu\text{LiF:Mg,Ti}$		
	R _{TL 6 MV} (μC)	R _{TL} (^{60}Co) (μC)	S _{DTL,6/} ^{60}Co	R _{TL 6 MV} (μC)	R _{TL} (^{60}Co) (μC)	S _{DTL,6/} ^{60}Co	R _{TL 6 MV} (μC)	R _{TL} (^{60}Co) (μC)	S _{DTL,6/} ^{60}Co
	22,24	24,55	0,91	0,7378	1,053	0,70	0,0588	0,0800	0,74
	21,32	25,48	0,84	0,7181	1,048	0,68	0,0494	0,0812	0,61
	23,24	24,43	0,95	0,7431	1,030	0,72	0,0592	0,0882	0,67
	20,61	24,44	0,84	0,7385	1,009	0,73	0,0586	0,0873	0,67
	21,99	25,92	0,85	0,6965	1,081	0,64	0,0639	0,0810	0,79
	20,99	24,42	0,86	0,7075	1,041	0,68	0,0512	0,0822	0,62
	20,91	24,51	0,85	0,7196	1,072	0,67	0,0562	0,0854	0,66
	22,04	24,52	0,89	0,7114	1,052	0,67	0,0518	0,0815	0,64
	23,77	24,55	0,97	0,7437	1,053	0,71	0,0525	0,0801	0,66
	21,47	25,03	0,86	0,7401	1,050	0,70	0,0554	0,0856	0,65
Média	21,86	24,78	0,88	0,7260	1,049	0,69	0,0557	0,0832	0,67
Desvio padrão	1,02	0,52	0,05	0,0171	0,020	0,03	0,0045	0,0031	0,05

Pela análise das TAB. 16 e 17 pode ser observado que as médias das respostas TL (para fótons de 6 MeV e objeto simulador de água) variam, respectivamente, $\pm 11,12\%$; $1,97\%$ e $14,36\%$, para o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e $\mu\text{LiF:Mg,Ti}$, em função do acelerador linear utilizado nos dois hospitais avaliados (HC e HAE). Os valores calculados referentes às médias das sensibilidades relativas ao ^{60}Co variam, respectivamente, $\pm 10,23\%$; $2,90\%$ e $13,43\%$, para o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e $\mu\text{LiF:Mg,Ti}$, em comparação com os resultados obtidos no HC e HAE.

Tabela 18: Resposta TL a elétrons (6 MeV) e ao ^{60}Co , e a sensibilidade relativa ao ^{60}Co para os DTLs irradiados diretamente no objeto simulador de água sólida (RMI-457) – Hospital das Clínicas.

	CaSO₄:Dy			LiF:Mg,Ti			$\mu\text{LiF:Mg,Ti}$		
	R_{TL 6 MeV} (μC)	R_{TL} (^{60}Co) (μC)	S_{DTL,6/} ^{60}Co	R_{TL 6 MeV} (μC)	R_{TL} (^{60}Co) (μC)	S_{DTL,6/} ^{60}Co	R_{TL 6 MeV} (μC)	R_{TL} (^{60}Co) (μC)	S_{DTL,6/} ^{60}Co
	19,75	24,55	0,80	0,7297	1,053	0,70	0,0651	0,0800	0,81
	18,37	25,48	0,72	0,7377	1,048	0,70	0,0604	0,0812	0,74
	18,63	24,43	0,76	0,7339	1,030	0,71	0,0711	0,0882	0,81
	18,27	24,44	0,75	0,7027	1,009	0,69	0,0673	0,0873	0,77
	20,10	25,92	0,78	0,7456	1,081	0,69	0,0691	0,0810	0,85
	19,76	24,42	0,81	0,7513	1,041	0,72	0,0658	0,0822	0,80
	19,11	24,51	0,78	0,7486	1,072	0,69	0,0606	0,0854	0,71
	19,94	24,52	0,81	0,7406	1,052	0,70	0,0607	0,0815	0,74
	18,91	24,55	0,77	0,7359	1,053	0,69	0,0675	0,0801	0,84
	20,13	25,03	0,80	0,7808	1,050	0,74	0,0661	0,0856	0,77
Média	19,29	24,78	0,778	0,7407	1,049	0,70	0,0654	0,0832	0,78
Desvio padrão	0,72	0,52	0,029	0,0196	0,020	0,02	0,0037	0,0031	0,04

Tabela 19: Resposta TL a elétrons (6 MeV) e ao ^{60}Co , e a sensibilidade relativa ao ^{60}Co para os DTLs irradiados diretamente no objeto simulador de água sólida (RMI-457) – Hospital Albert Einstein.

	CaSO₄:Dy			LiF:Mg,Ti			$\mu\text{LiF:Mg,Ti}$		
	R_{TL 6 MeV} (μC)	R_{TL} (^{60}Co) (μC)	S_{DTL,6/} ^{60}Co	R_{TL 6 MeV} (μC)	R_{TL} (^{60}Co) (μC)	S_{DTL,6/} ^{60}Co	R_{TL 6 MeV} (μC)	R_{TL} (^{60}Co) (μC)	S_{DTL,6/} ^{60}Co
	19,64	24,55	0,80	0,8020	1,053	0,76	0,0583	0,0800	0,73
	21,17	25,48	0,83	0,7568	1,048	0,72	0,0578	0,0812	0,71
	21,72	24,43	0,89	0,7205	1,030	0,70	0,0609	0,0882	0,70
	21,44	24,44	0,88	0,7264	1,009	0,72	0,0669	0,0873	0,77
	19,94	25,92	0,77	0,7292	1,081	0,68	0,0711	0,0810	0,88
	24,53	24,42	1,00	0,7361	1,041	0,71	0,0625	0,0822	0,76
	20,26	24,51	0,83	0,7621	1,072	0,71	0,0659	0,0854	0,77
	24,04	24,52	0,98	0,7046	1,052	0,67	0,0643	0,0815	0,79
	23,71	24,55	0,96	0,7821	1,053	0,74	0,0665	0,0801	0,83
	20,93	25,03	0,84	0,7634	1,050	0,73	0,0629	0,0856	0,74
Média	21,74	24,78	0,88	0,7483	1,049	0,71	0,0637	0,0832	0,77
Desvio padrão	1,76	0,52	0,08	0,0302	0,020	0,03	0,0041	0,0031	0,05

Pode ser observado nas TAB. 18 e 19 que as médias das respostas TL (para elétrons de 6 MeV e objeto simulador de água sólida) variam, respectivamente, $\pm 12,70\%$; $1,03\%$ e $2,67\%$, para o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti , em função do acelerador linear utilizado nos dois hospitais avaliados (HC e HAE). Os valores calculados referentes às médias das sensibilidades relativas ao ^{60}Co variam, respectivamente, $\pm 13,11\%$; $1,43\%$ e $1,30\%$, para o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti , em comparação com os resultados obtidos no HC e HAE.

Para a dose de 500 mGy e feixe de fótons (6 MV e objeto simulador de água sólida) as médias das respostas TL variam, respectivamente, $6,74\%$; $0,86\%$ e $9,69\%$, para o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti , em função do acelerador linear utilizado nos dois hospitais avaliados (HC e HAE). Já para feixe de fótons (6 MV e objeto simulador de água) as médias das respostas TLs variam, respectivamente, $9,78\%$; $2,23\%$ e $10,79\%$, para o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti , em função do acelerador linear utilizado nos dois hospitais avaliados (HC e HAE). Por último, ainda para a mesma dose analisada (500 mGy) e feixe de elétrons (6 MeV e objeto simulador de água sólida), as médias das respostas TLs variam, respectivamente, $1,51\%$; $0,57\%$ e $4,61\%$, para o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti , em função do acelerador linear utilizado nos dois hospitais avaliados (HC e HAE).

Em última análise, para um valor de dose maior (5 Gy) e feixe de fótons (15 MV e objeto simulador de água sólida) as médias das respostas TL variam, respectivamente, $2,59\%$; $10,18\%$ e $5,95\%$, para o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti , em função do acelerador linear utilizado nos dois hospitais avaliados (HC e HAE).

A TAB. 20 apresenta as reprodutibilidades para os três tipos de DTLs calculadas para os três tipos de objetos simuladores.

Tabela 20: Reprodutibilidade para cada tipo de DTL de acordo com o local da irradiação, material simulador e tipo de feixe.

Reprodutibilidade ($\pm$ %)						
Hospital	Material simulador	Feixe	Fótons (MV) / Elétrons (MeV)	CaSO ₄ :Dy	LiF:Mg,Ti	μ LiF:Mg,Ti
Einstein	Água sólida	Elétrons	6	2,91	1,25	2,31
		Fótons	6	0,880	0,741	1,81
			15	0,653	0,872	2,37
	Água PMMA	Fótons	6	1,67	1,18	2,57
				2,07	1,22	2,32
HC	Água sólida	Elétrons	6	1,22	0,723	1,85
		Fótons	6	1,51	0,644	2,41
			15	1,95	0,797	2,08
	Água	Fótons	6	4,34	1,21	2,23

As reprodutibilidades das respostas TL do CaSO₄:Dy, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti são melhores que 2,91% (para elétrons de 6 MeV e simulador de água sólida), 1,25% (para elétrons de 6 MeV e simulador de água sólida) e 2,57% (para fótons de 6 MV e simulador de água), respectivamente. O maior valor da reprodutibilidade calculado foi de 4,34% (para feixe de fótons de 6 MV e objeto simulador de água). Isso pode ser devido à dificuldade de posicionamento dos DTLs na água.

Pela análise da TAB. 20 e das TAB. 12 a 19, pode ser observado que os resultados foram mais reprodutíveis para as irradiações que utilizaram o objeto simulador de água sólida, ou seja, os três tipos de DTLs avaliados apresentaram as menores variações para esse tipo de objeto simulador, em comparação com os objetos simuladores de água e PMMA.

5.7 Eficiência intrínseca dos DTLs

As TAB. 21 e 22 apresentam os coeficientes angulares das curvas de dose-resposta em função dos DTLs utilizados, tipo e energia do feixe de radiação e do local da irradiação. Os coeficientes angulares foram utilizados para o cálculo da eficiência intrínseca dos três tipos de dosímetros avaliados, conforme definido pelas EQ. 6 e 7.

Tabela 21: Coeficientes angulares das curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e $\mu\text{LiF:Mg,Ti}$ irradiados no Hospital Albert Einstein.

			$A (\mu\text{C.Gy}^{-1})$		
Radiação			Água sólida	Água	PMMA
$\text{CaSO}_4\text{:Dy}$	^{60}Co				$34,28 \pm 0,75$
	Fótons	6 MV	$27,09 \pm 0,83$	$26,46 \pm 0,54$	$32,34 \pm 1,39$
		15 MV	$25,48 \pm 0,02$	$29,53 \pm 0,69$	$31,32 \pm 0,99$
	Elétrons	6 MeV	$26,61 \pm 0,64$	$30,64 \pm 0,97$	
LiF:Mg,Ti	^{60}Co				$1,28 \pm 0,02$
	Fótons	6 MV	$0,94 \pm 0,02$	$0,87 \pm 0,02$	$0,97 \pm 0,02$
		15 MV	$0,88 \pm 0,02$	$0,89 \pm 0,01$	$0,93 \pm 0,02$
	Elétrons	6 MeV	$0,92 \pm 0,02$	$0,90 \pm 0,02$	
$\mu\text{LiF:Mg,Ti}$	^{60}Co				$0,0969 \pm 0,0017$
	Fótons	6 MV	$0,0791 \pm 0,0018$	$0,0650 \pm 0,0015$	$0,0816 \pm 0,0013$
		15 MV	$0,0786 \pm 0,0019$	$0,0747 \pm 0,0030$	$0,0809 \pm 0,0008$
	Elétrons	6 MeV	$0,0717 \pm 0,0004$	$0,0688 \pm 0,0011$	

Pela análise das TAB. 21 pode ser observado que os valores dos coeficientes angulares para fótons de 6 MV são maiores do que os calculados para fótons de 15 MV (para simuladores de água sólida e PMMA). Isso pode ser explicado devido ao fato de fótons de menor energia sofrerem um maior retroespalhamento, portanto, a resposta TL será maior. Esse tipo de comportamento não foi observado para o objeto simulador de água.

Tabela 22: Coeficientes angulares das curvas de calibração do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti irradiados no Hospital das Clínicas.

		$A (\mu\text{C.Gy}^{-1})$		
	Radiação		Água sólida	Água
$\text{CaSO}_4\text{:Dy}$	^{60}Co			$34,28 \pm 0,75$
	Fótons	6 MV	$30,09 \pm 0,52$	$31,48 \pm 0,60$
	Elétrons	6 MeV	$27,36 \pm 0,52$	
		9 MeV	$21,76 \pm 0,21$	
LiF:Mg,Ti	^{60}Co			$1,28 \pm 0,02$
	Fótons	6 MV	$1,02 \pm 0,02$	$0,92 \pm 0,03$
	Elétrons	6 MeV	$0,92 \pm 0,02$	
		9 MeV	$0,82 \pm 0,01$	
$\mu\text{LiF:Mg,Ti}$	^{60}Co			$0,0969 \pm 0,0017$
	Fótons	6 MV	$0,0796 \pm 0,0019$	$0,0720 \pm 0,0005$
	Elétrons	6 MeV	$0,0733 \pm 0,0016$	
		9 MeV	$0,0689 \pm 0,0007$	

Analisando os dados da TAB. 22 pode ser observado o mesmo comportamento descrito anteriormente. Os valores dos coeficientes angulares para feixes de elétrons de 6 MeV são maiores do que os valores calculados para feixes com energia de 9 MeV.

A seguir são apresentadas as eficiências intrínsecas para os três tipos de DTLs relacionadas de acordo com o tipo de feixe de radiação e objeto simulador. As TAB. 23 e 24 referem-se às eficiências intrínsecas dos feixes de irradiação do Hospital Albert Einstein e do Hospital das Clínicas, respectivamente.

Tabela 23: Eficiência intrínseca dos DTLs de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e $\mu\text{LiF:Mg,Ti}$ nas condições empregadas para o levantamento das curvas de dose-resposta.

Hospital Albert Einstein					
		Água sólida (RMI-457)	Água	PMMA	
$\text{CaSO}_4\text{:Dy}$	^{60}Co			$1,71 \times 10^{-1} \pm 0,04 \times 10^{-1}$	
	Fótons	6 MV	$1,35 \times 10^{-1} \pm 0,04 \times 10^{-1}$	$1,32 \times 10^{-1} \pm 0,03 \times 10^{-1}$	$1,62 \times 10^{-1} \pm 0,07 \times 10^{-1}$
		15 MV	$1,27 \times 10^{-1} \pm 0,01 \times 10^{-1}$	$1,48 \times 10^{-1} \pm 0,04 \times 10^{-1}$	$1,57 \times 10^{-1} \pm 0,05 \times 10^{-1}$
	Elétrons	6 MeV	$1,33 \times 10^{-1} \pm 0,04 \times 10^{-1}$	$1,53 \times 10^{-1} \pm 0,05 \times 10^{-1}$	
LiF:Mg,Ti	^{60}Co			$3,47 \times 10^{-4} \pm 0,35 \times 10^{-4}$	
	Fótons	6 MV	$4,70 \times 10^{-4} \pm 0,48 \times 10^{-4}$	$4,35 \times 10^{-4} \pm 0,44 \times 10^{-4}$	$4,85 \times 10^{-4} \pm 0,49 \times 10^{-4}$
		15 MV	$4,41 \times 10^{-4} \pm 0,45 \times 10^{-4}$	$4,44 \times 10^{-4} \pm 0,45 \times 10^{-4}$	$4,66 \times 10^{-4} \pm 0,47 \times 10^{-4}$
	Elétrons	6 MeV	$4,59 \times 10^{-4} \pm 0,47 \times 10^{-4}$	$4,49 \times 10^{-4} \pm 0,46 \times 10^{-4}$	
$\mu\text{LiF:Mg,Ti}$	^{60}Co			$2,42 \times 10^{-5} \pm 0,25 \times 10^{-5}$	
	Fótons	6 MV	$1,98 \times 10^{-5} \pm 0,20 \times 10^{-5}$	$1,63 \times 10^{-5} \pm 0,17 \times 10^{-5}$	$2,04 \times 10^{-5} \pm 0,21 \times 10^{-5}$
		15 MV	$1,96 \times 10^{-5} \pm 0,20 \times 10^{-5}$	$1,87 \times 10^{-5} \pm 0,20 \times 10^{-5}$	$2,02 \times 10^{-5} \pm 0,20 \times 10^{-5}$
	Elétrons	6 MeV	$1,79 \times 10^{-5} \pm 0,18 \times 10^{-5}$	$1,72 \times 10^{-5} \pm 0,17 \times 10^{-5}$	

Tabela 24: Eficiência intrínseca dos DTLs de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti nas condições empregadas para o levantamento das curvas de dose-resposta.

Hospital das Clínicas					
			Água sólida (RMI-457)	Água	
$\text{CaSO}_4\text{:Dy}$	^{60}Co			$1,71 \times 10^{-1} \pm 0,01 \times 10^{-1}$	
	Fótons	6 MV	$1,50 \times 10^{-1} \pm 0,03 \times 10^{-1}$	$1,57 \times 10^{-1} \pm 0,03 \times 10^{-1}$	
	Elétrons	6 MeV	$1,37 \times 10^{-1} \pm 0,03 \times 10^{-1}$		
		9 MeV	$1,09 \times 10^{-1} \pm 0,02 \times 10^{-1}$		
LiF:Mg,Ti	^{60}Co			$3,4 \times 10^{-4} \pm 0,35 \times 10^{-4}$	
	Fótons	6 MV	$5,11 \times 10^{-4} \pm 0,52 \times 10^{-4}$	$4,61 \times 10^{-4} \pm 0,48 \times 10^{-4}$	
	Elétrons	6 MeV	$4,59 \times 10^{-4} \pm 0,47 \times 10^{-4}$		
		9 MeV	$4,09 \times 10^{-4} \pm 0,41 \times 10^{-4}$		
$\mu\text{LiF:Mg,Ti}$	^{60}Co			$2,42 \times 10^{-5} \pm 0,25 \times 10^{-5}$	
	Fótons	6 MV	$1,99 \times 10^{-5} \pm 0,20 \times 10^{-5}$	$1,80 \times 10^{-5} \pm 0,18 \times 10^{-5}$	
	Elétrons	6 MeV	$1,83 \times 10^{-5} \pm 0,18 \times 10^{-5}$		
		9 MeV	$1,72 \times 10^{-5} \pm 0,17 \times 10^{-5}$		

As eficiências intrínsecas do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti variam, no máximo, $(27,56 \pm 0,42)\%$; $(11,49 \pm 1,46 \times 10^{-3})\%$ e $(25,15 \pm 1,21 \times 10^{-4})\%$ de acordo com o tipo de material simulador; e até $(12,12 \pm 0,56)\%$; $(6,57 \pm 2,05 \times 10^{-3})\%$ e $(14,70 \pm 1,41 \times 10^{-5})\%$ de acordo com a energia do feixe de fótons e elétrons, respectivamente.

5.8 Limite inferior de detecção (LID)

A TAB. 25 apresenta os valores calculados para os LIDs dos três tipos de DTLs avaliados. Os limites do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti estão de acordo com os valores obtidos na literatura. A coluna do meio apresenta as médias dos valores das respostas TLs ($\bar{R}_{TL,0}$) (obtidos para a leitura de um grupo de 10 dosímetros não-irradiados), somadas a três desvios padrões das leituras.

Tabela 25: Limite inferior de detecção dos DTLs.

	$\bar{R}_{TL,0}$ [nC]	LID [μGy]
$\text{CaSO}_4\text{:Dy}$	$32,12 \pm 0,02$	$53,30 \pm 0,83$
LiF:Mg,Ti	$0,432 \pm 0,003$	331 ± 3
$\mu\text{LiF:Mg,Ti}$	$0,543 \pm 0,007$	426 ± 5

5.9 Incertezas nas medidas

As incertezas associadas às medidas podem ser classificadas como incertezas do tipo A e incertezas do tipo B. As incertezas do tipo A são determinadas ou estimadas por análises estatísticas, enquanto que as incertezas do tipo B são determinadas ou estimadas por outros métodos (não-estatísticos), ou seja, por julgamentos científicos de incertezas não-estatísticas. Elas incluem influências nos processos de medidas, aplicação dos fatores de correção ou de dados físicos obtidos da literatura (IAEA, 2005).

Portanto, as incertezas do tipo A são incertezas devido à dispersão do valor dos resultados obtidos em torno do valor verdadeiro, ou seja, de caráter aleatório, como o desvio padrão da média. As incertezas do tipo B são incertezas devido ao conjunto de medições que apresenta valores igualmente espaçados do valor verdadeiro, originados de erros instrumentais, ambientais e observacionais. A incerteza total das medidas é dada pela EQ. 11 (Vuolo, 1992).

$$\sigma_{Total}^2 = \sigma_{estatístico}^2 + \sigma_{sistemático}^2 \quad (11)$$

Em que:

σ_{Total} : Incerteza total;

$\sigma_{\text{estatístico}}$: Incerteza associada ao erro estatístico;

$\sigma_{\text{sistemático}}$: Incerteza associada ao erro sistemático.

As incertezas do tipo A são:

- Dispersão dos valores das medidas das respostas TLs realizadas na leitora TL para cada tipo e energia de radiação. Para radiação do ^{60}Co , feixes clínicos de Fótons e Elétrons, são aproximadamente 2%, 3% e 3%, respectivamente. Esse resultado reflete a seleção criteriosa dos dosímetros para as irradiações realizadas na fonte de ^{60}Co .

As incertezas do tipo B são:

- Erros no controle do tempo dos tratamentos térmicos dos DTLs (considerado insignificante);
- Erros no cálculo do tempo da irradiação dos DTLs na fonte de ^{60}Co do LMD-IPEN (considerado insignificante);
- Erros na medição da massa dos DTLs, que pode ser desprezada, pois a balança utilizada tem uma precisão de $\pm 0,0001$;
- Erros na reprodução do posicionamento dos DTLs durante as irradiações nos aceleradores lineares dos hospitais avaliados;
- Tempo de armazenamento dos DTLs na blindagem de chumbo, antes da execução da leitura da resposta (erro desprezível controlado);

Nas irradiações com feixes clínicos de fótons e elétrons nos aceleradores lineares pertencentes ao HC-FMUSP e ao Hospital Albert Einstein a dose absorvida tem uma precisão de $\pm 0,001$ Gy; a imprecisão da posição dos DTLs no acelerador não acarreta uma variação significativa na resposta, pois o erro associado é milimétrico, portanto, pode ser negligenciada.

Desse modo, a incerteza total pode ser considerada menor que 5%, que é o valor maior aceitável em radioterapia.

6 CONCLUSÕES

- Os testes realizados na leitora TL demonstraram uma boa estabilidade para a realização das leituras. Esses testes aliados à seleção criteriosa dos DTLs foram essenciais para a acurácia dos resultados obtidos.
- As curvas de dose-resposta obtidas para a irradiação dos DTLs na fonte de ^{60}Co e para os feixes de fótons (6 e 15 MV) e elétrons (6 e 9 MeV) apresentaram comportamento linear no intervalo de dose estudado (0,1 a 5 Gy). Foi observado o início de um comportamento supralinear para doses maiores ou iguais a 10 Gy.
- Os DTLs de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ são cerca de 28 e 334 vezes mais sensível do que os DTLs de LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti , respectivamente. A sensibilidade média calculada para cada dose permanece praticamente invariável. Os três tipos de DTLs estudados não apresentam dependência energética no intervalo de energias estudadas.
- A reprodutibilidade mínima e máxima da resposta TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ foi de 0,65% (para feixe de fótons a 15 MV e objeto simulador de água sólida) e 4,34% (para feixe de fótons a 6 MV e objeto simulador de água), respectivamente.
- A reprodutibilidade mínima e máxima da resposta TL do LiF:Mg,Ti foi de 0,64% (para feixe de fótons a 6 MV e objeto simulador de água sólida) e 1,25% (feixe de elétrons a 6 MeV e objeto simulador de água sólida), respectivamente.
- A reprodutibilidade mínima e máxima da resposta TL do microLiF:Mg,Ti foi de 1,81% (para feixe de fótons a 6 MV e objeto simulador de água sólida) e 2,57% (feixe de fótons a 6 MV e objeto simulador de água), respectivamente. A maioria dos valores calculados para as reprodutibilidades dos três tipos de DTLs encontram-se de acordo com as referências encontradas na literatura (até 2,5%).
- A eficiência intrínseca do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ é cerca de 287 e 6818 vezes maior do que a do LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti , respectivamente.
- Os LIDs dos três tipos de DTLs avaliados encontram-se dentro dos valores obtidos na literatura. O LID do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ é cerca de 8 e 6 vezes inferior ao LID do microLiF:Mg,Ti e do LiF:Mg,Ti , respectivamente.
- A análise e a comparação dos resultados das respostas TLs dos três tipos de dosímetros confirmam o excelente desempenho dos dosímetros de LiF:Mg,Ti e

indicam que o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ pode ser utilizado na dosimetria de feixes clínicos de fótons e elétrons aplicada à radioterapia, representando, portanto, uma alternativa significativa na sensibilidade, no custo e na facilidade de obtenção dos dosímetros.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. **Med. Phys.**, v. 10, n. 6, p. 741-771, 1983 (TG-21).

ALBUQUERQUE, M. P. P.; CALDAS, L. V. E. Aplicação de uma câmara de ionização de placas paralelas para detecção da radiação-X entre 25 e 250 kV. In: TRABALHO APRESENTADO NA 42ª REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA PARA O PROGRESSO DA CIÊNCIA, 1990, Porto Alegre, *Proceedings...*

AUSTERLITZ, C.; BENHABIB, S.; ZHU, D.S.; MOTA, H.; CAMPOS, D.; ALLISON, R.; SIBINA, C. Determination of dose at the reference point for Ir-192 HDR Brachytherapy Sources using Fricke dosimetry. *American Journal of clinical Oncology-cancer clinical trials*, v. 31, n. 6, p. 617, 2008.

BARTESAGHI, G.; BURIAN, J.; GAMBARINI, G.; MAREK, M.; NEGRI, A.; VIERERBL, L. Evaluation of all dose components in the LVR-15 reactor epithermal neutron beam using Fricke gel dosimeter layers. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 67, p. 199-201, 2009.

BATISTELLA, M.A.; CALDAS, L.V.E. *Dependência energética de uma câmara de ionização de placas paralelas em campos padrões de radiação-X e gama*. São Paulo: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Set. 1988.

BOUDOU, C.; BISTON, M.C.; CORDE, S.; ADAM, J.F.; JOUBERT, A.; CHARVET, A.M.; NEMOZ, C.; FERRERO, C.; ESTÈVE, F; ELLEAUME, H. Dosimetry for synchrotron stereotactic radiotherapy: Fricke gel and Monte Carlo calculations. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, v. 548, p. 65-68, 2005.

CAMERON, J.R.; SUNTHARALINGAM, N.; KENNEY, G.N. *Thermoluminescent dosimetry*. Londres: The Colonial Press, 1968.

CAMPOS, L.L. Preparation of CaSO₄:Dy TL Single Crystals. **J. Lum.** v. 28, p. 481, 1983.

CAMPOS, L.L.; LIMA, M.F. Dosimetric properties of CaSO₄:Dy + Teflon pellets produced at IPEN. *Radiol. Prot. Dosim.* v. 14, n. 4, p. 333, 1986.

CAMPOS, L.L.; LIMA, M.F. Thermoluminescent CaSO₄:Dy + Teflon pellets for beta radiation detection. **Rad. Prot. Dosim.** v. 18, n. 2, p. 95, 1987.

CAMPOS, L.L.; SOUZA, C.N. Aplicação dos dosímetros termoluminescentes de CaSO₄:Dy na dosimetria de elétrons de energia alta. In: 5th LATIN AMERICAN CONFERENCE ON MEDICAL PHYSICS, October 7-12, 1990, Ribeirão Preto. *Proceedings...*

Ribeirão Preto: Revista Brasileira de Engenharia, 1990. p. 408-413.

CAMPOS, L. L. Thermoluminescence of materials and its application on radiation dosimetry. *Cerâmica*, São Paulo, v. 44, n. 290, 1998.

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

CHATTERJEE, S.; BAKSHI, A.K.; KINHIKAR, R.A.; CHOURASIYA, G.; KHER, R.K. Response of $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ phosphor based TLD badge system to high energy electron beams from medical linear accelerator and estimation of whole body dose and skin dose. *Radiation measurements*. v. 44, p. 257-262, 2009.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Energia nuclear**. Rio de Janeiro, 2002. 29p.

CURRY, T. S.; DOWDEY, J. E., MURRY, R. C. *Christensen's physics of diagnostic radiology*. 4.ed. London: Lea & Febiger, 1990.

DA ROSA, L. A. R.; CARDOSO, S. C.; CAMPOS, L. T.; ALVES, V. G. L.; BATISTA, D. V. S.; FACURE, A. Percentage depth dose evaluation in heterogeneous media using thermoluminescent dosimetry. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 11, p. 117-127, 2010.

DERREUMAUX, S.; CHAVAUDRA, J.; BRIDIER, A.; ROSSETTI, V.; DUTREIX, A. A european quality assurance network for radiotherapy: dose measurement procedure. *Phys. Med. Biol.*, v. 40, p. 1191-1208, 1995.

EGGERMONT, G.; JACOBS, R.; JANSSESNS, A.; SEGART, O.; THIELENS, G. Dose relationship energy response and rate dependence of LiF-100 , LiF-7 and $\text{CaSO}_4\text{-Mn}$ from 8 keV to 30 MeV. In: 3rd INTERNATIONAL CONFERENCE ON LUMINESCENCE DOSIMETRY, October 11-14, 1971, Riso. *Proceedings...*

FRASER, D.; PARKER, W.; SEUNTJENS, J. Characterization of cylindrical ionization chambers for patient specific IMRT QA. *Journal of Applied clinical Medical Physics*, v. 10, n. 4, p. 241-251, 2009.

HUFTON, A. P. **Practical Aspects of Thermoluminescence Dosimetry**. London: HPA, 1984.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Absorbed dose determination in photon and electron beams*. An International Cod of Practice. Vienna, 1987 (TRS-277).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *The use of plane-parallel ionization chambers in high-energy electron and photon beams*. An International Code of Practice Dosimetry. Vienna, 1997 (TRS-381).

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).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for teachers and students*, Vienna, 2005.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS -
ICRU Report 44: Tissues Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement.
 (Bethesda, Maryland: ICRU Publications, 1989).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS -
ICRU Report 48. Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection. Bethesda, Maryland: ICRU Publications, 1992.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION (ISO – DIS 4037): *X and Gamma Reference Radiation for Calibrating Dosimeters and Dose Rate Meters and for Determining Their Response as a Function of Photon Energy* – Part 3. ISO DIS 4037. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization, 1996.

JOHNS, H.E. & CUNNINGHAM, J.R. *The Physics of Radiology*. Illinois: Charles C. Thomas, 3.ed., 1974.

KALEF-EZRA, J.; BAZIOGLOU, M.; THEODOROU, K.; KAPPAS, C. A Phantom for Dosimetric Characterization of Small Radiation Fields: Design and Use. **Medical Dosimetry**, v. 25, no. 1, p. 9-15, 2000.

KALMYKOV, L.Z. Materials for thermoluminescent dose detectors and photon radiation energy detectors intended for intercomparison procedures of radiation therapy units. **Medical Physics**, v. 21, n. 11, p. 1715-1719, 1994.

KHAN, F.M. *The physics of radiation therapy*. 2.ed. Baltimore, Maryland: Williams & Wilkins, 1994.

KINHIKAR, R. A.; UPRETI, R.; SHARMA, S.; TAMBE, C. M.; DESHPANDE, D. D. Intensity modulated radiotherapy dosimetry with ion chambers, TLD, MOSFET and EDR2 film. *Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine*, v. 30, p. 25-32, 2007.

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

KRON, T.; DAS, R.; TOYE, W.; WILLIAMS, S.; DUCHESNE, G. Thermoluminescence dosimetry for in-vivo verification of high dose rate brachytherapy for prostate cancer. *Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine*, v. 30, p. 178-184, 2007.

LAKSHMANAN, A.R.; KHER, R.K.; SUPE, S.J. Estimation of effective dose equivalent using individual dosimeters. *Rad. Prot. Dosimetry*. v. 35, p. 247-253, 1991.

MACKINLAY, A.F. *Thermoluminescence Dosimetry*. Medical Physics Handbooks 5, Bristol: Adam Hilger, 1981.

MAHESH, K.; WENG, P. S.; FURETTA, C. *Thermoluminescence in Solids and its applications*. Ashford: Nuclear Technology Publishing, 1989.

MANSFIELD, C.M.; SUNTHARALINGAM, N. Thermoluminescence dosimetry in radiation oncology. **Appl. Radiol.**, v. 2, p. 43-48, 1976.

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

McKEEVER, S.W.S.; MOSCOVITCH, M.; TOWNSEND, P.D. *Thermoluminescence dosimetry materials: Properties and uses*. Ashford, Kent: Nuclear Technology Publishing, 1995.

MOSCOVITCH, M.; HOROWITZ, Y. S. Thermoluminescent materials for medical applications: LiF:Mg,Ti and LiF:Mg,Cu,P. *Radiation Measurements*. v. 41, n. 1, p. S71-S77, 2006.

NELSON, V. K.; McLEAN, I. D.; HOLLOWAY, L. Use of thermoluminescent dosimetry (TLD) for quality assurance of orthovoltage X-ray therapy machines. *Radiation Measurements*. v. 43, p. 908-911, 2008.

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

PSZONA, S.; WINCEL, K.; ZAREBA, B.; BULSKI, W.; ULKOWSKI, P.; TRACZYCK, M. A windowless ionization chamber for soft X-ray dosimetry. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B*, v. 268, p. 92-96, 2010.

RANDALL, J.T. WILKINS, M.H.F. Phosphorescence and electron traps. Royal Society of London Proceedings Series A. v. 184, n. 999, p. 365-389, 1945.

ROBAR, V.; ZANKOWSKI, C.; OLIVARES, M.P.; PODGORSKAK, E.B. Thermoluminescence dosimetry in electron beams: Energy dependence. *Med. Phys.* v. 23, n. 5, p. 667-673, 1996.

RUDÉN, B. Evaluation of the clinical use of TLD. *Acta Raiol. Ther. Phys. Biol.*, v. 15, p. 447-467, 1976.

SAW, C. B. *Foundation of Radiological Physics*. Omaha, NE: CBSaw, Inc, 2002.

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.

SPRAWLS, P. *Physical Principles of Medical Imaging*. Gaithersburg: Aspen Publishers, 2 ed. 1993.

TESSIER, F.; KAWRAKOW, I. Effective point of measurement of thimble ion chambers in megavoltage photon beams. *Medical Physics*. v. 37, n. 1, p. 96-107, 2009.

TILLANDER, M.; RAHOLA, T.; AUTIO, T.; PARONEN, M. Experiences in Calibration with Three Different Types of Phantom. *Rad. Prot. Dosim.*, v. 89, no. 3-4, p. 313-316, 2000.

TRAUB, R.J.; MCDONALD, J.C.; MURPHY M.K. Determination of photon backscatter from several calibration phantoms. *Rad. Prot. Dosim.* v. 74, n. 1-2, p. 13-20, 1997.

VUOLO, J.H. **Fundamentos da Teoria de Erros**. São Paulo: Edgard Blücher, 1992.