Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DOS DETECTORES
TERMOLUMINESCENTES DE $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ E LiF:Mg,Ti
NA DOSIMETRIA DE FEIXES CLÍNICOS DE ELÉTRONS**

Maíra Goes Nunes

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

Orientadora:

Dra. Letícia L. C. Rodrigues

SÃO PAULO

2008

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DOS DETECTORES
TERMOLUMINESCENTES DE $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ E LiF:Mg,Ti
NA DOSIMETRIA DE FEIXES CLÍNICOS DE ELÉTRONS**

Maíra Goes Nunes

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

Orientadora:

Dra. Letícia L.C. Rodrigues

SÃO PAULO

2008

Ao Marcos, amor feito força e fé a iluminar os meus caminhos.

À minha mãe, em quem descobri uma grande companheira de jornada noites à dentro durante o mestrado.

“O que hoje se prova, outrora era apenas
imaginado.”

William Blake.

AGRADECIMENTOS

Ao IPEN, na pessoa do Sr. Superintendente, Dr. Cláudio Rodrigues, pela oportunidade de executar este trabalho.

À minha orientadora, Dra. Letícia L. C. Rodrigues, pela minha iniciação na área da tecnologia nuclear e por todas as oportunidades de crescimento que me proporcionou durante a orientação do mestrado.

À Comissão Nacional de Energia Nuclear, pelo auxílio financeiro que permitiu a dedicação exclusiva ao trabalho de pesquisa.

À Dra. Linda V. E. Caldas, sempre muito solícita, e a todos os alunos e funcionários do CMR, que me deram total apoio durante este trabalho.

Ao Dr. Adelino José Pereira, por autorizar as irradiações com elétrons no Hospital A. C. Camargo (Hospital do Câncer) e aos físicos residentes que dedicaram parte de seu tempo às minhas irradiações.

Ao Dr. José Carlos da Cruz, físico chefe do Serviço de Radioterapia, por permitir as irradiações com elétrons no Hospital Israelita Albert Einstein e aos físicos Lourenço, Roberto e Cléverson, por acompanhá-las.

À Dra. María Sapriza, por me isentar da taxa de inscrição para a 9th Biennial ESTRO Meeting on Physics and Radiation Technology for Clinical Radiotherapy. Ao Ignacio Di Biase, à Dra. Laura Furnari e aos demais físicos brasileiros que conheci nesta reunião, pelo encorajamento.

Aos meus familiares, pelo amparo, por tudo que diferentes limitações não permitem citar e principalmente pela alegria que expressam a cada pequena conquista, incentivando-me a trabalhar com dedicação crescente.

Ao Eduardo, meu “irmão mais velho”, pela amizade construída ao longo dos nossos mestrados compartilhando a orientadora.

**AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DOS DETECTORES
TERMOLUMINESCENTES DE $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ E LiF:Mg,Ti NA
DOSIMETRIA DE FEIXES CLÍNICOS DE ELÉTRONS**

Maíra Goes Nunes

RESUMO

A avaliação do desempenho dos detectores termoluminescentes de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, produzidos pelo IPEN, tem como objetivo apresentar uma alternativa aos dosímetros de LiF:Mg,Ti comerciais (TLD-100), amplamente empregados em radioterapia, na dosimetria de feixes clínicos de elétrons. Os dois tipos de detectores termoluminescentes foram caracterizados, com a utilização de objetos simuladores de PMMA, água sólida do tipo RMI-457 e água, em campos de radiação de elétrons de 4, 6, 9, 12 e 16 MeV de energias nominais, nos quais as curvas de dose-resposta foram obtidas e as doses superficial e profunda foram determinadas. A dependência da resposta termoluminescente com a energia nominal dos elétrons e com o objeto simulador empregado foram estudadas. O $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ apresentou o mesmo comportamento do LiF:Mg,Ti ; de maneira que sua aplicação como uma alternativa às pastilhas TLD-100 na dosimetria de feixes de elétrons em radioterapia é viável e apresenta a sensibilidade à radiação de elétrons significativamente mais alta como principal vantagem.

**ASSESSMENT OF $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ AND LiF:Mg,Ti
THERMOLUMINESCENT DOSIMETERS PERFORMANCE
IN THE DOSIMETRY OF CLINICAL ELECTRON BEAMS**

Maíra Goes Nunes

ABSTRACT

The assessment of the performance of $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ thermoluminescent detectors produced by IPEN in the dosimetry of clinical electron beams aims to propose an alternative to the LiF:Mg,Ti commercial dosimeters (TLD-100) largely applied in radiation therapy. The two types of thermoluminescent dosimeters were characterised with the use of PMMA, RMI-457 type solid water and water phantoms in radiation fields of 4, 6, 9, 12 and 16 MeV electrons of nominal energies in which the dose-response curves were obtained and the surface and depth doses were determined. The thermoluminescent response dependency with the electron nominal energies and the applied phantom were studied. The $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ presented the same behaviour than the LiF:Mg,Ti in such a way that its application as an alternative to the TLD-100 pellets in the radiation therapy dosimetry of electron beams is viable and presents the significantly higher sensitivity to the electron radiation as its main advantage.

SUMÁRIO

	Página
AGRADECIMENTOS	i
RESUMO	ii
ABSTRACT	iii
1. INTRODUÇÃO	11
2. OBJETIVOS	13
2.1. Gerais	13
2.2. Específicos	13
3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	14
3.1. Os elétrons	14
3.1.1. Fontes de elétrons	15
3.1.1.1. Aceleradores lineares	16
3.1.2. Interação dos elétrons com o meio	17
3.1.2.1. Interações com elétrons orbitais	17
3.1.2.1.1. Colisões elásticas	17
3.1.2.1.2. Colisões inelásticas	18
3.1.2.2. Interações com núcleos atômicos	18
3.1.3. Elétrons de energias altas	18
3.1.4. Aplicação dos elétrons em radioterapia	21
3.1.5. Dosimetria de elétrons	22
3.2. Dosimetria termoluminescente	23
3.3. Dosímetros termoluminescentes	26
3.3.1. Tratamento térmico	28
3.3.2. Armazenamento e manuseio	28
3.3.3. $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$	29
3.3.3.1. Curva de emissão	29
3.3.3.2. Decaimento térmico do sinal TL	30

3.3.3.3. Variação do sinal TL com a dose	30
3.3.3.3.1. Supralinearidade	31
3.3.3.4. Sensibilidade	31
3.3.4. LiF:Mg,Ti	32
3.3.4.1. Curva de emissão	32
3.3.4.2. Decaimento térmico do sinal TL	33
3.3.4.3. Variação do sinal TL com a dose	33
3.3.4.3.1. Supralinearidade	34
3.3.4.4. Sensibilidade	34
3.4. Dosimetria clínica empregando termoluminescência	34
3.5. Protocolos de dosimetria	36
3.5.1. Calibração dos dosímetros TLs	37
4. MATERIAIS E MÉTODOS	39
4.1. Materiais	39
4.1.1. Dosímetros termoluminescentes	39
4.1.2. Objetos simuladores	39
4.1.3. Fontes de radiação ionizante	40
4.1.3.1. Radiação de fótons do ^{60}Co	40
4.1.3.2. Radiação de elétrons	41
4.2. Equipamentos e protocolos de utilização	41
4.2.1. Tratamento térmico	41
4.2.2. Leitura do sinal TL	42
4.3. Programas computacionais	43
4.4. Testes de estabilidade da leitora TL	43
4.5. Seleção dos dosímetros	44
4.5.1. Agrupamento dos DTLs	46
4.6. Controle de qualidade mensal dos DTLs	46
4.6.1. Sensibilidade individual ao ^{60}Co	47
4.6.2. Curvas de emissão	47
4.7. Avaliação do acondicionamento dos DTLs em filme de PVC	47
4.8. Reprodutibilidade da resposta TL aos feixes de elétrons	51
4.9. Decaimento térmico do sinal dos DTLs irradiados com elétrons	52
4.10. Dependência da resposta TL com a taxa de dose	52

4.11. Curvas de dose-reposta	52
4.11.1. Tipos de radiação ionizante	53
4.11.2. Sensibilidade média dos grupos de DTLs.....	54
4.11.3. Intervalo de linearidade da resposta TL	54
4.11.4. Ajuste preliminar	54
4.11.5. Limite inferior de detecção (LID)	54
4.11.6. Curvas de dose-resposta	54
4.12. Dependência energética da resposta TL	55
4.13. Dose superficial e profunda	55
5. RESULTADOS E DISCUSSÕES	57
5.1. Testes de estabilidade da leitora TL	57
5.2. Seleção dos dosímetros	60
5.3. Controle de qualidade mensal dos DTLs	63
5.3.1. Sensibilidade individual ao ^{60}Co	63
5.3.2. Curvas de emissão	63
5.4. Avaliação do acondicionamento dos DTLs em filme de PVC	64
5.5. Reprodutibilidade da resposta TL aos feixes de elétrons	66
5.6. Decaimento térmico do sinal dos DTLs irradiados com elétrons	67
5.7. Dependência da resposta TL com a taxa de dose	68
5.8. Curvas de dose-reposta	69
5.8.1. Sensibilidade média dos grupos de DTLs.....	69
5.8.2. Intervalo de linearidade da resposta TL	72
5.8.3. Ajuste preliminar	73
5.8.4. Limite inferior de detecção	73
5.8.5. Curvas de dose-resposta	74
5.9. Eficiência intrínseca dos DTLs	78
5.10. Dependência energética da resposta TL	78
5.11. Dose superficial e profunda	80
6. CONCLUSÕES	82
ANEXO A – Sensibilidades individuais dos DTLs ao ^{60}Co	84
Anexo A.1 – Seleção dos dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$	84
Anexo A.2 – Seleção dos dosímetros de $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$	88
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	90

LISTA DE TABELAS

	Página
TABELA 1 – Propriedades físico-químicas e dosimétricas do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$	29
TABELA 2 – Propriedades da formulação TLD-100 do LiF:Mg,Ti	32
TABELA 3 – Características dos picos dosimétricos do LiF:Mg,Ti TLD-100.	33
TABELA 4 – Fatores que influenciam a avaliação do sinal TL e condições de referência para a calibração dos DTL em um feixe de elétrons.	38
TABELA 5 – Condições para a calibração do feixe de ^{60}Co	38
TABELA 6 – Características físico-químicas e fator de escalonamento de profundidades para o PMMA, a água sólida RMI-457 e a água.	40
TABELA 7 – Energia nominal (E_N), energia de incidência mais provável (E) e profundidade semi-redutora na água (R_{50}) para os feixes de elétrons gerados pelo Clinac 2100–C.	41
TABELA 8 – Exemplos de incertezas nas leituras feitas com a leitora QS 3500.	43
TABELA 9 – Distâncias das marcações no suporte circular e dos vértices inferiores direitos dos conjuntos de placas utilizadas para a seleção dos DTLs, vistos da fonte, à haste de exposição.	45
TABELA 10 – Controle de qualidade dos DTL utilizados na dosimetria do feixe de radiação	46
TABELA 11 – Características dos parâmetros que influenciam o sinal TL adotadas para a avaliação do acondicionamento dos grupos de dosímetros em filme de PVC.	49
TABELA 12 – Energia nominal do feixe e profundidade de dose máxima na água sólida RMI-457 para a irradiação dos grupos na avaliação da reprodutibilidade a feixes de elétrons.	51
TABELA 13 – Energia nominal do feixe de elétrons e taxa de dose utilizadas para irradiar os grupos de DTLs a fim de avaliar a influência da taxa de dose no sinal TL.	52
TABELA 14 – Profundidade de dose máxima para os feixes de elétrons de 4, 6, 9, 12 e 16 MeV nos objetos simuladores de PMMA, água sólida e água.	53
TABELA 15 – R_{50} no PMMA, na água sólida e na água, R_{med} nos objetos simuladores plásticos e característica da irradiação de cada grupo para o cálculo das doses superficial e profunda.	55
TABELA 16 – Sensibilidade média, em $\mu\text{C.Gy}^{-1}$, dos DTLs selecionados nos grupos i	62
TABELA 17 – Resposta TL à elétrons de 4 MeV e ao ^{60}Co e sensibilidade relativa ao ^{60}Co para os DTLs irradiados diretamente no objeto simulador de água sólida RMI-457 ou acondicionados em filme de PVC.	65
TABELA 18 – Resposta dos DTLs ao feixe de elétrons de energia nominal E com que foram irradiados e sua sensibilidade aos elétrons relativa ao ^{60}Co	67

TABELA 19 – Sensibilidade média do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti relativa ao ^{60}Co , razão entre elas, e reprodutibilidade para cada energia do feixe de elétrons.	66
TABELA 20 – Parâmetros do ajuste exponencial às curvas de decaimento térmico do sinal TL.	68
TABELA 21 – Coeficiente angular do ajuste preliminar às curvas de dose-resposta.	73
TABELA 22 – Limite inferior de detecção do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti para ^{60}Co e elétrons.	74
TABELA 23 – Coeficiente angular das curvas de calibração do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti	73
TABELA 24 – Eficiência intrínseca dos DTLs de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e LiF:Mg,Ti nas condições empregadas para o levantamento das curvas de dose-resposta.	78
TABELA 25 – Resposta TL média para todas as energias do feixe de elétrons relativa a 16 MeV nos objetos simuladores de PMMA, água sólida RMI-457 e água.	78
TABELA 26 – Sensibilidade do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ relativa ao LiF:Mg,Ti para feixes de elétrons de 4, 6, 9, 12 e 16 MeV e objetos simuladores de PMMA, água sólida RMI-457 e água.	80
TABELA 26 – Doses superficial e profunda e porcentagens de dose nestas profundidades para as energias do feixe e objetos simuladores utilizados.	81

LISTA DE FIGURAS

	Página
FIGURA 1 – Interação de um elétron com um átomo do meio que este elétron atravessa.	17
FIGURA 2 – Diagrama esquemático de uma geometria para irradiação com elétrons.	19
FIGURA 3 – Forma geral das curvas de PDP obtidas com campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na superfície do objeto simulador de água a 100 cm da fonte de elétrons.	20
FIGURA 4 – Perfil de doses de um feixe de elétrons de 12 MeV obtido na profundidade de dose máxima com um campo de $25 \times 25 \text{ cm}^2$	21
FIGURA 5 – Modelo de bandas de energia em um cristal ideal e em um cristal real.	24
FIGURA 6 – Estágios do processo de termoluminescência explicadas qualitativamente pelo modelo de bandas de energia em um cristal real.	25
FIGURA 7 – Desenho esquemático da curva de emissão do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$	30
FIGURA 8 – Comportamento da resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, representada pela dose aparente lida com o dosímetro em função da dose com que este foi de fato irradiado	31
FIGURA 9 – Desenho esquemático da curva de emissão do $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ (TLD-100) com o formato de cada pico de emissão calculado matematicamente.	33
FIGURA 10 – Comportamento da resposta TL do TLD-100 em função da dose.	34
FIGURA 11 – Diagrama esquemático da fonte de radiação de fótons do ^{60}Co do LMD/IPEN. ...	40
FIGURA 12 – Diagrama do acondicionamento do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e do $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ para a seleção.	45
FIGURA 13 – Erro de paralaxe no posicionamento sobre o suporte circular a 34 cm da fonte. ...	45
FIGURA 14 – Passo a passo do acondicionamento dos dosímetros em filme de PVC.	48
FIGURA 15 – Diagrama esquemático dos DTLs de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ acondicionados para a irradiação no feixe de fótons do ^{60}Co da fonte do LCI/IPEN.	50
FIGURA 16 – Médias dos conjuntos de leituras da razão sinal/ruído e limites da variação máxima com relação à média de cada ciclo aceita para os conjuntos.	57
FIGURA 17 – Médias de todas as leituras da razão sinal ruído realizadas, de cada ciclo de leituras e variação máxima aceita para os ciclos.	58
FIGURA 18 – Médias dos conjuntos de leituras da luz padrão e limites da variação máxima de 5% com relação à média de cada ciclo de leituras aceita.	59

FIGURA 19 – Médias de todas as leituras da luz padrão realizadas, médias de cada ciclo de leituras e variação máxima aceita para os ciclos.	60
FIGURA 20 – Histograma da sensibilidade do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti na primeira, na segunda e na terceira repetições da irradiação para a seleção dos dosímetros.	61
FIGURA 21 – Sensibilidades individuais dos DTLs de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e LiF:Mg,Ti mais sensíveis ao ^{60}Co obtidas no processo de seleção e no controle de qualidade mensal dos dosímetros.	63
FIGURA 22 – Curvas de emissão típicas obtidas na primeira leitura para a seleção dos DTLs de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e LiF:Mg,Ti mais sensíveis selecionados, consideradas curvas de referência.	64
FIGURA 23 – Curvas de emissão obtidas no controle de qualidade dos DTL de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e LiF:Mg,Ti mais sensíveis ao ^{60}Co sobrepostas à referência.	64
FIGURA 24 – Decaimento térmico do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti irradiados com elétrons.	68
FIGURA 25 – Dependência da resposta TL dos dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e de LiF:Mg,Ti irradiados com elétrons de 4, 6, 9, 12 e 16 MeV com a taxa de dose.	69
FIGURA 26 – Sensibilidade TL média dos dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e de LiF:Mg,Ti à radiação de fótons do ^{60}Co para irradiações no ar.	69
FIGURA 27 – Sensibilidade do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti a elétrons de 4 MeV utilizando objetos simuladores de PMMA, RMI-457 e água.	70
FIGURA 28 – Sensibilidade do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti a elétrons de 6 MeV utilizando objetos simuladores de PMMA, RMI-457 e água.	70
FIGURA 29 – Sensibilidade do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti a elétrons de 9 MeV utilizando objetos simuladores de PMMA, RMI-457 e água.	71
FIGURA 30 – Sensibilidade do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti a elétrons de 12 MeV utilizando objetos simuladores de PMMA, RMI-457 e água.	71
FIGURA 31 – Sensibilidade do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti a elétrons de 16 MeV utilizando objetos simuladores de PMMA, RMI-457 e água.	72
FIGURA 32 – Curva de dose-resposta dos dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e de LiF:Mg,Ti à radiação de fótons do ^{60}Co para irradiações no ar.	74
FIGURA 33 – Curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti a elétrons de 4 MeV em objetos simuladores de PMMA, RMI-457 e água.	75
FIGURA 34 – Curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti a elétrons de 6 MeV em objetos simuladores de PMMA, RMI-457 e água.	75
FIGURA 35 – Curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti a elétrons de 9 MeV em objetos simuladores de PMMA, RMI-457 e água.	76
FIGURA 36 – Curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti a elétrons de 12 MeV em objetos simuladores de PMMA, RMI-457 e água.	76
FIGURA 37 – Curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti a elétrons de 16 MeV em objetos simuladores de PMMA, RMI-457 e água.	77
FIGURA 38 – Dependência energética da resposta TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti aos feixes de elétrons nos objetos simuladores de PMMA, RMI-457 e água relativa à radiação de elétrons de 16 MeV.	79

1. INTRODUÇÃO

Terapias como a irradiação total da pele e o arco dinâmico de elétrons fazem com que os feixes de elétrons de energias altas de incidência (≥ 3 MeV) tenham largo emprego na área médica, onde uma variação de $\pm 5\%$ na dose absorvida pelo tumor é determinante nos riscos de recidiva ou seqüelas, o que exige a medida e o controle rigorosos da dose por meio de dosímetros que apresentam grande exatidão e precisão nas medidas. (TG-51, AAPM, 1999)

Os dosímetros mais utilizados em medicina são as câmaras de ionização, (Osman, 1976; Berger et al., 1976; Kase et al., 1982; Kehwar et al, 2006 e Frago et al, 2008) os dosímetros Fricke (Ehrlich e Lamperti, 1976 e Boudou et al, 2004) e os dosímetros termoluminescentes¹ (DTLs), que desempenham um papel importante para a dosimetria da radiação ionizante em radioterapia, (Rudén, 1976; Hufton, 1984; Butson et al, 2000 e Metcalfe et al, 2007) área na qual a maioria das medidas têm sido feitas com fluoreto de lítio, que já conta com um longo histórico. (Eggermont et al., 1971; Gooden e Brickner, 1972; Ehrlich e Lamperti, 1976; Mansfield e Suntharalingam, 1976; Rudén, 1976; Kase et al., 1982; Hufton, 1984; Duscombe et al., 1996; Robar et al., 1996 e Venables et al, 2004)

A alta sensibilidade dos materiais termoluminescentes permite a construção de detectores resistentes e aplicáveis em várias formas e tamanhos, incluindo os tamanhos pequenos, o que faz deles uma ferramenta útil, em particular, para medidas em regiões de gradientes agudos de dose, (Duch et al, 1998 e Venables et al, 2004) em objetos simuladores antropomórficos (Mansfield e Suntharalingam, 1976; Duscombe et al., 1996 e Butson et al, 2000) e para a dosimetria *in vivo*. (Gooden e Brickner, 1972; Robar et al., 1996 e Venables et al, 2004)

¹ dosímetro termoluminescente designa o próprio detector, se um porta-detector não é utilizado, e o conjunto formado pelo detector e pelo porta-detector quando este é empregado.

Os diferentes tamanhos e materiais, especialmente plásticos equivalentes à água, em que são construídos os objetos simuladores alteram a resposta dos dosímetros à radiação de fótons, (Osman, 1976; Hufton, 1984; Traub et al., 1997 e Hill et al., 2005) devendo estes fatores ser considerados também na dosimetria dos feixes de elétrons.

Um outro material termoluminescente (TL), o sulfato de cálcio dopado com disprósio ($\text{CaSO}_4\text{:Dy}$), tem sido intensamente empregado em medidas de dose no nível da radioproteção (Campos e Lima, 1987 e Lakshmanan et al, 1991) devido à sua alta sensibilidade e, embora este material apresente excelente linearidade de resposta às radiações beta e de fótons para uma ampla faixa de doses (Campos e Lima, 1986 e Campos e Lima, 1987) e estudos preliminares (Campos e Souza, 1990) mostrem a viabilidade de sua aplicação em feixes de elétrons, ele ainda não foi suficientemente explorado em radioterapia.

O Laboratório de Materiais Dosimétricos do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (LMD/IPEN) desenvolveu e fabrica o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ em escala comercial na forma de pó (Campos, 1983) e pastilhas (Campos e Lima, 1986), utilizados na monitoração da radiação de fótons, (Lakshmanan et al, 1991) além de pastilhas especiais, de espessura reduzida e que empregam grafite para reduzir a dependência energética da resposta TL, na dosimetria beta. (Campos e Lima, 1987)

Devido às suas características de sensibilidade e linearidade de resposta com a radiação, inclusive de elétrons, (Nunes e Campos, 2007) a aplicação do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ na dosimetria em radioterapia se apresentaria como mais uma opção de dosímetro, o que seria de grande interesse especialmente no Brasil, dada a facilidade de aquisição dos dosímetros junto ao IPEN.

Para determinar a viabilidade desta aplicação, a avaliação do desempenho dos detectores de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ na dosimetria de feixes clínicos de elétrons, com o emprego de objetos simuladores de polimetil metacrilato (PMMA), água sólida RMI-457 e água, por meio de sua comparação com o desempenho dos detectores de fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti), já amplamente empregados com este fim, proposta por este trabalho é fundamental.

2. OBJETIVOS

2.1. Gerais

Avaliar o desempenho dos detectores termoluminescentes de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (IPEN) utilizando o $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ (TLD-100) como referência na dosimetria de feixes de elétrons aplicados em radioterapia utilizando objetos simuladores de PMMA, água sólida RMI-457 e água.

2.2. Específicos

- Avaliar o emprego do detector termoluminescente de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, produzido pelo IPEN, em radioterapia para a dosimetria de feixes de elétrons;
- Comparar o desempenho dos detectores de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ com o desempenho de detectores de $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ comerciais;
- Comparar o desempenho dos detectores empregando objetos simuladores de PMMA, água sólida RMI-547 e água e
- Desenvolver um dosímetro prático, econômico e preciso que substitua com vantagens os métodos usualmente empregados para o controle de qualidade das irradiações e, por consequência, dos resultados obtidos nos processos que envolvem irradiação com feixes de elétrons.

3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

3.1. Os elétrons

O termo “elétron” foi criado em 1891 por G. Johnstone Stoney para designar inicialmente a carga elétrica fundamental e mais tarde passou a designar a partícula subatômica portadora desta carga, cujo estudo influenciou a elaboração da maior parte das teorias físicas desenvolvidas no século XX, como a mecânica e a eletrodinâmica quântica. (Nussenzveig, 2003)

Classicamente, os elétrons (e) são representados como partículas que descrevem órbitas ao redor dos núcleos atômicos, formando a eletrosfera, mas os modelos quânticos substituem esta representação por funções densidade de probabilidade em que o spin define a distribuição dos diferentes elétrons pelos estados possíveis de energia. (Nussenzveig, 2003)

Apesar do modelo quântico, pode-se dizer que o elétron é uma partícula fundamental pertencente à classe dos léptons, de massa de repouso de $m_e = 0,511 \text{ MeV}$, ou $m_e = 9,0958 \cdot 10^{-31} \text{ kg}$, cuja carga elétrica, $e = 1,602 \cdot 10^{-19} \text{ C}$, foi determinada pela primeira vez por Millikan entre 1909 e 1911 por meio de uma série de experiências célebres. (IAEA, 2005)

Se é capaz de ionizar o meio em que penetra, a radiação de elétrons é classificada como diretamente ionizante, pois as partículas carregadas que a constituem interagem diretamente com o potencial de Coulomb dos elétrons orbitais e dos núcleos atômicos do meio, depositando neles sua energia; considerando o grande número de interações pelas quais um único elétron pode passar ao atravessar um meio, a variedade destas interações e o grande número de elétrons que constituem o feixe produzido por um acelerador de elétrons, apenas uma teoria estatística pode descrever o comportamento da radiação de elétrons a contento. (Metcalf et al, 2007)

3.1.1. Fontes de elétrons

Os isótopos radioativos que se desintegram pelo decaimento β^- são fontes naturais de elétrons de energia baixa. Muitos dos isótopos e sistemas emissores β^- (^3H , ^{35}S , ^{103}Pd , ^{125}I , ^{131}I , ^{131}Xe , $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ e $^{188}\text{W}/^{188}\text{Re}$), são empregados exclusivamente como fontes de braquiterapia; no entanto, os radioisótopos e sistemas ^{14}C , ^{32}P , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ e $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ são utilizados também na datação de artefatos arqueológicos, como marcadores em genética e biologia molecular, na medicina nuclear e na agronomia, respectivamente. (IAEA, 2005)

Partículas carregadas de energias altas não são geradas por nenhum processo que ocorra naturalmente na crosta terrestre, de modo que uma grande quantidade de aceleradores destas partículas foi desenvolvida para a pesquisa básica em física nuclear e física de energias altas. (Klevenhagen, 1985)

Os aceleradores de partículas carregadas diferem quanto ao modo de produção do campo elétrico, dividindo-se em duas classes principais de aceleradores, os eletrostáticos e os cíclicos; e quanto à forma de atuação deste campo sobre as partículas a serem aceleradas, mas, independentemente do tipo de acelerador considerado, o campo elétrico deve ser gerado na direção de aceleração das partículas. (Metcalf et al, 2007)

Nos aceleradores eletrostáticos as partículas são aceleradas por uma diferença de potencial constante, cujo valor fixa a energia cinética máxima que as partículas podem adquirir no acelerador e a limita pela ocorrência de descargas elétricas entre as paredes e os terminais de alta tensão do acelerador, quando a diferença de potencial entre os terminais excede o valor crítico, de 1 MV em geral.

Os aceleradores cíclicos utilizam campos elétricos associados a campos magnéticos variáveis para criar algumas trajetórias estreitas nas quais a partícula adquire uma energia cinética diferente de zero, sendo acelerada ao passar um grande número de vezes por uma diferença de potencial relativamente pequena. Deste modo, a aceleração da partícula é feita por meio da adição de uma pequena quantidade de energia à sua energia cinética a cada ciclo, em um processo de aceleração gradual no qual a energia cinética final da partícula não é limitada pela ocorrência de descargas elétricas. (IAEA, 2005)

A maior parte dos aceleradores de partículas carregadas desenvolvidos para a pesquisa em física foi adaptado para que seu uso médico, ainda que limitado, fosse possível. Entre os aceleradores eletrostáticos, os exemplos mais comuns são os tubos de raios-X diagnósticos e de ortovoltagem e os geradores de nêutrons. Os *microtrons*, *betatrons* e *ciclotrons* são exemplos de aceleradores cíclicos, porém, o acelerador linear, ou LINAC, da contração de sua denominação em inglês, *linear accelerator*, é o exemplo de acelerador desta classe mais amplamente conhecido e para o qual foram encontradas mais aplicações.

3.1.1.1. Aceleradores lineares

Os aceleradores lineares 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 aceleradores lineares: 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. (Klevenhagen, 1985)

Alguns dos diferentes tipos de LINACs disponíveis para o uso clínico fornecem somente raios-X de baixas megavoltagens, com tensões de 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, em geral 6 e 18 MV, e elétrons de várias energias nominais, como 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 em 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)

3.1.2. Interação dos elétrons com o meio

A cada interação com os átomos do meio, o elétron pode perder energia cinética ou ter a direção de sua trajetória alterada. O tipo de interação que ocorrerá entre um elétron e um dado átomo de raio a depende do parâmetro de impacto b da interação, definido como a distância da trajetória do elétron antes da interação ao centro do núcleo atômico. (FIG 1) (IAEA, 2005)

FIGURA 1 – Interação de um elétron com um átomo do meio que este elétron atravessa. a é o raio atômico e b é o parâmetro de impacto. Adaptado de IAEA, 2005.

3.1.2.1. Interações com elétrons orbitais

O elétron interage com os elétrons orbitais se $b \gg a$ ou se $b \approx a$; estas interações resultam na excitação, que é a transferência de um elétron do átomo de sua órbita para uma outra de menor energia de ligação, e na ionização, a ejeção de um elétron do átomo.

As perdas de energia colisionais são ocasionadas por colisões, elásticas ou inelásticas, com os elétrons orbitais do meio, sendo representadas pelo poder de freamento colisional na descrição estatística dos feixes de elétrons.

3.1.2.1.1. Colisões elásticas

Nas colisões para as quais $b \gg a$, o elétron sofre uma colisão elástica com o átomo como um todo e apenas uma pequena fração de sua energia cinética é transferida aos elétrons orbitais, justificando a classificação desta interação como uma interação entre o elétron e os elétrons orbitais do meio.

3.1.2.1.2. Colisões inelásticas

Quando $b \approx a$, uma fração significativa da energia cinética do elétron incidente é transferida ao elétron orbital por meio de uma colisão inelástica, implicando na possibilidade de espalhamento do elétron incidente.

3.1.2.2. Interações com núcleos atômicos

Se $b \ll a$, o elétron interage com o núcleo atômico, resultando nas perdas de energia pela emissão de um fóton de radiação de freamento e pelo espalhamento do elétron, caracterizadas pelo poder de freamento radiativo.

A relação de Larmor (Eq 1), que define a potência P que uma partícula de carga elétrica q emite na forma de fótons ao ser acelerada com uma aceleração a_q , governa a produção da radiação de freamento

$$P = \frac{q^2 \cdot a_q^2}{6 \cdot \pi \cdot \varepsilon_0 \cdot c^3} \quad (\text{Eq 1})$$

onde $\pi = 3,14159265359$ é a razão da circunferência pelo diâmetro de um círculo;

ε_0 é a permissividade elétrica do vácuo e

c é a velocidade da luz no vácuo

Os fótons são emitidos com um ângulo φ entre o vetor aceleração do elétron e o versor em sua direção ao observador com uma distribuição angular $\Delta\varphi$ proporcional a (Eq 2)

$$\Delta\varphi \propto \frac{\sin^2 \varphi}{(1 - \varphi \cdot \cos \varphi)^5} \quad (\text{Eq 2})$$

de modo que o ângulo no qual a potência emitida é máxima é (Eq 3)

$$\varphi_{\max} = \arccos \left(\frac{1}{3 \cdot \beta} \cdot \left(\sqrt{1 + 15 \cdot \beta^2} - 1 \right) \right) \quad (\text{Eq 3})$$

onde β é a velocidade relativística v/c da partícula

3.1.3. Elétrons de energias altas

Para elétrons de energias altas $\beta \rightarrow 1$, implicando em $\varphi_{\max} \rightarrow 0$ (Eq 3), de maneira que os feixes produzidos pelos LINACs, com perdas por radiação de freamento de até 20%, emitem o máximo da intensidade de fótons na mesma direção dos elétrons, o que gera uma contaminação intrínseca ao feixe.

Outra consequência das diferentes interações do feixe de elétrons, inicialmente monoenergético, com o meio que ele atravessa, e que torna sua dosimetria mais complexa que a de fótons devido à dependência energética apresentada pela resposta de quase todos os dosímetros disponíveis atualmente, é o alargamento do espectro de energia do feixe de elétrons, ou degradação.

A degradação do feixe varia de um acelerador para o outro, e é necessário usar, além de um parâmetro que defina a energia de incidência, uma outra característica, chamada qualidade do feixe, que avalie esta degradação para caracterizar completamente o feixe de elétrons. (IAEA, 2005)

Desta forma, o código de práticas *Technical Report Series Nº 398* (TRS-398, IAEA, 2000) define como feixe de elétrons de energias altas aquele cuja energia de incidência mais provável vai de 3 a 50 MeV com uma profundidade semi-redutora (R_{50}), em que a dose absorvida é metade da máxima, na água entre 1 e 20 g.cm⁻².

A curva de porcentagem de dose profunda (PDP) e o perfil de dose do feixe de elétrons também são utilizados para caracterizá-lo; mais que isto, estas curvas definem as próprias condições da irradiação em que foram levantadas, pois dependem do ângulo de incidência da radiação (θ) no meio em que ela penetra, do próprio meio, da distância fonte-superfície (DFS), do tamanho do campo e também da energia da radiação. (FIG 2) (Klevenhagen, 1985)

FIGURA 2 – Diagrama esquemático de uma geometria para irradiação com elétrons.

Ao contrário do foco dos feixes de fótons, que se localiza no alvo de raios-X do LINAC, o foco dos feixes de elétrons está localizado em um ponto do espaço que não corresponde a qualquer estrutura do acelerador e o termo posição virtual da fonte indica que a localização da fonte de elétrons é virtual.

A distância fonte-superfície efetiva para feixes de elétrons é definida como a adição da distância da posição virtual da fonte de elétrons à sua posição nominal, em geral o isocentro do LINAC, com a distância fonte-superfície nominal e será referida simplesmente como distância fonte-superfície. (IAEA, 2005)

O feixe de elétrons é espalhado pelo ar e pelas estruturas do acelerador que atravessa da janela de saída à superfície do meio em que penetra e ainda por filtros, ou folhas, de espalhamento empregados para que uma dada área na superfície do meio tenha a forma e as dimensões desejadas e seja irradiada de maneira uniforme. O tamanho desta área na superfície do meio em que a radiação penetra é o tamanho do campo de radiação. (Klevenhagen, 1985)

A porcentagem de dose profunda é a razão da dose a uma certa profundidade pela dose à profundidade de dose máxima ($z_{\max}$), ambas medidas no eixo central do acelerador, expressa em porcentagem. (IAEA, 2000)

A forma geral da curva de PDP para feixes de elétrons penetrando em um meio (FIG 3) apresenta uma dose de entrada que cresce com a profundidade até atingir um valor máximo, na profundidade de dose máxima do feixe de elétrons no meio, e decresce rapidamente para profundidades maiores que $z_{\max}$ até um valor extremamente baixo e praticamente constante conhecido como cauda da radiação de freamento de fundo. (IAEA, 2005)

FIGURA 3 – Forma geral das curvas de PDP obtidas com campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na superfície do objeto simulador de água a 100 cm da fonte de elétrons. Adaptado de IAEA, 2005.

A região em que a dose cresce com a profundidade é chamada região de *build-up*. Nesta região, os elétrons dos átomos de um material que é irradiado são postos em movimento pela interação com a radiação à qual o material está sendo exposto, havendo tanto mais elétrons disponíveis para interagirem com a radiação quanto maior for a espessura do material.

Isto ocorre até que para uma certa espessura, que depende do material e da energia da radiação com que ele é irradiado, o alcance dos elétrons em movimento é idêntico à profundidade de medida e não é possível diferenciar os elétrons postos em movimento daqueles que estão em repouso. Assim, nesta profundidade, o maior número de elétrons corresponderá à maior dose para todas as profundidades do material em que a medida seja feita e, por esta razão, esta é a profundidade de dose máxima. (Klevenhagen, 1985)

No plano perpendicular à direção do feixe de elétrons, a dose absorvida pelo meio sofre pequenas alterações em relação à dose absorvida no eixo central do LINAC, conforme o ponto de medida se afasta deste eixo, e a dose em um ponto relativa à dose no eixo central, denominada razão *off-axis*, pode ser vista em um gráfico (FIG 4), chamado perfil de dose do feixe, em função da distância do ponto de medida ao eixo central. (IAEA, 2005)

FIGURA 4 – Perfil de doses de um feixe de elétrons de 12 MeV obtido na profundidade de dose máxima com um campo de $25 \times 25 \text{ cm}^2$. Adaptado de IAEA, 2005.

3.1.4. Aplicação dos elétrons em radioterapia

Os elétrons de energias altas tem sido aplicados na área médica desde o começo dos anos 1950, sendo inicialmente fornecidos por *betatrons* adequados às necessidades clínicas e mais tarde por aceleradores *microtron* e lineares. (Klevenhagen, 1985)

Feixes de elétrons de megavoltagem representam atualmente uma importante modalidade de radioterapia, que muitas vezes fornece a única opção de tratamento para tumores superficiais, com menos de 5 cm de profundidade. (Metcalfe et al, 2007)

Mesmo que o tratamento convencional com raios-X constitua uma opção, as características da curva de PDP oferecem a concentração da dose na região alvo como uma vantagem clínica que deve ser considerada. (IAEA, 2005)

A radioterapia com arco de elétrons é uma técnica especial na qual um feixe de elétrons em rotação é utilizado no tratamento de tumores superficiais cujos volumes seguem superfícies curvas. Embora apresente bons resultados clínicos, as características físicas complexas e ainda pouco compreendidas desta técnica, como os pontos quentes, ou seja, de altas doses, resultantes da superposição da contaminação por fótons dos feixes de elétrons utilizados, fazem com que ela não seja muito aplicada. (Metcalfe et al, 2007)

Na irradiação total da pele com elétrons, toda a pele do corpo do paciente é irradiada, enquanto os órgãos sadios mais profundos são poupados, mais uma vez em decorrência das características das curvas de PDP dos feixes de elétrons. A micose fungóide, um linfoma cutâneo de células T, é a doença mais tratada com esta técnica, que utiliza aceleradores lineares modificados para criar os campos de elétrons grandes e uniformes requeridos por ela. (Duch et al, 1998)

A radioterapia intraoperatória ainda está em desenvolvimento e sua combinação com outras modalidades de tratamento e as doenças que pode tratar estão sendo estudadas, apesar da longa tradição desta técnica, que emprega doses únicas entre 10 e 20 Gy dadas em um tecido (órgão, tumor ou região adjacente a tumor) exposto por meio de uma intervenção cirúrgica para reduzir a morbidade após a remoção cirúrgica do tumor. (Metcalfe et al, 2007)

3.1.5. Dosimetria de elétrons

O código de práticas TRS-398 (IAEA, 2000) estabelece as condições para a dosimetria de referência, também denominada calibração, dos feixes de elétrons de energias altas e apresenta sugestões para a dosimetria relativa nestes feixes clínicos. Por conveniência, a sessão 3.5.1 trata destas condições.

As câmaras de ionização, os dosímetros Fricke e os dosímetros termoluminescentes são os dosímetros mais utilizados em radioterapia, no entanto, muitas técnicas dosimétricas utilizadas para a dosimetria de elétrons atendem aos requisitos da dosimetria clínica: (Mayles et al., 1999; IAEA, 2000)

- Acurácia melhor que 2%;
- Conveniência de leitura: sistemas dosimétricos que fornecem a leitura imediatamente após a irradiação são mais convenientes;
- Conveniência de uso: dosímetros reutilizáveis são preferíveis;
- Grande resolução espacial²;
- Linearidade da resposta com a radiação no intervalo de doses terapêuticas, tipicamente de 10^{-3} a 1 Gy;
- Medida independente da energia³;
- Medida independente da taxa de dose³;
- Pequeno tamanho físico² e
- Precisão melhor que 2%.

A dependência angular que a maioria dos dosímetros apresenta não é considerada por que o uso dos dosímetros clínicos é feito na mesma geometria em que eles são calibrados no feixe de radiação de elétrons. (IAEA, 2005)

3.2. Dosimetria termoluminescente

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

A luminescência se divide em fluorescência, se a emissão da 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 o nome de luminescência opticamente estimulada (OSL) e termoluminescência (TL), respectivamente.

Os materiais cristalinos nos quais ocorre a fosforescência são denominados fósforos e aqueles nos quais a fosforescência é estimulada pelo aquecimento são ditos fósforos ou materiais termoluminescentes. (Hufton, 1984)

² A dosimetria termoluminescente é especialmente recomendada para atender a estes requisitos.

³ O uso de fatores de correção é aceito se as medidas são dependentes desta grandeza.

A quantidade de luz emitida por um material TL é mensurável e proporcional à quantidade de energia absorvida, por sua vez, proporcional à dose de radiação recebida, sendo o processo de quantificação da luz emitida pelo material TL após ser irradiado denominado dosimetria termoluminescente.

Uma explicação qualitativa para o fenômeno da termoluminescência é dada pelo modelo de bandas de energia, segundo o qual existem três bandas distintas de energia no interior de um cristal ideal (FIG 5a).

Na banda de valência, de energia menor, os elétrons se encontram em estados ligados de energia; na banda de condução, de energia maior, os elétrons nos estados não ligados estão livres para migrar pela rede cristalina e a banda proibida, de energia intermediária e na qual não há estados estáveis de energia, torna altamente improvável para um elétron da banda de valência passar à banda de condução, de maneira que em um cristal ideal, não condutor e à temperatura ambiente, a banda de valência fica repleta de elétrons e a de condução, vazia.

Os defeitos, ou imperfeições, que existem na banda proibida de um cristal real fazem com que alguns elétrons da banda de condução fiquem aprisionados. O nível de energia E (FIG 5b), em que há excesso de cargas positivas, representa as armadilhas de um centro para elétrons; o de energia L, com excesso de cargas negativas, as armadilhas de um centro para lacunas e o de energia C, onde elétrons e lacunas podem se recombinar emitindo um ou mais fótons, um centro de cor. (Mackinlay, 1981)

FIGURA 5 – Modelo de bandas de energia em um cristal ideal (a) e em um cristal real (b).
Adaptado de Mackinlay, 1981.

A termoluminescência pode ser dividida em duas etapas: a ionização e a recombinação de um elétron com uma lacuna.

Na primeira etapa, o material TL absorve a energia da radiação ionizante e a interação desta com a matéria produz pares elétron-lacuna, o que equivale, no modelo de bandas de energia, à transferência dos elétrons da banda de valência para a de condução (FIG 6, estágio 1).

FIGURA 6 – Estágios do processo de termoluminescência explicadas qualitativamente pelo modelo de bandas de energia em um cristal real. Adaptado de Mackinlay, 1981.

Em estados não ligados de energia, os elétrons podem se mover livremente pelo cristal (estágio 2) até serem aprisionados em um centro de elétrons E (estágio 3), se há centros no cristal.

As lacunas podem migrar pela banda de valência (estágio 2') e ser aprisionadas em um centro de lacunas L (estágio 3'). Muitos centros de lacunas são termicamente instáveis e podem decair à temperatura ambiente (estágio 4'), enquanto os elétrons aprisionados permanecem nesta condição até adquirirem energia térmica suficiente para que escapem (estágio 4), o que ocorre com uma probabilidade que depende da profundidade, ou da energia, do centro de elétrons e da temperatura do material.

Na segunda etapa, os elétrons liberados que retornam para o nível de menor energia da banda de valência e se recombinam com lacunas nos centros de cor L liberam o excesso de energia na forma de fótons com comprimentos de onda visível ou ultravioleta (estágio 5), com a quantidade de luz emitida dependendo da temperatura do material e do número de elétrons aprisionados e, portanto, da dose absorvida no cristal. (Mackinlay, 1981)

Uma explicação quantitativa simplificada para a termoluminescência (Randall e Wilkins, 1945) avalia a quantidade de elétrons que se recombinam admitindo que a probabilidade p de um elétron capturado escapar da armadilha é uma distribuição maxwelliana da energia térmica dos elétrons. (Eq 4)

$$p = s \cdot \exp\left(\frac{-E_a}{k \cdot T}\right) \quad (\text{Eq 4})$$

onde 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 Boltzmann e

T é a temperatura.

Assim, se a temperatura é mantida, o número de elétrons nas armadilhas n decresce com o tempo t de acordo com a Eq 5:

$$\frac{dn}{dt} = -p \cdot n \quad (\text{Eq 5})$$

e então, substituindo a Eq 4 na Eq 5 e considerando o aquecimento do fósforo linear com o tempo, a quantidade de elétrons que se recombina é dada por Eq 6

$$n = n_0 \cdot \exp\left(\frac{-s}{\alpha} \cdot \int \frac{T}{T_0} \cdot \exp\left(\frac{-E_a}{k \cdot T}\right) \cdot dT\right) \quad (\text{Eq 6})$$

onde n_0 é o número de elétrons capturados;

α é a taxa de aquecimento e

T_0 é a temperatura inicial do fósforo.

Fósforos como o LiF:Mg,Ti; o CaSO₄:Dy, o tetraborato de lítio (Li₂B₄O₇) e o óxido de berílio (BeO) utilizados na dosimetria de diferentes tipos de radiações têm a sensibilidade alta e a dimensão reduzida dos DTLs, além da possibilidade de reutilização, da fácil automação da leitora e do baixo custo, como vantagens a compensar a dependência energética, o tempo longo entre a irradiação e a obtenção da resposta e à perda da informação após a leitura. (IAEA, 2005)

3.3. Dosímetros termoluminescentes

Existem fatores ligados ao próprio dosímetro termoluminescente

- 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 da temperatura maior que a considerada na calibração;
- Mudanças na sensibilidade provocadas pela radiação;
- Tratamentos térmicos ineficazes ou que não são reprodutíveis;
- Variação da distribuição do pó na bandeja, quando este é o caso;
- Variação da massa de material termoluminescente no detector;
- Variação das propriedades óticas de materiais que cubram o detector e permaneçam posicionados durante a leitura e
- Variação da transparência e outras propriedades óticas do detector;

aos tratamentos térmicos aplicados aos detectores:

- Baixa reprodutibilidade do ciclo de aquecimento durante a leitura
- Baixa reprodutibilidade do tratamento térmico anterior à irradiação;
- Baixa reprodutibilidade do tratamento térmico anterior à leitura e

e à leitora TL e à metodologia de avaliação da termoluminescência:

- Baixa reprodutibilidade do posicionamento do detector na leitora;
- Baixa reprodutibilidade da transferência de calor do sistema de aquecimento para o detector;
- Inconsistência entre o ciclo de aquecimento utilizado na calibração e na leitura dos detectores;
- Instabilidade da intensidade ou do espectro da fonte padrão;
- Instabilidade eletrônica da leitora ou dos sistemas associados a ela;
- Mudanças nas propriedades óticas da leitora, em especial as ocasionadas pela variação na refletância do sistema aquecedor;
- Variações e baixa reprodutibilidade do fluxo de gás inerte e
- Variações na leitura dos dosímetros não irradiados.

que podem comprometer a acurácia e a precisão (Oberhofer e Scharmann, 1981) da medida e devem, na medida do possível, ser controlados ou considerados através da introdução de fatores de correção específicos.

Há ainda as influências de determinados parâmetros físicos, relacionados com as propriedades do fósforo:

- Decaimento térmico do sinal TL;
- Energia do feixe de radiação;
- Taxa com que a dose é liberada;
- Temperatura de armazenamento do DTL;
- Temperatura de utilização do DTL;
- Tratamento térmico utilizado e a sua correta execução e
- Variação da resposta TL com a dose.

e geométricos, associados à metodologia da medida:

- Ângulo de incidência do feixe no DTL;
- Distância fonte-superfície;
- Espessura da camada de retroespalhamento;
- Presença de modificadores do feixe;
- Profundidade de medida e
- Tamanho do campo de radiação.

sobre o sinal TL de um dosímetro que são consideradas na determinação dos fatores de correção para os dosímetros e na sua calibração. (IAEA, 2005)

3.3.1. Tratamento térmico

O tratamento térmico pré-irradiação visa restabelecer a condição do fósforo existente antes da irradiação, esvaziando completamente e estabilizando as armadilhas do material após a avaliação do sinal TL. (Hufton, 1984)

O procedimento adotado para o tratamento térmico influi sensivelmente na estrutura da curva de emissão TL, de maneira que de sua reprodutibilidade, e em especial daquela das taxas de aquecimento e resfriamento do fósforo, depende a reprodutibilidade da avaliação do sinal TL.

Para que estas taxas sejam reprodutíveis, um forno exclusivo, capaz de manter a temperatura pré-definida em um intervalo bastante preciso de tempo, é fundamental para a realização da dosimetria TL.

3.3.2. Armazenamento e manuseio

A radiação ultravioleta pode aumentar o sinal 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, recomenda-se evitar a exposição dos dosímetros à luz UV.

Os detectores TLs devem ser manipulados sempre com o auxílio de pinças, preferencialmente à vácuo, 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 então a repetição da calibração e do cálculo dos fatores de correção.

3.3.3. CaSO₄:Dy

Embora pouco explorado na dosimetria em radioterapia, o CaSO₄:Dy, desenvolvido pelo LMD/IPEN, é comercializado na forma de pó e pastilhas de 6 mm de diâmetro e 0,2 e 0,8 mm de espessura, pesando 10 e 50 mg, respectivamente, para utilização em monitoração das radiações de fótons e beta e vem sendo amplamente utilizado em medidas de doses no nível da radioproteção.

O número atômico equivalente 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, características que fazem deste DTL uma boa alternativa para as aplicações da dosimetria na área médica. As propriedades físico-químicas e dosimétricas do CaSO₄:Dy são dadas na TAB 1. (Campos e Lima, 1986 e Campos e Lima, 1987)

TABELA 1 – Propriedades físico-químicas e dosimétricas do CaSO₄:Dy.
Adaptado de Campos, 1983 e de Campos e Lima, 1986.

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

3.3.3.1. Curva de emissão

A curva de emissão termoluminescente representa a variação do sinal TL em função da temperatura de aquecimento durante a leitura ou do tempo de aquisição do sinal TL. (Metcalf et al, 2007)

A FIG 7 mostra o desenho esquemático da curva de emissão do CaSO₄:Dy, na qual dois picos de emissão distintos, o primeiro na temperatura de 145°C e o segundo a 250°C, associados a armadilhas de dois níveis de energia diferentes, podem ser notados até a temperatura de 400°C. (Campos e Lima, 1986)

FIGURA 7 – Desenho esquemático da curva de emissão do CaSO₄:Dy.
Adaptado de Campos e Lima, 1986.

3.3.3.2. Decaimento térmico do sinal TL

A redução do sinal 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 conseqüente emissão de luz, é denominada decaimento térmico do sinal TL.

A introdução de um novo erro justifica a utilização de um fator de correção para o decaimento térmico apenas se este é comparável à incerteza associada ao sinal TL, com longos períodos decorridos da irradiação até a leitura.

O sulfato de cálcio apresenta um decaimento térmico do sinal TL de aproximadamente 5% ao mês, se estocado em blindagem de chumbo à temperatura ambiente. (Campos e Lima, 1986)

3.3.3.3. Variação do sinal TL com a dose

A variação da resposta TL com a dose absorvida é representada pela curva da dose calculada a partir da resposta TL do dosímetro em função da dose com que este foi de fato irradiado. Há um limite inferior de detecção (LID) entre A e B, abaixo do qual o DTL não diferencia as doses com as quais é irradiado; daí até C a resposta é linear com a dose, que é superestimada na região supralinear que vai de C a D, a partir de onde o sinal TL satura e, com o aumento da dose, a sensibilidade do dosímetro é reduzida pelos danos provocados pela radiação.

FIGURA 8 – Comportamento da resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, representada pela dose aparente lida com o dosímetro em função da dose com que este foi de fato irradiado.

Para o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (FIG 8), o LID é de $100 \mu\text{Gy}$, a resposta é linear para doses de até 10^2 Gy e o sinal satura com 10^4 Gy , aproximadamente. (Campos e Lima, 1986)

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 levantada e verificada periodicamente com o DTL e a leitora a serem utilizados. (IAEA, 2005)

3.3.3.3.1. 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)

3.3.3.4. Sensibilidade

O histórico de 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 influem fortemente na 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, incluindo a dose de radiação, são mantidas, sem qualquer tendência com o número do ciclo. (Campos e Lima, 1986)

3.3.4. LiF:Mg,Ti

O material TL mais utilizado e estudado em radioterapia é o LiF:Mg,Ti; desenvolvido em colaboração com Cameron pela *Harshaw Chemical Company, Inc., USA*, que o comercializa como TLD-100 e suas variantes isotópicas TLD-600 e TLD-700 em pó, bastões, discos e pastilhas de 3,15 x 3,15 mm² e espessuras de 0,14 a 0,90 mm, pesando entre 0,3 e 5 mg. (Oberhofer e Scharmann, 1981).

A equivalência do TLD-100 ao tecido, cujo número atômico equivalente é apenas 85 a 91% o do LiF:Mg,Ti; é bastante apropriada (TAB 2) e a dependência de sua resposta com a energia, a taxa de dose e as temperaturas de utilização e armazenamento são pequenas no intervalo de doses da radioterapia e 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)

TABELA 2 – Propriedades da formulação TLD-100 do LiF:Mg,Ti.
Adaptado de Mackinlay, 1981 e de Metcalfe et al., 2007.

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

3.3.4.1. Curva de emissão

A FIG 9 mostra o desenho esquemático da curva de emissão do LiF:Mg,Ti (TLD-100), com as características dos picos de interesse dosimétrico dadas na TAB 3. Os picos IV e V, que é o dosimétrico, são os mais utilizados.

FIGURA 9 – Desenho esquemático da curva de emissão do LiF:Mg,Ti (TLD-100) com o formato de cada pico de emissão calculado matematicamente. Adaptado de Metcalfe et al., 2007.

TABELA 3 – Características dos picos dosimétricos do LiF:Mg,Ti TLD-100. Adaptado de Metcalfe et al., 2007.

Pico	Diferenças energéticas aproximadas	Temperatura de leitura [°C]	Meia-vida à temperatura Ambiente
I	1,04	70	10 min
II	1,07	105	20 h
III	1,05	130	6 meses
IV	1,53	170	10 a
V	2,21	195	80 a
VI	1,70	235	> 100 a

3.3.4.2. Decaimento térmico do sinal TL

O LiF:Mg,Ti apresenta um decaimento térmico do sinal TL que varia de 5 a 10% ao ano à temperatura ambiente. A componente do sinal TL originada pelos picos de meias-vidas curtas, de energias e temperaturas de leitura menores, pode ser eliminada por meio de diferentes tratamentos térmicos pré e pós-irradiação, já que é indesejável para a avaliação da dose no material. (Metcalfe et al, 2007)

3.3.4.3. Variação do sinal TL com a dose

A FIG 10 representa a variação da resposta TL do TLD-100 com a dose de radiação de fótons absorvida, sendo observadas as mesmas regiões identificadas para o sinal TL do CaSO₄:Dy.

O limite mínimo de detecção do TLD-100 é de aproximadamente 500 μ Gy, sua resposta é linear até doses da ordem de 1 Gy e a saturação do sinal ocorre em uma dose de aproximadamente 10³ Gy. (Metcalfe et al., 2007)

FIGURA 10 – Comportamento da resposta TL do TLD-100 em função da dose.
Adaptado de Metcalfe et al., 2007.

3.3.4.3.1. Supralinearidade

O comportamento supralinear do LiF:Mg,Ti depende de sua composição química (Metcalfe et al, 2007), além de variar com os mesmos fatores que influenciam a supralinearidade do CaSO₄:Dy.

3.3.4.4. Sensibilidade

A sensibilidade do LiF:Mg,Ti depende dos mesmos fatores que a do CaSO₄:Dy e ainda da composição química do lítio utilizado na fabricação do material TL. O TLD-100 apresenta uma perda 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%. (Eggermont et al., 1971)

3.4. Dosimetria clínica empregando termoluminescência

Eggermont e colaboradores (1971) avaliaram as características dos DTLs irradiados com feixes de 8 keV a 30 MeV por meio das relações da resposta TL dos dosímetros TLD-100, TLD-700 e CaSO₄:Mn com a dose, a taxa de dose e a energia do feixe de radiação incidente.

No ano seguinte, Gooden e Brickner (1972) apresentaram as condições para o uso da dosimetria termoluminescente na rotina para o controle de qualidade em radioterapia, sugerindo ainda os tratamentos nos quais os DTLs poderiam ser empregados para que a sua irradiação em medidas *in vivo* permitisse controlar a dose liberada a cada tratamento.

A fim de conferir a dose de diferentes tipos de radiação liberada pelas máquinas de terapia em determinados tratamentos e estabelecer as condições para a avaliação da dose por meio de medidas *in vivo* nestes tratamentos, Rudén (1976) utilizou a irradiação dos DTLs em objetos simuladores antropomórficos para a comparação da qualidade dos feixes de radiação gerados por diferentes máquinas de tratamento de mesma fabricação e mesmo modelo.

No mesmo ano Mansfield e Suntharalingam (1976) revisaram a aplicação dos DTLs em radioterapia, empregando-os na verificação de certos tratamentos e propondo seu uso em medidas que permitissem a validação de todo o sistema de planejamento dos tratamentos, através de irradiações utilizando simuladores antropomórficos.

Kase e colaboradores (1982) compararam as medidas de dose feitas com uma câmara de ionização, uma câmara de ionização de placas paralelas e o TLD-100 no eixo central de feixes de elétrons de energias de incidência de 7,8 e 10,2 MeV em água e em poliestireno, destacando a influência do meio em que as medidas são realizadas na leitura da dose máxima com cada dosímetro.

Huften (1984) tratou dos aspectos práticos da utilização da dosimetria termoluminescente nas diferentes áreas em que esta técnica era então aplicada e, no que diz respeito à radioterapia, apresentou o tempo relativamente longo decorrido entre a irradiação e a obtenção da medida como uma desvantagem que a precisão e a acurácia das medidas *in vivo* feitas com os DTLs torna aceitável.

Em 1996, Mobit e colaboradores utilizaram simulações de Monte Carlo e medidas feitas com DTLs de fluoreto de lítio na faixa de energias de MeV para definir fatores de correção para a energia de incidência do feixe de elétrons; as medidas com DTLs e simuladores antropomórficos voltaram a ser empregadas por Duscombe e colaboradores para validar um sistema de planejamento, conforme Mansfield e Suntharalingam (1976) haviam proposto vinte anos antes e Robar e colaboradores aprofundaram o estudo da dependência da resposta TL com a energia de incidência do feixe de elétrons, avaliando o seu comportamento para as energias disponibilizadas pelos aceleradores lineares e incluindo nesta avaliação até mesmo medidas *in vivo*.

O uso dos DTLs na dosimetria de rotina para o controle de qualidade é por fim sugerido pela própria *International Atomic Energy Agency* (IAEA) em seu manual de física da radioterapia (IAEA, 2005), que define as características que qualquer tipo de dosímetro deve apresentar para ser empregado em uma dada aplicação relacionada à radioterapia e sugere que dosímetros de qualquer tipo sejam calibrados nas condições que o TRS-398 prevê para a calibração do feixe.

3.5. Protocolos de dosimetria

O principal objetivo da dosimetria em radioterapia, desde o surgimento desta modalidade de tratamento, foi o de determinar, com a maior exatidão e acurácia 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)

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 ^{60}Co ou X de 2 MV, e rastreável ao laboratório nacional de padrões metrológicos.

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 , 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.

A IAEA publicou em 1987 o código de práticas 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.

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 à reunir o *Task Group N° 51*, que publica em 1999 suas conclusões sob a forma de um protocolo (TG-51, AAPM, 1999) que visa a calibração dos feixes de radiação de fótons com energias entre a do ^{60}Co e 50 MV e dos feixes de elétrons de energias máximas entre 4 e 50 MeV por meio de uma câmara de ionização calibrada em termos de dose na água e rastreável a um laboratório padrão primário com a utilização para a dosimetria de objetos simuladores feitos exclusivamente de água.

Acompanhando os aperfeiçoamentos introduzidos pela AAPM, é publicado um novo código de práticas, o 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 de objetos simuladores de plásticos, admitindo seu emprego na calibração dos feixes de fótons de energias baixas.

3.5.1. Calibração dos dosímetros TLs

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 dadas na TAB 4. Para a calibração dos feixes de radiação do ^{60}Co , as condições sugeridas são mostradas na TAB 5.

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} .

Embora as medidas em z_{ref} reduzam as variações observadas de uma máquina para a outra, é preciso considerar que somente em z_{max} , mantidas as demais condições de referência, a liberação pelo acelerador linear de uma unidade monitora (UM) corresponde a uma dose absorvida pelo meio de 0,01 Gy.

TABELA 4 – Fatores que influenciam a avaliação do sinal TL e condições de referência para a calibração dos DTLs em um feixe de elétrons. Adaptado de IAEA, 2000.

Fator de influência	Valor ou característica de referência
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	$z_{ref} = 0,6.R_{50} - 0,1$ [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

onde E é a energia de incidência mais provável do feixe de elétrons e z_{ref} é a profundidade de referência para as medidas.

TABELA 5 – Condições para a calibração do feixe de ⁶⁰Co. Adaptado de IAEA, 2000.

Fator de influência	Valor ou característica de referência
Material do objeto simulador	Água
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 de que o objeto simulador é constituído que deve ser posta sob o dosímetro para assegurar o retroespalhamento adequado do feixe incidente.

Se o objeto simulador não é de água, as profundidades são corrigidas pelo fator de escalonamento de profundidades (f_{pl}) definido pela Eq 7:

$$z_{água} = z_{pl} \cdot f_{pl} \quad (\text{Eq 7})$$

onde $z_{água}$ é a profundidade na água e

z_{pl} é a profundidade no plástico que constitui o objeto simulador para as quais o dosímetro fornece a mesma leitura.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Materiais

- Pinça especial com ponta de Teflon® para o manuseio dos dosímetros termoluminescentes

4.1.1. Dosímetros termoluminescentes

- $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ (IPEN) de 6 mm de diâmetro, 0,8 mm de espessura e peso de 50 mg e
- LiF:Mg,Ti (Harshaw) de 3,15 mm de lado, 0,9 mm de espessura e peso de 2 mg.

Lotes iniciais de 203 dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e 107 de LiF:Mg,Ti foram reduzidos a lotes de 105 DTLs cujas sensibilidades individuais ao ^{60}Co , com reprodutibilidade máxima de 0,5%, variam no máximo 5% para cada fósforo.

4.1.2. Objetos simuladores

- PMMA;
- Água sólida RMI-457 e
- Água.

Água sólida é o nome dado a diferentes plásticos que apresentam densidade, densidade eletrônica e número atômico efetivo similares aos da água. Os objetos simuladores de PMMA e água sólida RMI-457 utilizados são compostos de placas de 30,0 x 30,0 cm² e espessuras variadas.

O objeto simulador de água é um tanque de 35,5 x 35,5 x 35,5 cm³ feito em placas de PMMA de 2 cm de espessura preenchido com água tridestilada para a realização das medidas no qual as posições vertical e horizontal de um suporte de posicionamento são controladas por dois sistemas de roscas com uma precisão de 0,1 mm sem que se introduza espalhamento detectável da radiação.

A TAB 6 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 6 – Características físico-químicas e fator de escalonamento de profundidades para o PMMA, a água sólida RMI-457 e a 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

4.1.3. Fontes de radiação ionizante

4.1.3.1. Radiação de fótons do ⁶⁰Co

- Fonte do Laboratório de Calibração de Instrumentos, LCI/IPEN. Atividade nominal de 111,0 GBq em 04/05/2007 determinada por dosimetria com padrão secundário.
- Fonte do Laboratório de Materiais Dosimétricos, LMD/IPEN. Atividade nominal de 364 MBq em 29/05/2003 de acordo com o certificado de calibração IEA CoS136.

A fonte do LCI/IPEN é uma unidade de teleterapia de ⁶⁰Co que emite um feixe de radiação no sentido do eixo central do cabeçote de tratamento.

FIGURA 11 – Diagrama esquemático da fonte de radiação de fótons do ⁶⁰Co do LMD/IPEN.

A fonte do LMD/IPEN, (FIG 11) de geometria 4π , é dotada de um dispositivo de exposição e de suportes circulares, ou aros, a 15 e 34 cm dela. Como a mesma distância linear da haste de exposição a um ponto P no suporte corresponde a uma distância angular a 34 cm menor que a 15 cm da fonte, a distribuição de doses é mais homogênea para o suporte mais distante.

4.1.3.2. Radiação de elétrons

- Aceleradores lineares modelo Clinac 2100–C (Varian); pertencentes ao Hospital A. C. Camargo e ao Hospital Israelita Albert Einstein.

As energias de incidência mais provável e as profundidades semi-redutoras na água (R_{50}) que caracterizam os feixes gerados pelos LINACs, bem como as energias nominais correspondentes, são apresentadas na TAB 7.

TABELA 7 – Energia nominal (E_N), energia de incidência mais provável (E) e profundidade semi-redutora na água (R_{50}) para os feixes de elétrons gerados pelo Clinac 2100–C.

E_N [MeV]	E [MeV]	R_{50} [g.cm ⁻²]
4	3,43	1,47
6	5,48	2,36
9	8,27	3,55
12	11,67	5,01
16	15,42	6,62

4.2. Equipamentos e protocolos de utilização

4.2.1. Tratamento térmico

- Forno tipo mufla de microondas modelo MAS 7000 (CEM);
- Placa de alumínio (Al) de grande massa e
- Bandeja de alumínio (tratamento do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$) ou
- Bandeja de cerâmica (tratamento do LiF:Mg,Ti).

Após aberto, o forno retorna em aproximadamente 45 s ao equilíbrio na temperatura de tratamento.

Terminada a fase quente do tratamento térmico do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, a bandeja de alumínio atinge a temperatura ambiente depois de cerca de 3 min de contato com a placa deste material.

A bandeja de cerâmica atinge o equilíbrio térmico com o ambiente após 5 min e 2 min em contato com a placa de alumínio, respectivamente depois das fases quentes do tratamento térmico a 400°C e a 100°C.

4.2.2. Leitura do sinal TL

- Leitora termoluminescente modelo QS 3500 (Harshaw);
- Programa de aquisição de dados TLDSHELL para ambiente DOS e
- Sistema de condicionamento de ar.

O DTL é colocado sobre a prancheta metálica da leitora e aquecido por contato, através da atuação do programa de aquisição sobre um sistema de controle, com os fótons de termoluminescência dando origem ao sinal TL ao atingirem a janela de um tubo fotomultiplicador, mantido entre 14 e 15°C com uma tensão de 677 V aplicada aos seus terminais em todas as leituras.

O ajuste da temperatura é feito em três fases, o pré-aquecimento, a aquisição e o tratamento, cada uma com tempos e temperaturas independentes e definidos pelo protocolo de leitura selecionado no programa de aquisição.

Durante a aquisição uma rampa linear de temperatura, cuja taxa de aquecimento é selecionada através do protocolo de leitura, é produzida entre a temperatura da bandeja metálica e a temperatura de aquisição do sinal TL, que é mantida pelo tempo ajustado no protocolo selecionado.

Ao longo do pré-aquecimento e do tratamento, a temperatura é mantida constante pelo tempo determinado para cada fase.

Os protocolos de leitura desenvolvidos para os dosímetros comercializados pela Harshaw (8) são parte do programa de aquisição de dados, assim como os protocolos parametrizados pelo usuário (2) que permitem o ajuste da taxa de aquecimento e dos tempos e das temperaturas de cada fase, possibilitando a leitura de vários tipos de dosímetros TL, incluindo o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$.

Para a avaliação do sinal TL dos dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, o protocolo número 9, definido pelo usuário, foi utilizado para que a temperatura do sistema de aquecimento do DTL na fase de aquisição subisse de 50°C a 350°C a uma taxa de 10°C.s⁻¹ e se mantivesse em 350°C por mais (6 + 2/3) s. As fases de pré-aquecimento e tratamento não foram utilizadas, sendo definidos no protocolo de leitura os valores zero para seus tempos e, respectivamente, os valores inicial e final da fase de aquisição para suas temperaturas.

O protocolo número 3, desenvolvido para pastilhas TLD-100 de 3,15 mm de lado e 0,9 mm de espessura irradiadas com doses altas, foi utilizado para a avaliação do sinal TL do $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$.

Este protocolo difere daquele definido para o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ na temperatura, de 300°C , e no tempo total, de $(33 + 1/3)$ s, da aquisição do sinal.

Um fluxo de nitrogênio 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 através da câmara do tubo fotomultiplicador, o que elimina a umidade formada nele por condensação.

Em todas as leituras, a incerteza é de 1 no último algarismo significativo, conforme a TAB 8, (BICRON, 1999) a temperatura da sala é mantida em 20°C e a umidade relativa do ar, abaixo de 50%.

TABELA 8 – Exemplos de incertezas nas leituras feitas com a leitora QS 3500.

Leitura	Incerteza	Leitura	Incerteza	Leitura	Incerteza	Leitura	Incerteza
0,673 nC	0,001 nC	25,73 nC	0,01 nC	109,5 nC	0,1 nC	0,005 μC	0,001 μC

4.3. Programas computacionais

- Programa de aquisição de dados TLDSHELL para sistema operacional DOS, utilizado em conjunto com a leitora TL 3500 QS;
- Aplicativo Microsoft Excel 97 para sistema operacional Windows XP, empregado para compilar dados e fazer cálculos;
- Programa gráfico Microcal Origin 7.5 (Windows XP), para levantar gráficos e fazer ajustes de curvas aos pontos experimentais;
- Aplicativo Microsoft Paint 97 (Windows XP), para comparar as curvas de emissão como parte do controle de qualidade dos DTLs;
- Programa de desenho digital Corel Draw versão 12 (Windows XP), para criar os diagramas esquemáticos e
- Aplicativo Microsoft Word 97 (Windows XP), para a redação.

4.4. Testes de estabilidade da leitora TL

A fim de avaliar as variações que a leitora pode apresentar, a leitura da razão sinal/ruído e da luz padrão interna é repetida 10 vezes ao início e fim de um ciclo de leituras, após a leitura de 50 dosímetros ou sempre que o ciclo de leituras é interrompido. Se a variância do conjunto de 10 leituras é maior que 5%, os valores são rejeitados e as medidas, repetidas.

Caso a média do conjunto j+1 de leituras da razão sinal/ruído varie mais de 5% em relação à média do ciclo até a sua leitura, a prancheta metálica é limpa e a leitura é repetida. A análise dos sinais TL avaliados entre a leitura dos conjuntos j e j+1 requer atenção especial, pois não é possível determinar o momento em que ocorreu a alteração do valor da razão sinal/ruído.

Sendo a média das leituras da razão sinal/ruído em um ciclo diferente da média de todas as leituras até este ciclo em mais de 5%, a confiabilidade das leituras do sinal TL realizadas neste ciclo é bastante reduzida e, havendo a possibilidade, as medidas devem ser repetidas.

Se a média do j-ésimo primeiro conjunto da luz padrão interna ($\overline{LP}_{10,j+1}$) varia mais de 5% em relação à média do ciclo até a sua leitura ($\overline{LP}_{ciclo,j+1}$), a razão $\overline{LP}_{10,j+1}/\overline{LP}_{ciclo,j+1}$ define o fator de correção $f_{LP,(j,j+1)}$ a ser aplicado ao sinal TL dos dosímetros lidos entre os conjuntos j e j+1 para compensar a variação da leitora.

Um outro fator de correção, $f_{LP,ciclo} = \overline{LP}_{ciclo}/\overline{LP}_{total,ciclo}$, é definido se a média de todo o ciclo ($\overline{LP}_{ciclo}$) difere da média de todas as leituras até este ciclo ($\overline{LP}_{total,ciclo}$) em mais de 5%.

4.5. Seleção dos dosímetros

A seleção inicial dos DTLs foi feita para cada fósforo em função da sensibilidade individual do DTL (Eq 8) à dose de $25,000 \pm 0,025$ mGy de ^{60}Co absorvida no ar, utilizando o aro a 34 cm da fonte de geometria 4π do LMD.

$$S_{DTL,25mGy,^{60}Co,ar} = \frac{TL_{DTL,25mGy,^{60}Co,ar}}{25mGy} \quad (\text{Eq 8})$$

A incerteza associada à dose, de 0,025 mGy, é calculada a partir da dose absorvida no ar na esfera de isodose a 34 cm da fonte durante um tempo de exposição equivalente ao dobro do tempo de reação humana, estimado em 0,10 s, admitindo-se que os erros ao expor e recolher a fonte não se compensam.

Para a irradiação simultânea de todas as pastilhas do mesmo fósforo, o acondicionamento dos dosímetros empregou:

- 4 conjuntos de 2 placas de PMMA de 100 x 50 x 3 mm³;
- 4 suportes de papel paraná de 100 x 50 x 1 mm³ com recortes de 60 x 30 x 1 mm³ (CaSO₄:Dy) ou de 32 x 15 x 1 mm³ (LiF:Mg,Ti) e
- 4 pares de elásticos ortodônticos. (FIG 12)

com o objetivo de facilitar o posicionamento dos DTLs no arranjo experimental, garantir a sua reproduzibilidade, evitar a perda de pastilhas e ainda assegurar, com as placas de PMMA, o equilíbrio eletrônico na irradiação.

FIGURA 12 – Diagrama do acondicionamento do CaSO₄:Dy e do LiF:Mg,Ti para a seleção.

A reproduzibilidade do posicionamento dos DTLs foi garantida também pela numeração das pastilhas e pela afixação dos conjuntos de placas de PMMA, por meio de garras metálicas, ao aro com seus vrtices inferiores direitos, vistos da fonte, alinhados com marcações, cujas distâncias  haste de exposição são mostradas na TAB 9, no próprio suporte circular.

TABELA 9 – Distâncias das marcações no suporte circular e dos vrtices inferiores direitos dos conjuntos de placas utilizadas para a seleção dos DTLs, vistos da fonte,  haste de exposição.

Marcação no suporte	Distância  haste [m]
1	0,15
2	0,68
3	1,21
4	1,74

O erro de paralaxe (FIG. 13) originado pelo posicionamento dos dosímetros sobre o aro na esfera de isodose a 34 cm da fonte é, no pior caso, em que o centro do dosímetro está a uma altura de 37 mm do aro, de + 2,0 mm, implicando em uma diferença, para a dose de 25,00 mGy utilizada, de – 30 Gy, aproximadamente, abaixo dos LIDs do CaSO₄:Dy e do LiF:Mg,Ti para a radiação de fótons, o que dispensa qualquer correção na avaliação do sinal TL.

FIGURA 13 – Erro de paralaxe no posicionamento sobre o suporte circular a 34 cm da fonte.

Embora as mudanças nas condições da irradiação se reflitam na sensibilidade dos DTLs, a influência das alterações será a mesma sobre todo o conjunto de dosímetros, de modo que a seleção e o ordenamento dos dosímetros de acordo com sua sensibilidade ao ^{60}Co feitos por meio das irradiações nesta fonte, que não é uma fonte aplicada em radioterapia, não são diferentes daqueles que seriam obtidos por meio de irradiações em uma unidade de teleterapia.

A leitura TL foi feita sempre entre 24 e 32 h depois da irradiação, da pastilha 001 à 203 ou à 107 e foi selecionado o DTL cuja sensibilidade difere da mais provável para o lote em no máximo 10% a cada repetição da irradiação, com um desvio-padrão inferior a 1% de sua sensibilidade média e somente se a sensibilidade calculada a cada repetição não apresenta tendência.

A sensibilidade mais provável é determinada por meio do ajuste de uma gaussiana ao histograma das sensibilidades individuais dos DTLs, pois cada leitura é uma variável aleatória independente que tem a mesma densidade de probabilidade das demais e o teorema do limite central se aplica. (Vuolo, 1992)

4.5.1. Agrupamento dos DTLs

Os DTLs selecionados foram ordenados da maior para a menor sensibilidade e divididos em subconjuntos de 5, numerados de 1 a 21, para cada fósforo, sendo os subconjuntos de dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ da mesma ordem agrupados para serem irradiados juntos.

4.6. Controle de qualidade mensal dos DTLs

Os parâmetros apresentados na TAB 10 (IAEA, 2005) foram verificados para assegurar a estabilidade do sistema de dosimetria termoluminescente, composto essencialmente pelo forno destinado ao tratamento térmico dos dosímetros, pela leitora termoluminescente e pelos próprios DTLs, utilizado na dosimetria dos feixes.

TABELA 10 – 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

4.6.1. Sensibilidade individual ao ^{60}Co

A irradiação realizada para a pré-seleção dos DTLs foi repetida mensalmente, somente para os dosímetros selecionados, a fim de verificar suas sensibilidades, e a sensibilidade média, o desvio-padrão das sensibilidades individuais e o estudo da tendência da sensibilidade foram atualizados. Os DTLs que deixassem de atender aos critérios de seleção seriam excluídos do conjunto selecionado e as medidas feitas com eles no mês anterior, do conjunto de dados.

A leitura do sinal TL dos dosímetros foi sempre iniciada pelo LiF:Mg,Ti ; dado que seu decaimento térmico é mais intenso que o do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ para a radiação de fótons, e feita do grupo 1 ao 21 a partir do DTL mais sensível de cada grupo, com os dosímetros de LiF:Mg,Ti sendo lidos de 24 a 27,5 h depois das irradiações e os de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, de 27,5 a 36 h.

4.6.2. Curvas de emissão

As curvas de emissão dos dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e LiF:Mg,Ti mais sensíveis de cada grupo obtidas na verificação mensal da sensibilidade foram comparadas visualmente pela sobreposição às curvas de referência de cada DTL, obtidas na primeira leitura realizada para a seleção dos dosímetros.

Caso alguma diferença seja observada entre a curva de emissão de referência e aquela obtida na verificação mensal para o dosímetro escolhido como amostra do grupo, as curvas de emissão de todo o grupo são comparadas e, havendo alterações, todo o grupo deve ser excluído do conjunto de dosímetros selecionados, o mesmo devendo ser feito com os dados obtidos através das medidas realizadas com o grupo de DTLs ao longo do mês anterior à verificação.

4.7. Avaliação do acondicionamento dos DTLs em filme de PVC

Nas irradiações com elétrons, ao contrário do que ocorre para o ^{60}Co , não é preciso utilizar placas de equilíbrio eletrônico e a impermeabilização dos DTLs a serem irradiados na água deve ser feita sem que haja a introdução de um espalhamento significativo com o acondicionamento dos grupos, que utiliza:

- Base de corte de cartolina;
- Filme de poli cloreto de vinila (PVC);
- Régua metálica e
- Estilete.

FIGURA 14 – Passo a passo do acondicionamento dos dosímetros em filme de PVC.

Na base de corte de cartolina, foi cortado, com o auxílio da régua metálica e do estilete, um retângulo de $40 \times 90 \text{ cm}^2$ do filme de PVC (FIG 14a) sobre o qual os dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e de $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ de um grupo foram posicionados com a pinça, seguindo a marcação da base. (FIG 14b)

O filme de PVC foi dobrado sobre os dosímetros de cima para baixo (FIG 14c), de baixo para cima (FIG 14d) e o ar entre os DTLs foi cuidadosamente extraído pela pressão dos dedos sobre o filme.

Os dosímetros foram invertidos junto com o filme de PVC (FIG 14e) e o filme foi novamente dobrado de baixo para cima sobre os dosímetros (FIG 14f), para que cada uma das faces dos DTLs esteja protegida por 2 camadas do filme.

O filme de PVC foi dobrado da esquerda para a direita sobre a face marcada dos dosímetros (FIG 14g), que ficou recoberta por 6 camadas do filme, os DTLs foram novamente invertidos (FIG 14h) e o filme de PVC foi dobrado da direita para a esquerda sobre a face lisa dos dosímetros (FIG 14i), para que esta face ficasse sob o mesmo número de camadas do filme que a face marcada.

Tiras de papel sulfite de $3 \times 1 \text{ cm}^2$ substituíram os dosímetros no procedimento acima, sendo então presas ao suporte do objeto simulador de água por um elástico ortodôntico e submersas a 20 cm de profundidade por 24 h, após as quais o filme de PVC foi seco e desdobrado, para testar a impermeabilização.

Para garantir que o acondicionamento não altera o sinal TL lido, os grupos 4 a 12 foram postos diretamente no objeto simulador e os grupos 13 a 21 foram acondicionados um a um antes da irradiação, realizada conforme a TAB 11, com o ponto efetivo de medida coincidindo com o centro geométrico dos DTLs.

TABELA 11 – Características dos parâmetros que influenciam o sinal TL adotadas para a avaliação do acondicionamento dos grupos de dosímetros em filme de PVC.

Parâmetro	Valor ou característica de referência
Material do objeto simulador	Água sólida RMI-457
Tamanho do objeto simulador	30,0 x 30,0 x 0,7 cm ³
Espessura de retroespalhamento	8,12 g.cm ⁻² (8 cm)
Posicionamento dos DTLs	No centro do campo
Profundidade de medida	$Z_{\max} = 0,7$ cm
Taxa de dose	400 UM.min ⁻¹
Distância fonte-superfície	100 cm
Tamanho de campo	10 x 10 cm ²
Energia nominal do feixe de elétrons	4 MeV
Dose de radiação	500,0 ± 1,0 mGy

O objeto simulador de água sólida RMI-457 foi utilizado por permitir a irradiação dos dosímetros posicionados diretamente nele e por apresentar, para feixes de fótons, respostas mais próximas daquelas obtidas na água se comparado ao objeto simulador de PMMA.

Foram adotadas a profundidade de dose máxima para que 1 UM seja equivalente a 10 mGy nas condições da irradiação e a taxa de dose máxima permitida pelo acelerador, de 400 UM.min⁻¹, para que, se a taxa de dose com que a irradiação é realizada influenciar o sinal TL lido, os efeitos do posicionamento e do acondicionamento dos DTLs sejam os mais intensos possíveis.

A profundidade de dose máxima na água sólida RMI-457 foi calculada a partir de $z_{\max}$, determinada com uma câmara de ionização no comissionamento do LINAC, pelo fator de escalonamento de profundidades.

As curvas de PDP (FIG 3) indicam que o patamar em que a dose absorvida é máxima diminui para as menores energias nominais do feixe de elétrons, de maneira inversa ao que ocorre com o espalhamento que os elétrons sofrem ao atravessar o objeto simulador, que aumenta para energias mais baixas.

Como o menor patamar e o maior espalhamento maximizam os efeitos do posicionamento e do acondicionamento dos dosímetros, a escolha da energia dos elétrons recai sobre o feixe de energia nominal de 4 MeV.

A escolha da dose se justifica pelas características de linearidade da resposta à radiação de fótons dos dois materiais dosimétricos utilizados e pelo fato de a máquina de tratamento superestimar o tempo de exposição ao feixe de elétrons para doses muito baixas no escopo da radioterapia.

A incerteza associada à dose em $z_{\max}$ e nas demais condições de referência para a calibração do feixe (TAB 4) é de 5 mGy.

Como os DTLs não tem todos a mesma sensibilidade ao ^{60}Co , eles também foram irradiados na fonte do LCI/IPEN para que estas diferenças não influenciem a avaliação do acondicionamento dos dosímetros em filme de PVC.

Os DTLs foram irradiados nas condições da TAB 5, de acordo com o que sugere a IAEA para sua calibração em feixes de ^{60}Co , (IAEA, 2005 e IAEA, 2000) porém, na ausência de um objeto simulador de água disponível, o meio escolhido foi o ar. Para estas irradiações, a incerteza relativa associada à dose é de 2% e os DTLs foram acondicionados por:

- 9 conjuntos de 2 placas de PMMA de 50 x 30 x 3 mm³;
- 9 suportes de papel paraná de 50 x 30 x 1 mm³ (FIG 15) e
- 9 pares de elásticos ortodônticos.

FIGURA 15 – Diagrama esquemático dos DTLs de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ acondicionados para a irradiação no feixe de fótons do ^{60}Co da fonte do LCI/IPEN.

A dose de $500,0 \pm 1,0$ mGy é calculada a partir do tempo de exposição dos DTLs e da taxa de dose no ar, definida por meio da dosimetria com o padrão secundário do IPEN e atualizada pelo modelo de decaimento radioativo para a data da irradiação, sendo apresentada em relatório entregue pelo LCI/IPEN juntamente com os dosímetros após a irradiação.

O cálculo da sensibilidade relativa diretamente por meio da razão entre os sinais TL lidos após as irradiações com a mesma dose de elétrons e de fótons do ^{60}Co é mais vantajoso que a utilização das sensibilidades obtidas na seleção dos DTLs devido à redução do erro associado à sensibilidade relativa.

Os sinais TL do $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ e do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ foram lidos, respectivamente, de 24 a 27,5 h e de 27,5 a 36 h depois das irradiações, dos grupos de 4 a 21 irradiados e então do 1 para o 3, a partir do DTL mais sensível de cada grupo.

Este procedimento para a leitura dos sinais TL foi seguido após todas as irradiações necessárias à análise das características da resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e do $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ aos feixes de elétrons clínicos subsequentes, a exceção da avaliação do decaimento térmico do sinal TL após as irradiações com feixes de elétrons, que demanda a leitura após tempos mais longos da irradiação.

A sensibilidade TL individual relativa ao ^{60}Co foi calculada (Eq 9) para cada dosímetro, sendo então as sensibilidades médias de cada fósforo e os seus desvios-padrão determinados para os grupos de DTLs acondicionados em filme de PVC e para os irradiados diretamente sobre o objeto simulador de água sólida.

$$S_{DTL,D,Ee/^{60}\text{Co}} = TL_{Ee} / TL_{^{60}\text{Co}} \quad (\text{Eq 9})$$

onde TL_{Ee} é o sinal TL do DTL irradiado com a dose D de elétrons de energia E no objeto simulador de água sólida RMI-457 e

$TL_{^{60}\text{Co}}$ é o sinal TL do mesmo DTL irradiado com a dose D de fótons do ^{60}Co no ar.

4.8. Reprodutibilidade da resposta TL aos feixes de elétrons

Os grupos foram irradiados com os feixes gerados pelo LINAC de acordo com a TAB 12, que mostra também as profundidades de dose máxima em água sólida RMI-457, nas demais condições da TAB 11.

TABELA 12 – Energia nominal do feixe e profundidade de dose máxima na água sólida RMI-457 para a irradiação dos grupos na avaliação da reprodutibilidade a feixes de elétrons.

E_N [MeV]	RMI-457 z_{max} [cm]	Grupo
4	0,7	7 a 9
6	1,1	10 a 12
9	1,8	13 a 15
12	2,5	16 a 18
16	1,6	19 a 21

A sensibilidade TL individual relativa ao ^{60}Co foi calculada (Eq 9) para cada dosímetro, sendo então as sensibilidades médias e os seus desvios-padrão determinados para cada energia.

Considerando a leitura do sinal de cada dosímetro equivalente a uma repetição da leitura de um único dosímetro, a reprodutibilidade da resposta TL ao feixe de elétrons de uma dada energia é a razão entre o desvio-padrão da média e a própria sensibilidade relativa média obtidos para esta energia.

4.9. Decaimento térmico do sinal dos DTLs irradiados com elétrons

Para avaliar o decaimento térmico do sinal TL para feixes de elétrons, os grupos de 4 a 21 foram irradiados nas condições apresentadas na TAB 11, acondicionados um a um. O sinal TL foi avaliado de 37 a 54 h depois das irradiações em intervalos de 1 h e seu decaimento térmico foi estimado pelo ajuste de um decaimento exponencial de primeira ordem aos pontos experimentais.

4.10. Dependência da resposta TL com a taxa de dose

A TAB 13 mostra a energia nominal do feixe de elétrons e a taxa de dose com as quais os grupos foram irradiados nas condições da TAB 11 e nas profundidades de dose máxima em água sólida RMI-457 dadas pela TAB 12.

TABELA 13 – Energia nominal do feixe de elétrons e taxa de dose utilizadas para irradiar os grupos de DTLs a fim de avaliar a influência da taxa de dose no sinal TL.

E_N [MeV]	Grupo	
	320 [UM.min ⁻¹]	400 [UM.min ⁻¹]
4	13	12
6	11	10
9	5	4
12	7	6
16	9	8

Os grupos de 4 a 13 foram utilizados para avaliar a dose nos feixes de elétrons, sendo os grupos mais sensíveis irradiados nos feixes para os quais as respostas obtidas com uma câmara de ionização no comissionamento do LINAC foram menos intensas.

As taxas de dose de 320 e 400 UM.min⁻¹, equivalentes à 3,20 Gy.min⁻¹ e 4,00 Gy.min⁻¹ nas condições da irradiação, são a mínima e a máxima taxas de dose disponibilizadas pelo acelerador para todas as energias de elétrons e foram selecionadas para maximizar o provável efeito deste fator na resposta TL.

A sensibilidade média relativa ao ⁶⁰Co foi calculada para cada grupo e as sensibilidades médias obtidas para os grupos irradiados com elétrons de mesma energia nominal nas duas taxas de dose foram comparadas.

4.11. Curvas de dose-resposta

Para o levantamento das curvas de dose-resposta, os grupos de 4 a 21 foram irradiados, respectivamente, com doses de 0,01; 0,03; 0,05; 0,07; 0,10; 0,25; 0,50; 0,75; 1,00; 1,25; 1,50; 1,75; 2,00; 2,25; 2,50; 2,75; 3,00 e 3,25 Gy.

Os grupos de 1 a 3 não foram irradiados para que a média de seus sinais TL ($\overline{TL}_{0R,r,m}$) corrigisse a média do sinal TL ($\overline{TL}_{i,D+0R,r,m}$) dos grupos de 4 a 21 irradiados, definindo (Eq 10) a resposta TL ($TL_{i,D,r,m}$) do grupo i à dose $D_{r,m}$ da radiação do tipo r absorvida no meio m que o grupo recebeu:

$$TL_{i,D,r,m} = \overline{TL}_{i,D+0R,r,m} - \overline{TL}_{0R,r,m} \quad (\text{Eq 10})$$

O grupo 10, irradiado com a mesma dose de 0,50 Gy utilizada nos estudos preliminares do comportamento da resposta TL já descritos, foi utilizado para o cálculo da eficiência intrínseca do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e do LiF:Mg,Ti e ainda como grupo de controle, sendo a razão entre sua resposta TL a cada ciclo de leituras e sua resposta TL média para todos os ciclos de leituras utilizada para corrigir a resposta TL dos demais grupos de dosímetros irradiados.

4.11.1. Tipos de radiação ionizante

As curvas de dose-resposta foram obtidas para doses da radiação de fótons do ^{60}Co absorvidas no ar e para doses da radiação de elétrons de energias nominais de 4, 6, 9, 12 e 16 MeV absorvidas nos objetos simuladores de PMMA, de água sólida RMI-457 e de água.

As irradiações com o feixe de ^{60}Co gerado pela fonte do LCI/IPEN foram realizadas nas mesmas condições da avaliação do acondicionamento dos dosímetros em filme de PVC (sessão 4.7.).

Os grupos de 4 a 21, acondicionados em filme de PVC, foram irradiados nas condições da TAB 4 na profundidade de dose máxima dos feixes de elétrons, calculada de acordo com TRS-398 para os plásticos, nos objetos simuladores de PMMA, água sólida RMI-457 e água (TAB 14).

TABELA 14 – Profundidade de dose máxima para os feixes de elétrons de 4, 6, 9, 12 e 16 MeV nos objetos simuladores de PMMA, água sólida RMI-457 e água.

E_N [MeV]	PMMA $z_{\max}$ [cm]	RMI-457 $z_{\max}$ [cm]	Água $z_{\max}$ [cm]
4	0,7	0,7	0,8
6	1,1	1,1	1,2
9	1,8	1,8	2,0
12	2,5	2,5	2,8
16	1,6	1,6	1,8

4.11.2. Sensibilidade média dos grupos de DTLs

A partir da leitura do sinal TL de todos os dosímetros feita depois de cada irradiação para o levantamento das curvas de dose-resposta, foram calculadas a média dos sinais TL dos dosímetros não irradiados, a média dos sinais TL dos grupos 4 a 21 e o sinal TL corrigido para cada grupo, sendo determinada a sensibilidade média ($\bar{S}_{i,D,r,m}$) de cada grupo i à dose $D_{r,m}$ da radiação do tipo r absorvida no meio m (Eq 11):

$$\bar{S}_{i,D,r,m} = \frac{TL_{i,D,r,m}}{D_{r,m}} \left[\frac{nC}{mGy} \right] \quad (\text{Eq 11})$$

4.11.3. Intervalo de linearidade da resposta TL

Se a sensibilidade dos grupos $i+1$ e i é a mesma, dentro da incerteza experimental, e não apresenta qualquer tendência, ela é independente da dose no intervalo de doses com que os grupos foram irradiados, no qual a curva de dose-resposta é linear e o dosímetro é aplicável à dosimetria em radioterapia.

4.11.4. Ajuste preliminar

Uma reta de coeficiente linear nulo foi ajustada aos pontos experimentais no intervalo de dose-resposta linear e, através de seu coeficiente angular, as incertezas associadas às doses foram transferidas para a leitura TL dos dosímetros e o fator de calibração (f_c) foi calculado.

4.11.5. Limite inferior de detecção (LID)

O limite inferior de detecção, que expressa a mínima dose detectável pelo dosímetro, é definido experimentalmente pela Eq 12 e o valor de sua resposta TL foi calculado através do ajuste preliminar aos pontos experimentais.

$$LID = \left(\overline{TL}_{0,r,m} + 3 \cdot \sigma_{\overline{TL}_{0,r,m}} \right) \cdot f_c \quad (\text{Eq 12})$$

4.11.6. Curvas de dose-resposta

Foi feito o ajuste definitivo de uma reta de coeficiente linear nulo aos pontos experimentais no intervalo de linearidade determinado para as curvas de dose-resposta e a incerteza associada à dose foi transferida para a resposta TL.

4.12. Dependência energética da resposta TL

A dependência energética da resposta TL é avaliada por meio da sensibilidade à radiação de elétrons de energia nominal E_N relativa à radiação de elétrons de energia nominal de 16 MeV ($S_{E_N/16MeV}$), calculada sobre todo o intervalo de dose-resposta linear (Eq 13), por meio dos coeficientes angulares das retas ajustadas às curvas de calibração dos dosímetros nos feixes de energia nominal E_N (A_{E_N}) e de 16 MeV (A_{16MeV}).

$$S_{E_N/16MeV} = \frac{A_{E_N}}{A_{16MeV}} \quad (\text{Eq 13})$$

Um gráfico da sensibilidade TL relativa aos elétrons de 16 MeV foi traçado em função da energia nominal do feixe, sendo feito o ajuste de um polinômio de 3° grau aos pontos experimentais para parametrizar a dependência energética da resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e do $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ aos feixes de elétrons.

4.13. Doses superficial e profunda

Os grupos de dosímetros foram posicionados de acordo com a TAB 15 na superfície do objeto simulador (R_0) ou na profundidade mais próxima possível de R_{50} (R_{med}) e irradiados com o acelerador linear ajustado para liberar 50 UM do feixe de elétrons à taxa de dose de $400 \text{ UM} \cdot \text{min}^{-1}$.

TABELA 15 – R_{50} no PMMA, na água sólida e na água, R_{med} nos objetos simuladores plásticos e característica da irradiação de cada grupo para o cálculo das doses superficial e profunda.

E_N [MeV]	PMMA				RMI-457				Água		
	R_{med}	f_{pl}	R_{50}	R_{med}/R_{50} [%]	R_{med}	f_{pl}	R_{50}	R_{med}/R_{50} [%]	R_{50}	Grupo	
4	1,6	0,941	1,56	102,42	1,6	0,949	1,55	103,29	1,47	12	13
6	2,5		2,51	99,68	2,4		2,49	96,39	2,36	10	11
9	3,7		3,77	98,14	3,7		3,74	98,91	3,55	4	5
12	5,3		5,32	99,55	5,2		5,28	98,48	5,01	6	7
16	7,0		7,04	99,50	6,8		6,98	97,42	6,62	8	9

Para os objetos simuladores de PMMA e a água sólida RMI-457, as profundidade semi-redutoras foram determinadas por meio do fator de escalonamento de profundidades f_{pl} e são apresentadas na TAB 15, para facilitar sua comparação com as profundidades de medida.

Obtidas as respostas TL de todos os dosímetros, as doses superficial e profunda foram calculadas para cada objeto simulador e energia nominal do feixe de elétrons a partir das curvas de calibração.

As porcentagens de dose em profundidade foram calculadas a partir da razão do sinal TL dos dosímetros irradiados em R_0 ou R_{med} pelo sinal TL do grupo de dosímetros de controle posicionado na profundidade de dose máxima e os valores obtidos foram comparados aos valores encontrados na literatura.

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1. Testes de estabilidade da leitora TL

As médias dos conjuntos de leituras da razão sinal/ruído para os ciclos de leitura e a variação máxima de 5% da média do ciclo são vistas na FIG 16.

FIGURA 16 – Médias dos conjuntos de leituras da razão sinal/ruído e limites da variação máxima em relação à média de cada ciclo aceita para os conjuntos.

A variação dos pontos circundados ultrapassa o limite estabelecido e estes pontos são desconsiderados no cálculo da média do ciclo.

Quando isso ocorreu com o primeiro conjunto, seu valor superior ao esperado à partir de leituras preliminares para a familiarização com a leitora TL e/ou dos ciclos anteriores indicou a contaminação da bandeja, sendo o segundo conjunto lido apenas após a limpeza desta.

Nos demais casos, o cálculo da média e da variação máxima permitida para os conjuntos ao longo do próprio ciclo de leituras mostrou que os pontos experimentais estavam fora dos limites de aceitação e um novo conjunto de leituras foi tomado após a limpeza da bandeja da leitora TL.

As médias para as leituras da razão sinal/ruído a cada ciclo e os limites para seus valores, definidos pela variação máxima de 5% em relação à média para as leituras feitas em todos os ciclos, são apresentadas na FIG 17.

FIGURA 17 – Médias de todas as leituras da razão sinal ruído realizadas, de cada ciclo de leituras e variação máxima aceita para os ciclos.

Os pontos circulados ultrapassam a variação máxima, não sendo utilizados no cálculo da média de todas as leituras da razão sinal/ruído realizadas, e a irradiação dos dosímetros TL no arranjo experimental empregado para a obtenção das leituras nos ciclos que apresentaram variações maiores que a estabelecida foram repetidas.

A FIG 18 apresenta as médias dos conjuntos de leituras da luz padrão realizadas ao longo de todos os ciclos de leitura, assim como a variação de 5% em relação à média do ciclo aceita para os conjuntos pertencentes a ele.

FIGURA 18 – Médias dos conjuntos de leituras da luz padrão e limites da variação máxima de 5% em relação à média de cada ciclo de leituras aceita.

A introdução do fator de correção $f_{LP,(j,j+1)}$ para a estabilidade da leitora ao longo de cada ciclo não foi necessária em nenhum ciclo de leitura e os conjuntos de leituras da luz padrão correspondentes aos conjuntos de leituras da razão sinal/ruído que apresentaram uma variação superior à máxima foram incluídos na análise, pois todos os conjuntos de leituras da luz padrão estão dentro dos limites de aceitação.

A média de todas as leituras de luz padrão realizadas ao longo de todos os ciclos de leitura, as médias de cada ciclo e os valores máximo e mínimo aceitos para os ciclos são mostrados na FIG 19.

FIGURA 19 – Médias de todas as leituras da luz padrão realizadas, médias de cada ciclo de leituras e variação máxima aceita para os ciclos.

Os valores obtidos para a média das leituras da luz padrão realizadas a cada ciclo se encontram dentro dos limites estipulados para a sua variação em relação à média das leituras em todos os ciclos e, desta maneira, o fator de correção para a estabilidade da leitora em todos os ciclos $f_{LP,ciclo}$ não foi utilizado para corrigir o sinal TL lido após as irradiações.

A leitora termoluminescente utilizada apresentou uma boa estabilidade quanto à luz padrão interna, que não variou em mais de 5% ao longo de todas as leituras, e à razão sinal/ruído, cuja variação superior ao limite estabelecido determinou a repetição da irradiação quando ocorreu.

5.2. Seleção dos dosímetros

Os valores das sensibilidades TL obtidas nas três repetições da irradiação para a seleção dos DTLs são apresentados no Anexo A.1 (CaSO₄:Dy) e no Anexo A.2 (LiF:Mg,Ti). A leitura de 20/12/2006 foi desconsiderada dado que a média dos valores da razão sinal/ruído para todo o dia excedeu o valor limite.

O resultado do teste de qui-quadrado reduzido aplicado às gaussianas ajustadas às sensibilidades individuais de cada leitura para a seleção dos DTLs, apresentadas na FIG 20 juntamente com a sensibilidade mais provável, é 0,99.

A TAB 16 apresenta, nos grupos de sensibilidades semelhantes, a sensibilidade média dos DTLs selecionados em ordem decrescente.

FIGURA 20 – Histograma da sensibilidade do CaSO₄:Dy (I) e do LiF:Mg,Ti (II) na primeira (a), na segunda (b) e na terceira (c) repetições da irradiação para a seleção dos dosímetros.

TABELA 16 – Sensibilidade média, em $\mu\text{C.Gy}^{-1}$, dos DTLs selecionados nos grupos i .

i	DTL	CaSO ₄ :Dy	DTL	LiF:Mg,Ti	i	DTL	CaSO ₄ :Dy	DTL	LiF:Mg,Ti
1	162	$0,937 \pm 0,007$	091	$0,069 \pm 0,017$	12	169	$0,873 \pm 0,026$	099	$0,056 \pm 0,012$
	080	$0,922 \pm 0,017$	066	$0,068 \pm 0,017$		088	$0,869 \pm 0,013$	022	$0,056 \pm 0,013$
	035	$0,921 \pm 0,011$	079	$0,067 \pm 0,017$		093	$0,867 \pm 0,011$	053	$0,056 \pm 0,012$
	145	$0,918 \pm 0,011$	081	$0,065 \pm 0,015$		151	$0,867 \pm 0,006$	045	$0,056 \pm 0,012$
	122	$0,918 \pm 0,006$	076	$0,065 \pm 0,015$		165	$0,867 \pm 0,005$	027	$0,056 \pm 0,012$
2	094	$0,917 \pm 0,009$	107	$0,064 \pm 0,014$	13	046	$0,866 \pm 0,005$	106	$0,056 \pm 0,011$
	177	$0,912 \pm 0,012$	082	$0,064 \pm 0,015$		171	$0,866 \pm 0,013$	028	$0,056 \pm 0,011$
	016	$0,910 \pm 0,008$	075	$0,063 \pm 0,015$		075	$0,866 \pm 0,022$	040	$0,056 \pm 0,012$
	114	$0,907 \pm 0,015$	006	$0,063 \pm 0,015$		051	$0,864 \pm 0,016$	098	$0,056 \pm 0,012$
	022	$0,905 \pm 0,003$	086	$0,063 \pm 0,015$		168	$0,864 \pm 0,017$	033	$0,056 \pm 0,012$
3	125	$0,904 \pm 0,010$	090	$0,063 \pm 0,015$	14	154	$0,864 \pm 0,015$	055	$0,056 \pm 0,012$
	057	$0,899 \pm 0,007$	009	$0,062 \pm 0,014$		091	$0,864 \pm 0,008$	024	$0,055 \pm 0,012$
	068	$0,898 \pm 0,007$	069	$0,062 \pm 0,015$		047	$0,864 \pm 0,004$	029	$0,055 \pm 0,012$
	099	$0,896 \pm 0,014$	025	$0,062 \pm 0,014$		143	$0,864 \pm 0,009$	021	$0,055 \pm 0,013$
	033	$0,894 \pm 0,005$	070	$0,062 \pm 0,014$		102	$0,863 \pm 0,010$	068	$0,055 \pm 0,012$
4	175	$0,894 \pm 0,010$	092	$0,061 \pm 0,014$	15	012	$0,862 \pm 0,003$	103	$0,055 \pm 0,010$
	139	$0,893 \pm 0,012$	013	$0,061 \pm 0,014$		111	$0,861 \pm 0,009$	048	$0,055 \pm 0,012$
	155	$0,892 \pm 0,031$	062	$0,061 \pm 0,014$		052	$0,861 \pm 0,009$	072	$0,055 \pm 0,011$
	113	$0,891 \pm 0,011$	049	$0,061 \pm 0,014$		180	$0,861 \pm 0,008$	088	$0,055 \pm 0,011$
	040	$0,890 \pm 0,021$	026	$0,061 \pm 0,014$		124	$0,860 \pm 0,019$	030	$0,054 \pm 0,011$
5	183	$0,890 \pm 0,026$	060	$0,061 \pm 0,014$	16	005	$0,860 \pm 0,012$	016	$0,054 \pm 0,011$
	025	$0,890 \pm 0,010$	039	$0,061 \pm 0,013$		072	$0,859 \pm 0,010$	105	$0,054 \pm 0,010$
	062	$0,888 \pm 0,007$	015	$0,060 \pm 0,013$		083	$0,859 \pm 0,009$	054	$0,054 \pm 0,011$
	156	$0,887 \pm 0,007$	065	$0,060 \pm 0,014$		078	$0,857 \pm 0,011$	089	$0,054 \pm 0,011$
	147	$0,886 \pm 0,009$	059	$0,060 \pm 0,014$		097	$0,857 \pm 0,009$	063	$0,054 \pm 0,011$
6	161	$0,886 \pm 0,017$	064	$0,060 \pm 0,014$	17	144	$0,856 \pm 0,008$	052	$0,054 \pm 0,011$
	109	$0,885 \pm 0,008$	003	$0,059 \pm 0,013$		095	$0,856 \pm 0,012$	094	$0,054 \pm 0,011$
	050	$0,885 \pm 0,006$	011	$0,059 \pm 0,013$		079	$0,855 \pm 0,028$	080	$0,054 \pm 0,011$
	181	$0,884 \pm 0,022$	035	$0,059 \pm 0,013$		053	$0,855 \pm 0,016$	077	$0,053 \pm 0,010$
	074	$0,884 \pm 0,008$	100	$0,059 \pm 0,013$		041	$0,855 \pm 0,005$	087	$0,053 \pm 0,011$
7	110	$0,882 \pm 0,006$	050	$0,059 \pm 0,013$	18	066	$0,851 \pm 0,024$	036	$0,053 \pm 0,011$
	127	$0,882 \pm 0,007$	037	$0,059 \pm 0,013$		086	$0,851 \pm 0,024$	101	$0,053 \pm 0,010$
	157	$0,881 \pm 0,008$	067	$0,059 \pm 0,014$		123	$0,851 \pm 0,007$	017	$0,053 \pm 0,010$
	010	$0,881 \pm 0,005$	057	$0,059 \pm 0,013$		043	$0,851 \pm 0,004$	083	$0,052 \pm 0,009$
	019	$0,881 \pm 0,007$	042	$0,059 \pm 0,013$		159	$0,851 \pm 0,010$	047	$0,052 \pm 0,011$
8	063	$0,880 \pm 0,013$	044	$0,059 \pm 0,013$	19	167	$0,851 \pm 0,013$	084	$0,052 \pm 0,010$
	008	$0,880 \pm 0,008$	058	$0,059 \pm 0,013$		134	$0,850 \pm 0,008$	004	$0,052 \pm 0,011$
	103	$0,880 \pm 0,016$	010	$0,058 \pm 0,013$		149	$0,850 \pm 0,007$	071	$0,052 \pm 0,009$
	038	$0,879 \pm 0,012$	038	$0,058 \pm 0,012$		098	$0,849 \pm 0,015$	007	$0,052 \pm 0,010$
	071	$0,878 \pm 0,010$	034	$0,058 \pm 0,013$		058	$0,849 \pm 0,006$	005	$0,051 \pm 0,010$
9	021	$0,877 \pm 0,010$	046	$0,058 \pm 0,012$	20	042	$0,849 \pm 0,008$	019	$0,051 \pm 0,010$
	163	$0,877 \pm 0,010$	051	$0,058 \pm 0,013$		106	$0,848 \pm 0,004$	095	$0,051 \pm 0,010$
	100	$0,876 \pm 0,015$	020	$0,058 \pm 0,013$		096	$0,847 \pm 0,009$	002	$0,050 \pm 0,010$
	153	$0,876 \pm 0,009$	096	$0,058 \pm 0,012$		107	$0,846 \pm 0,014$	073	$0,050 \pm 0,010$
	188	$0,876 \pm 0,016$	056	$0,058 \pm 0,013$		164	$0,846 \pm 0,007$	078	$0,050 \pm 0,009$
10	140	$0,876 \pm 0,010$	001	$0,057 \pm 0,013$	21	126	$0,845 \pm 0,010$	018	$0,050 \pm 0,009$
	039	$0,875 \pm 0,008$	031	$0,057 \pm 0,013$		202	$0,845 \pm 0,010$	085	$0,049 \pm 0,009$
	064	$0,875 \pm 0,011$	043	$0,057 \pm 0,013$		166	$0,844 \pm 0,014$	014	$0,049 \pm 0,009$
	141	$0,875 \pm 0,014$	097	$0,057 \pm 0,012$		198	$0,844 \pm 0,017$	012	$0,049 \pm 0,009$
	028	$0,874 \pm 0,011$	041	$0,057 \pm 0,013$		178	$0,842 \pm 0,018$	074	$0,049 \pm 0,009$
11	054	$0,874 \pm 0,010$	023	$0,057 \pm 0,013$					
	011	$0,874 \pm 0,002$	061	$0,057 \pm 0,013$					
	087	$0,873 \pm 0,019$	093	$0,057 \pm 0,012$					
	131	$0,873 \pm 0,009$	104	$0,057 \pm 0,012$					
	120	$0,873 \pm 0,019$	008	$0,057 \pm 0,013$					

5.3. Controle de qualidade mensal dos DTLs

Em decorrência da disponibilidade de horários dos hospitais, as irradiações não ocorreram em todos os meses. Nos meses em que os dosímetros não foram irradiados, permanecendo estocados em blindagem de chumbo, o controle de qualidade foi dispensado. O controle de qualidade foi também dispensado no mês de março de 2007, pois as irradiações anteriores às realizadas neste mês correspondem à seleção dos dosímetros.

5.3.1. Sensibilidade individual ao ^{60}Co

As sensibilidades individuais ao ^{60}Co dos DTLs selecionados mais sensíveis de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e de $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ obtidas na seleção e no controle de qualidade mensal são apresentadas em função da data da irradiação na FIG 21.

FIGURA 21 – Sensibilidades individuais dos DTLs de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (I) e $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ (II) mais sensíveis ao ^{60}Co obtidas no processo de seleção e no controle de qualidade mensal dos dosímetros.

Os dados obtidos nas irradiações para o controle de qualidade se mantiveram dentro dos limites estabelecidos para a variação da sensibilidade individual do DTL ao ^{60}Co para todos os dosímetros selecionados, sendo portanto desnecessária a exclusão de qualquer pastilha do lote selecionado.

5.3.2. Curvas de emissão

A FIG 22 apresenta as curvas de emissão típicas obtidas na primeira leitura dos DTLs mais sensíveis ao ^{60}Co , consideradas como referência.

FIGURA 22 – Curvas de emissão obtidas na primeira leitura para a seleção dos DTLs de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (I) e LiF:Mg,Ti (II) mais sensíveis selecionados, consideradas curvas de referência.

A FIG 23 apresenta a sobreposição das curvas obtidas para os DTLs mais sensíveis de cada fósforo obtidas na primeira leitura para a seleção dos dosímetros e a cada leitura para seu controle de qualidade.

FIGURA 23 – Curvas de emissão obtidas no controle de qualidade dos DTLs de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (I) e LiF:Mg,Ti (II) mais sensíveis ao ^{60}Co sobrepostas à referência.

Não ocorreram alterações nas curvas de emissão dos dosímetros utilizados como amostra de cada grupo que justificassem a comparação das curvas de emissão dos demais DTLs ou a exclusão de um dosímetro ou grupo de DTLs do lote selecionado ao longo do período em que o estudo foi desenvolvido.

5.4. Avaliação do acondicionamento dos DTLs em filme de PVC

As tiras de papel sulfite foram retiradas secas do acondicionamento no filme de PVC após a imersão em água, de modo que o filme pode ser utilizado como impermeabilização para as irradiações no objeto simulador de água.

A TAB 17 apresenta a resposta TL dos dosímetros submetidos à dose de 0,50 Gy de elétrons de 4 MeV e de ^{60}Co e a sensibilidade relativa ao ^{60}Co , cuja incerteza relativa é de 2,24%, dos DTLs irradiados diretamente no objeto simulador de água sólida RMI-457 e daqueles acondicionados em filme de PVC.

TABELA 17 – Resposta TL à elétrons de 4 MeV, TL_4 , e ao ^{60}Co , $TL_{^{60}\text{Co}}$, e sensibilidade relativa ao ^{60}Co para os DTLs irradiados diretamente no objeto simulador de água sólida RMI-457 ou acondicionados em filme de PVC, $S_{DTL,4/^{60}\text{Co}}$.

RMI-457							Filme de PVC						
CaSO ₄ :Dy				LiF:Mg,Ti			CaSO ₄ :Dy				LiF:Mg,Ti		
<i>i</i>	<i>TL</i> ₄ [μC]	<i>TL</i> _{60Co} [μC]	<i>S</i> _{DTL,4/60Co}	<i>TL</i> ₄ [nC]	<i>TL</i> _{60Co} [nC]	<i>S</i> _{DTL,4/60Co}	<i>i</i>	<i>TL</i> ₄ [μC]	<i>TL</i> _{60Co} [μC]	<i>S</i> _{DTL,4/60Co}	<i>TL</i> ₄ [nC]	<i>TL</i> _{60Co} [nC]	<i>S</i> _{DTL,4/60Co}
4	8,046	11,87	0,68	551,5	425,2	1,30	13	7,630	11,53	0,66	600,0	507,3	1,18
	8,075	11,86	0,68	466,6	426,1	1,10		7,649	11,53	0,66	605,4	507,2	1,19
	7,700	11,86	0,65	570,1	426,6	1,34		7,658	11,52	0,66	613,3	506,7	1,21
	7,684	11,86	0,65	482,5	426,6	1,13		7,669	11,52	0,67	617,6	505,2	1,22
	8,161	11,86	0,69	490,0	429,1	1,14		7,679	11,51	0,67	585,3	500,5	1,17
5	8,182	11,86	0,69	501,5	431,9	1,16	14	7,731	11,51	0,67	621,7	500,3	1,24
	7,719	11,81	0,65	509,3	432,4	1,18		7,575	11,50	0,66	576,9	498,9	1,16
	7,751	11,81	0,66	511,9	432,4	1,18		7,758	11,49	0,67	626,9	497,2	1,26
	7,776	11,81	0,66	521,8	432,9	1,21		7,524	11,48	0,66	632,5	496,9	1,27
	7,790	11,79	0,66	527,2	433,4	1,22		7,491	11,47	0,65	557,7	494,6	1,13
6	7,791	11,79	0,66	510,4	434,2	1,18	15	7,476	11,47	0,65	634,3	492,3	1,29
	7,821	11,78	0,66	537,8	435,2	1,24		7,837	11,46	0,68	542,2	491,9	1,10
	7,838	11,78	0,67	543,6	437,4	1,24		7,847	11,46	0,68	651,8	489,4	1,33
	7,830	11,76	0,67	504,7	437,8	1,15		7,866	11,45	0,69	548,6	488,7	1,12
	7,868	11,75	0,67	556,0	440,5	1,26		7,890	11,45	0,69	556,3	488,2	1,14
7	7,759	11,75	0,66	561,7	440,9	1,27	16	7,452	11,43	0,65	559,2	487,7	1,15
	7,914	11,75	0,67	499,9	443,9	1,13		7,469	11,42	0,65	570,1	487,5	1,17
	7,701	11,73	0,66	572,7	444,1	1,29		7,502	11,41	0,66	574,8	486,5	1,18
	7,699	11,73	0,66	582,2	444,4	1,31		7,531	11,41	0,66	578,7	485,8	1,19
	7,667	11,73	0,65	597,1	447,2	1,34		7,540	11,40	0,66	585,5	485,2	1,21
8	7,975	11,71	0,68	502,8	447,4	1,12	17	7,547	11,39	0,66	589,9	484,5	1,22
	8,000	11,70	0,68	510,9	448,4	1,14		7,544	11,38	0,66	566,1	484,1	1,17
	8,032	11,69	0,69	517,2	448,7	1,15		7,558	11,37	0,66	600,1	483,3	1,24
	8,057	11,69	0,69	525,9	449,2	1,17		7,551	11,34	0,67	559,8	483,1	1,16
	7,630	11,69	0,65	533,1	449,8	1,19		7,563	11,34	0,67	604,8	482,4	1,25
9	7,662	11,69	0,66	544,6	451,3	1,21	18	7,617	11,34	0,67	612,9	482	1,27
	7,685	11,68	0,66	536,3	452,1	1,19		7,468	11,33	0,66	542,4	480	1,13
	7,713	11,68	0,66	556,7	452,8	1,23		7,637	11,32	0,67	616,0	479	1,29
	7,738	11,66	0,66	529,3	453,5	1,17		7,416	11,31	0,66	624,2	478,7	1,30
	7,754	11,66	0,67	566,2	455,1	1,24		7,386	11,30	0,65	627,5	475,9	1,32
10	7,769	11,65	0,67	570,9	455,4	1,25	19	7,721	11,29	0,68	533,0	475,8	1,12
	7,822	11,65	0,67	521,0	456,3	1,14		7,709	11,27	0,68	541,4	475,7	1,14
	7,831	11,65	0,67	583,4	457,5	1,28		7,708	11,24	0,69	544,1	475,5	1,14
	7,670	11,65	0,66	514,5	457,8	1,12		7,733	11,23	0,69	550,7	473,8	1,16
	7,623	11,61	0,66	593,9	457,9	1,30		7,271	11,16	0,65	557,7	472,9	1,18
11	7,581	11,57	0,65	503,1	458	1,10	20	7,292	11,15	0,65	562,6	472,8	1,19
	7,865	11,57	0,68	614,1	459,5	1,34		7,316	11,13	0,66	569,5	471,9	1,21
	7,907	11,56	0,68	518,6	461,5	1,12		7,317	11,09	0,66	559,7	471,8	1,19
	7,926	11,56	0,69	526,7	461,7	1,14		7,325	11,08	0,66	582,3	471,7	1,23
	7,448	11,55	0,64	533,0	462	1,15		7,311	11,01	0,66	548,7	471,1	1,16
12	7,982	11,55	0,69	541,0	462,2	1,17	21	7,319	11,00	0,67	586,7	470,7	1,25
	7,549	11,55	0,65	591,3	463,7	1,28		7,322	11,00	0,67	540,4	469,3	1,15
	7,583	11,55	0,66	523,9	466,2	1,12		7,362	10,97	0,67	595,7	468,9	1,27
	7,603	11,54	0,66	537,8	466,6	1,15		7,220	10,95	0,66	530,2	468,8	1,13
	7,621	11,54	0,66	590,9	468,2	1,26		7,258	10,77	0,67	601,9	468,5	1,28

A irradiação na fonte de ^{60}Co do LCI/IPEN resulta em um aumento de cerca de 30 e 20% na sensibilidade dos DTLs de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e LiF:Mg,Ti ; respectivamente, com relação à irradiação na fonte de ^{60}Co do LMD/IPEN.

A sensibilidade média do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ ao feixe de elétrons de 4 MeV relativa ao ^{60}Co é de $0,666 \pm 0,015$ e a do LiF:Mg,Ti ; de $1,202 \pm 0,027$, nos dois casos, de modo que o acondicionamento dos DTLs em filme de PVC não altera significativamente o sinal TL lido. O $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ é $2472 \pm 14\%$ mais sensível ao feixe de elétrons de 4 MeV e $1370 \pm 11\%$ mais sensível ao ^{60}Co que o LiF:Mg,Ti .

5.5. Reprodutibilidade da resposta TL aos feixes de elétrons

A TAB 18 mostra a resposta de cada DTL ao feixe de elétrons com o qual foi irradiado e sua sensibilidade ao feixe de elétrons relativa ao ^{60}Co .

A sensibilidade média do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e do LiF:Mg,Ti aos feixes de elétrons relativa ao ^{60}Co , a razão entre elas e a reprodutibilidade dos dois tipos de DTLs para irradiações com elétrons são apresentadas na TAB 19.

TABELA 19 – Sensibilidade média do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e do LiF:Mg,Ti relativa ao ^{60}Co , $S_{\text{CaSO}_4:\text{Dy}/\text{LiF:Mg,Ti}}$, razão entre elas, $S_{i,S,E_e/^{60}\text{Co}}$, e reprodutibilidade, Rep, para cada energia do feixe de elétrons.

E_N [MeV]	$\text{CaSO}_4:\text{Dy}$		LiF:Mg,Ti		
	$S_{i,D,E_e/^{60}\text{Co}}$	Rep [%]	$S_{i,D,E_e/^{60}\text{Co}}$	Rep [%]	$S_{\text{CaSO}_4:\text{Dy}/\text{LiF:Mg,Ti}}$
4	$0,663 \pm 0,017$	2,5	$1,207 \pm 0,029$	2,4	$14,3 \pm 0,5$
6	$0,772 \pm 0,019$	2,5	$1,044 \pm 0,025$	2,4	$18,6 \pm 0,6$
9	$0,803 \pm 0,020$	2,5	$1,114 \pm 0,027$	2,4	$16,7 \pm 0,6$
12	$0,720 \pm 0,018$	2,5	$1,077 \pm 0,026$	2,4	$15,7 \pm 0,5$
16	$0,811 \pm 0,020$	2,4	$0,950 \pm 0,023$	2,4	$20,1 \pm 0,7$

A variação da sensibilidade do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e do LiF:Mg,Ti aos feixes de elétrons relativa ao ^{60}Co com a energia nominal do feixe de elétrons é de até $18,2 \pm 0,6$ e $27,1 \pm 0,9\%$; respectivamente, e sugere que a resposta TL apresenta uma dependência energética característica para cada tipo de DTL.

A sensibilidade do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ relativa ao LiF:Mg,Ti ; que varia até 30% com a energia dos elétrons e comportamento distinto que a sensibilidade relativa ao ^{60}Co apresenta para o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e o LiF:Mg,Ti reforçam esta sugestão.

A seleção criteriosa dos dosímetros e a consideração de suas sensibilidades individuais ao ^{60}Co garante a boa reprodutibilidade para elétrons, bastante próxima do valor da incerteza relativa associada à sensibilidade aos feixes de elétrons relativa ao ^{60}Co .

TABELA 18 – Resposta dos DTLs ao feixe de elétrons de energia nominal E com que foram irradiados, TL_{Ee} , e sua sensibilidade aos elétrons relativa ao ^{60}Co , $S_{DTL,D,Ee/^{60}\text{Co}}$.

CaSO ₄ :Dy					LiF:Mg,Ti				
<i>i</i>	TL_{Ee} [μC]	$S_{DTL,D,Ee/^{60}\text{Co}}$	TL_{Ee} [nC]	$S_{DTL,D,Ee/^{60}\text{Co}}$	<i>i</i>	TL_{Ee} [μC]	$S_{DTL,D,Ee/^{60}\text{Co}}$	TL_{Ee} [nC]	$S_{DTL,D,Ee/^{60}\text{Co}}$
7	8,53	0,726	604,10	1,37	15	8,33	0,726	578,13	1,17
	7,12	0,606	522,85	1,18		9,43	0,823	528,15	1,07
	6,80	0,579	459,03	1,03		9,71	0,847	530,93	1,08
	7,66	0,653	544,80	1,23		8,97	0,782	497,38	1,02
	8,83	0,753	564,36	1,26		10,07	0,879	589,69	1,21
8	6,71	0,573	521,59	1,17	16	9,35	0,818	481,15	0,99
	7,48	0,639	490,42	1,09		8,04	0,703	548,92	1,13
	7,94	0,679	593,22	1,32		7,04	0,617	568,66	1,17
	8,18	0,699	469,70	1,05		8,35	0,732	588,68	1,21
	8,88	0,759	610,89	1,36		8,59	0,753	541,13	1,12
9	7,55	0,646	515,29	1,14	17	7,93	0,696	503,98	1,04
	7,01	0,599	565,11	1,25		7,44	0,653	446,45	0,92
	8,02	0,686	560,54	1,24		8,98	0,789	450,90	0,93
	7,38	0,633	594,11	1,31		7,08	0,624	528,42	1,09
	8,39	0,719	503,22	1,11		9,20	0,811	589,73	1,22
10	7,77	0,667	520,33	1,14	18	7,73	0,682	568,57	1,18
	9,22	0,791	435,27	0,95		8,46	0,746	504,44	1,05
	10,30	0,884	417,23	0,91		8,37	0,739	487,98	1,02
	8,85	0,760	470,29	1,03		8,85	0,782	528,74	1,10
	8,56	0,736	542,39	1,18		7,46	0,660	464,41	0,98
11	9,24	0,798	412,88	0,90	19	8,39	0,743	490,20	1,03
	9,78	0,845	462,40	1,01		9,56	0,848	431,10	0,91
	8,07	0,698	493,44	1,07		9,90	0,880	412,78	0,87
	10,13	0,876	508,17	1,10		10,25	0,913	393,22	0,83
	7,79	0,674	552,09	1,20		9,38	0,840	433,08	0,92
12	9,40	0,814	469,96	1,02	20	8,74	0,783	464,56	0,98
	8,60	0,744	437,46	0,94		7,74	0,695	513,19	1,09
	8,69	0,752	503,35	1,08		7,80	0,703	508,58	1,08
	8,15	0,705	464,66	1,00		9,13	0,824	440,98	0,93
	9,67	0,837	530,05	1,13		10,14	0,921	386,49	0,82
13	10,05	0,871	487,94	0,96	21	9,78	0,888	404,12	0,86
	8,84	0,766	578,61	1,14		8,71	0,791	456,64	0,97
	8,46	0,734	646,04	1,28		8,42	0,767	469,67	1,00
	8,09	0,702	553,73	1,10		9,11	0,832	433,79	0,93
	8,92	0,774	531,78	1,06		7,92	0,735	487,15	1,04
14	9,57	0,831	576,33	1,15					
	10,58	0,920	608,20	1,22					
	10,48	0,912	500,47	1,01					
	9,08	0,791	627,99	1,26					
	7,96	0,694	481,26	0,97					

5.6. Decaimento térmico do sinal dos DTLs irradiados com elétrons

O decaimento térmico do sinal TL dos dosímetros é apresentado na FIG 24, que mostra a intensidade do sinal TL lido em função do tempo decorrido entre a irradiação com elétrons e a leitura, para dosímetros mantidos em blindagem de chumbo à 20°C.

FIGURA 24 – Decaimento térmico do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ (I) e do LiF:Mg,Ti (II) irradiados com elétrons.

Os parâmetros do ajuste de um decaimento exponencial de primeira ordem ($TL = A + B \cdot e^{(-t/C)}$) aos pontos experimentais, dados na TAB 20, foram utilizados para calcular o decaimento térmico do sinal dos dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, de $5,00 \pm 0,16\%$ ao ano, e de LiF:Mg,Ti ; de $9,9 \pm 0,3\%$ ao ano, irradiados em feixes de elétrons.

Conforme o esperado por se tratar de análise baseada no mesmo pico de emissão termoluminescente, estes valores concordam com aqueles disponíveis na literatura para a radiação gama do ^{60}Co ,

TABELA 20 – Parâmetros do ajuste exponencial às curvas de decaimento térmico do sinal TL.

	$\text{CaSO}_4\text{:Dy}$	LiF:Mg,Ti
A	9317 ± 3	397 ± 56
B	679 ± 3	58 ± 8
C	6490 ± 63	5703 ± 801

5.7. Dependência da resposta TL com a taxa de dose

A FIG 25 apresenta a sensibilidade relativa média para os 5 dosímetros irradiados com a mesma dose na profundidade de dose para os feixes de elétrons das energias nominais disponíveis às taxas de dose de 3,20 e 4,00 $\text{Gy} \cdot \text{min}^{-1}$.

O acordo entre os pontos experimentais obtidos com as duas taxas de dose, dentro de suas incertezas, mostra que a resposta TL dos dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e LiF:Mg,Ti é independente da taxa de dose todas as energias nominais dos feixes de elétrons disponibilizadas pelo acelerador linear utilizado.

A sensibilidade do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti relativa ao ^{60}Co apresenta o mesmo comportamento com a energia do feixe para as duas taxas de dose utilizadas, e, ao contrário do que sugerem as sensibilidades relativas ao ^{60}Co obtidas para o estudo da reprodutibilidade da resposta TL aos feixes de elétrons, indica que a dependência energética dos dois fósforos é similar.

FIGURA 25 – Dependência da resposta TL dos dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ (I) e de LiF:Mg,Ti (II) irradiados com elétrons de 4, 6, 9, 12 e 16 MeV com a taxa de dose.

5.8. Curvas de dose-resposta

5.8.1. Sensibilidade média dos grupos de DTLs

A sensibilidade média dos grupos de DTLs de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e LiF:Mg,Ti à radiação gama do ^{60}Co para irradiação no ar é mostrada na FIG 26. As sensibilidades médias aos feixes de elétrons nos objetos simuladores de PMMA , água sólida e água são apresentadas da FIG 27 à FIG 31.

FIGURA 26 – Sensibilidade TL média dos dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ (I) e de LiF:Mg,Ti (II) à radiação de fótons do ^{60}Co para irradiações no ar.

(a)

(a)

(b)

(b)

(c)

(c)

FIGURA 27 – Sensibilidade TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e do $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ a elétrons de 4 MeV utilizando objetos simuladores de PMMA (a), RMI-457 (b) e água (c).

FIGURA 28 – Sensibilidade TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e do $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ a elétrons de 6 MeV utilizando objetos simuladores de PMMA (a), RMI-457 (b) e água (c).

(a)

(a)

(b)

(b)

(c)

(c)

FIGURA 29 – Sensibilidade TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti a elétrons de 9 MeV utilizando objetos simuladores de PMMA (a), RMI-457 (b) e água (c).

FIGURA 30 – Sensibilidade TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti a elétrons de 12 MeV utilizando objetos simuladores de PMMA (a), RMI-457 (b) e água (c).

FIGURA 31 – Sensibilidade TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e do $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ a elétrons de 16 MeV utilizando objetos simuladores de PMMA (a), RMI-457 (b) e água (c).

5.8.2. Intervalo de linearidade da resposta TL

O intervalo de linearidade da resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e do $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ ao ^{60}Co para irradiação no ar vai de 0,01 a 3,25 Gy; de acordo com os dados obtidos na literatura.

Em todas as curvas obtidas para as irradiações com feixes de elétrons, a sensibilidade média é constante com a dose, dentro da incerteza máxima de 2,5% associada às leituras TL, no intervalo de doses de 0,05 até 1,25 Gy; a partir de onde a sensibilidade média passa a aumentar com o aumento da dose de para o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e diminuir para o $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$.

As sensibilidades maiores que aquelas na região de 0,05 a 1,25 Gy apresentadas pelos grupos de dosímetros irradiados com 0,01 e 0,03 Gy resultam da superestimativa do tempo de exposição ao feixe para doses baixas no escopo da radioterapia, sendo que a escolha da maior taxa de dose disponibilizada pelo acelerador de elétrons visa maximizar este efeito.

Se uma incerteza associada às medidas de 5% é admitida, caso da dosimetria *in vivo*, o intervalo de linearidade da resposta TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti aos feixes de elétrons clínicos pode ser estendido até 3,25 Gy; a maior dose empregada no presente estudo.

Considerando estes fatos, o intervalo de linearidade do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti aos feixes de elétrons clínicos se estende do limite inferior de detecção de cada dosímetro para cada feixe e objeto simulador utilizado até 3,25 Gy, um intervalo de linearidade bastante apropriado para a radioterapia convencional, mas que impede a utilização dos DTLs estudados para a dosimetria da radioterapia intraoperatória, que libera doses únicas de 10 a 20 Gy. (IAEA, 2005)

5.8.3. Ajuste preliminar

A TAB 21 apresenta o coeficiente angular da reta ajustada aos pontos experimentais da curva de dose-resposta do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti ao ^{60}Co para irradiação no ar e aos feixes de elétrons de 4, 6, 9, 12 e 16 MeV para irradiações nos objetos simuladores de PMMA, água sólida RMI-457 e água, no intervalo de linearidade da dose-resposta para cada tipo de radiação ionizante.

TABELA 21 – Coeficiente angular, A, do ajuste preliminar às curvas de dose-resposta.

	A [$\mu\text{C.Gy}^{-1}$]					
	$\text{CaSO}_4\text{:Dy}$			LiF:Mg,Ti		
	PMMA	RMI-457	Ar / Água	PMMA	RMI-457	Ar / Água
^{60}Co			$25,80 \pm 0,27$			$0,848 \pm 0,013$
4 MeV	$20,39 \pm 0,20$	$19,52 \pm 0,20$	$23,26 \pm 0,27$	$0,963 \pm 0,014$	$0,934 \pm 0,013$	$0,771 \pm 0,009$
6 MeV	$20,48 \pm 0,24$	$18,24 \pm 0,09$	$21,99 \pm 0,25$	$0,972 \pm 0,013$	$0,985 \pm 0,013$	$0,731 \pm 0,007$
9 MeV	$20,23 \pm 0,27$	$19,59 \pm 0,15$	$20,24 \pm 0,23$	$0,963 \pm 0,013$	$1,000 \pm 0,015$	$0,903 \pm 0,014$
12 MeV	$18,78 \pm 0,22$	$16,72 \pm 0,08$	$20,2 \pm 0,3$	$0,991 \pm 0,013$	$0,952 \pm 0,012$	$0,901 \pm 0,020$
16 MeV	$19,91 \pm 0,22$	$19,64 \pm 0,14$	$21,72 \pm 0,22$	$1,055 \pm 0,015$	$0,860 \pm 0,011$	$0,741 \pm 0,007$

5.8.4. Limite inferior de detecção

A TAB 22 mostra a leitura TL média dos dosímetros não-irradiados, $\overline{TL}_{0R,r,m}$, e o LID do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti para o ^{60}Co no ar e para os feixes de elétrons nos objetos simuladores de PMMA, RMI-457 e água.

TABELA 22 – Limite inferior de detecção do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e do $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ para ^{60}Co e elétrons.

	Radiação	$\overline{TL}_{0R,r,m}$ [nC]			LID [μGy]		
		PMMA	RMI-457	Ar / Água	PMMA	RMI-457	Ar / Água
$\text{CaSO}_4:\text{Dy}$	^{60}Co			$0,682 \pm 0,020$			$28,8 \pm 0,9$
	4 MeV	$0,729 \pm 0,023$	$0,641 \pm 0,020$	$1,171 \pm 0,015$	$39,1 \pm 1,3$	$35,9 \pm 1,2$	$52,3 \pm 0,9$
	6 MeV	$1,03 \pm 0,07$	$0,650 \pm 0,013$	$1,289 \pm 0,012$	60 ± 4	$37,7 \pm 0,8$	$60,3 \pm 0,9$
	9 MeV	$0,77 \pm 0,05$	$0,69 \pm 0,04$	$1,289 \pm 0,012$	46 ± 3	$41,4 \pm 2,4$	$65,5 \pm 1,0$
	12 MeV	$0,587 \pm 0,007$	$0,851 \pm 0,013$	$0,672 \pm 0,007$	$32,3 \pm 0,5$	$53,2 \pm 0,8$	$34,4 \pm 0,7$
	16 MeV	$0,759 \pm 0,007$	$0,570 \pm 0,010$	$0,672 \pm 0,007$	$39,1 \pm 0,6$	$30,6 \pm 0,6$	$31,9 \pm 0,5$
$\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$	^{60}Co			$0,335 \pm 0,004$			408 ± 7
	4 MeV	$0,327 \pm 0,004$	$0,3213 \pm 0,0021$	$0,368 \pm 0,003$	354 ± 7	351 ± 5	489 ± 7
	6 MeV	$0,3312 \pm 0,0022$	$0,3408 \pm 0,0023$	$0,387 \pm 0,003$	347 ± 5	353 ± 5	543 ± 7
	9 MeV	$0,363 \pm 0,003$	$0,3293 \pm 0,0029$	$0,387 \pm 0,003$	388 ± 6	338 ± 6	440 ± 8
	12 MeV	$0,3227 \pm 0,0016$	$0,403 \pm 0,007$	$0,355 \pm 0,005$	331 ± 5	445 ± 9	409 ± 11
	16 MeV	$0,3311 \pm 0,0017$	$0,3236 \pm 0,0025$	$0,355 \pm 0,005$	319 ± 5	385 ± 6	498 ± 8

Os limites do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e do $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ calculados para a radiação de fótons do ^{60}Co estão de acordo com os valores obtidos na literatura.

5.8.5. Curvas de dose-resposta

As curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e do $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ ao ^{60}Co para irradiação no ar e aos feixes de elétrons de 4, 6, 9, 12 e 16 MeV para irradiação nos objetos simuladores de PMMA, água sólida RMI-457 e água são apresentadas da FIG 32 à FIG 37.

FIGURA 32 – Curva de dose-resposta dos dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (I) e de $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ (II) à radiação de fótons do ^{60}Co para irradiações no ar.

(a)

(a)

(b)

(b)

(c)

(c)

FIGURA 33 – Curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti a elétrons de 4 MeV em objetos simuladores de PMMA (a), RMI-457 (b) e água (c).

FIGURA 34 – Curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti a elétrons de 6 MeV em objetos simuladores de PMMA (a), RMI-457 (b) e água (c).

(a)

(a)

(b)

(b)

(c)

(c)

FIGURA 35 – Curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti a elétrons de 9 MeV em objetos simuladores de PMMA (a), RMI-457 (b) e água (c).

FIGURA 36 – Curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti a elétrons de 12 MeV em objetos simuladores de PMMA (a), RMI-457 (b) e água (c).

FIGURA 37 – Curvas de dose-resposta do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e do $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ a elétrons de 16 MeV em objetos simuladores de PMMA (a), RMI-457 (b) e água (c).

A TAB 23 mostra o coeficiente angular da reta de coeficiente linear nulo ajustada aos pontos experimentais para cada curva de dose-resposta que define a calibração dos dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ no ^{60}Co e nos feixes de elétrons das energias nominais fornecidas pelo acelerador linear.

TABELA 23 – Coeficiente angular das curvas de calibração do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e do $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$.

Radiação	A [$\mu\text{C}.\text{Gy}^{-1}$]					
	$\text{CaSO}_4:\text{Dy}$			$\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$		
	PMMA	RMI-457	Ar / Água	PMMA	RMI-457	Ar / Água
^{60}Co			$25,8 \pm 0,8$			$0,848 \pm 0,020$
4 MeV	$20,4 \pm 0,6$	$19,5 \pm 0,6$	$23,3 \pm 0,5$	$1,025 \pm 0,025$	$0,985 \pm 0,019$	$0,771 \pm 0,014$
6 MeV	$18,8 \pm 1,2$	$18,2 \pm 0,4$	$22,0 \pm 0,4$	$0,972 \pm 0,019$	$0,934 \pm 0,019$	$0,699 \pm 0,011$
9 MeV	$20,2 \pm 1,2$	$19,6 \pm 1,0$	$23,6 \pm 0,7$	$1,245 \pm 0,026$	$0,963 \pm 0,020$	$0,903 \pm 0,022$
12 MeV	$18,8 \pm 0,6$	$16,7 \pm 0,3$	$20,2 \pm 0,5$	$1,168 \pm 0,015$	$0,952 \pm 0,023$	$0,897 \pm 0,014$
16 MeV	$19,9 \pm 0,4$	$19,6 \pm 0,4$	$21,7 \pm 0,4$	$1,055 \pm 0,015$	$0,860 \pm 0,017$	$0,699 \pm 0,011$

Os valores destes coeficientes não diferem muito daqueles obtidos no ajuste preliminar, no entanto, a transferência das incertezas associadas à dose de radiação para a resposta TL média faz com que um novo ajuste seja necessário para definir a calibração dos dosímetros.

5.9. Eficiência intrínseca dos DTLs

As leituras obtidas com o grupo 10 foram utilizadas para calcular a eficiência intrínseca, apresentada na TAB 24, dos DTLs de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e LiF:Mg,Ti nas condições empregadas para o levantamento das curvas de dose-resposta.

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

		PMMA	RMI-457	Água
$\text{CaSO}_4\text{:Dy}$	^{60}Co			$0,1389 \pm 0,0014$
	4 MeV	$0,1199 \pm 0,0012$	$0,1175 \pm 0,0007$	$0,1356 \pm 0,0008$
	6 MeV	$0,1192 \pm 0,0020$	$0,1109 \pm 0,0008$	$0,1280 \pm 0,0009$
	9 MeV	$0,1193 \pm 0,0016$	$0,1168 \pm 0,0017$	$0,1174 \pm 0,0010$
	12 MeV	$0,1083 \pm 0,0008$	$0,1007 \pm 0,0008$	$0,1190 \pm 0,0008$
	16 MeV	$0,1158 \pm 0,0007$	$0,1162 \pm 0,0009$	$0,1262 \pm 0,0009$
LiF:Mg,Ti	^{60}Co			$0,0421 \pm 0,0004$
	4 MeV	$0,0454 \pm 0,0004$	$0,0459 \pm 0,0003$	$0,0386 \pm 0,0003$
	6 MeV	$0,0444 \pm 0,0004$	$0,0444 \pm 0,0004$	$0,0367 \pm 0,0003$
	9 MeV	$0,0447 \pm 0,0004$	$0,0469 \pm 0,0004$	$0,0447 \pm 0,0004$
	12 MeV	$0,0446 \pm 0,0004$	$0,0448 \pm 0,0004$	$0,0456 \pm 0,0004$
	16 MeV	$0,0489 \pm 0,0004$	$0,0408 \pm 0,0003$	$0,0365 \pm 0,0003$

5.10. Dependência energética da resposta TL

A resposta TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti para cada uma das energias de elétrons relativa ao feixe de 16 MeV é vista na FIG 38 juntamente com a resposta média para todas as energias do feixe, apresentada na TAB 25, obtida em cada um dos objetos simuladores estudados.

TABELA 25 – Resposta TL média para todas as energias do feixe de elétrons relativa a 16 MeV nos objetos simuladores de PMMA, água sólida RMI-457 e água.

	PMMA	RMI-457	Água
$\text{CaSO}_4\text{:Dy}$	$0,986 \pm 0,017$	$0,954 \pm 0,029$	$1,020 \pm 0,028$
LiF:Mg,Ti	$1,07 \pm 0,06$	$1,094 \pm 0,025$	$1,13 \pm 0,06$

As respostas relativas a 16MeV do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti são uniformemente distribuídas em torno de seu valor médio, de modo que não apresenta dependência energética e a TAB 25 pode ser utilizada para corrigir as leituras dos dosímetros irradiados nos diferentes objetos simuladores.

(Ia)

(IIa)

(Ib)

(IIb)

(Ic)

(IIc)

FIGURA 38 – Dependência energética da resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (I) e do $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ (II) aos feixes de elétrons nos objetos simuladores de PMMA (a), RMI-457 (b) e água (c) relativa à radiação de elétrons de 16 MeV.

A resposta média é a mesma, dentro das incertezas experimentais, para os objetos simuladores de PMMA e água sólida RMI-457, sendo $4,13 \pm 0,13$ e $3,50 \pm 0,20\%$ menor que a resposta média para o objeto simulador padrão de água para as medidas feitas respectivamente com o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e o LiF:Mg,Ti ; de forma que ambos plásticos equivalentes à água apresentaram o mesmo desempenho para a aplicação dos DTLs na dosimetria de elétrons.

A sensibilidade TL dos dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ relativa ao LiF:Mg,Ti ; dada na TAB 26, apresenta variações de até 17% com a energia dos elétrons e de até 45% com o objeto simulador que resultam nas diferenças de $7,9 \pm 0,5$; $12,8 \pm 0,5$ e $9,7 \pm 0,6\%$ entre a resposta média dos dois tipos de DTL obtidas respectivamente nos objetos simuladores de PMMA, RMI-457 e água.

TABELA 26 – Sensibilidade do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ relativa ao LiF:Mg,Ti para feixes de elétrons de 4, 6, 9, 12 e 16 MeV e objetos simuladores de PMMA, água sólida RMI-457 e água.

E_N [MeV]	PMMA	RMI-457	Água
4	$21,2 \pm 0,8$	$26,5 \pm 1,1$	$30,2 \pm 0,8$
6	$21,1 \pm 1,3$	$21,6 \pm 0,7$	$31,5 \pm 0,8$
9	$21,0 \pm 1,3$	$20,6 \pm 1,2$	$36,1 \pm 1,2$
12	$19,7 \pm 0,7$	$21,8 \pm 0,8$	$35,8 \pm 1,1$
16	$18,9 \pm 0,5$	$22,8 \pm 0,6$	$31,0 \pm 0,8$

5.11. Doses superficial e profunda

A TAB 27 apresenta os valores da dose superficial e profunda, medida em R_{50} , obtidas com o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e com o LiF:Mg,Ti e a porcentagem de dose em profundidade correspondente nos três objetos simuladores para as cinco energias nominais de elétrons fornecidas pelo acelerador linear.

Os valores obtidos para as porcentagens de dose em profundidade, PDP_0 e PDP_{50} , com o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e o LiF:Mg,Ti irradiados em PMMA, água sólida RMI-457 e água concordam, dentro das incertezas, para cada uma das energias nominais do feixe de elétrons disponíveis.

A PDP_0 , concorda com os valores obtidos na literatura (IAEA, 2005; Klevenhagen, 1985) para os dois tipos de dosímetros irradiados nos objetos simuladores dos três materiais estudados com todos os feixes de elétrons.

Os valores obtidos para a PDP_{50} com os dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e LiF:Mg,Ti irradiados no objeto simulador de água concordam com o valor esperado de 50% para todas as energias do feixe de elétrons.

No caso dos objetos simuladores plásticos, a PDP_{50} é influenciada pelas diferenças de até 3,3% entre a profundidade de medida e R_{50} , resultando em valores que, embora concordem com o esperado dentro de suas incertezas, são $5,1 \pm 0,3\%$ inferiores a ele para o feixe de 4 MeV e até $16,5 \pm 1,0\%$ superiores para os feixes de elétrons das demais energias.

TABELA 27 – Doses superficial, D_0 , e profunda, D_{50} , e porcentagens de dose nestas profundidades, PDP_0 e PDP_{50} , para as energias do feixe e objetos simuladores utilizados.

		E_N	D_0 [Gy]	PDP_0 [%]	D_{50} [Gy]	PDP_{50} [%]
CaSO ₄ :Dy	PMMA	4	$0,381 \pm 0,017$	76 ± 5	$0,252 \pm 0,011$	50 ± 3
		6	$0,40 \pm 0,04$	81 ± 11	$0,248 \pm 0,023$	50 ± 7
		9	$0,42 \pm 0,05$	83 ± 13	$0,250 \pm 0,027$	50 ± 8
		12	$0,444 \pm 0,019$	89 ± 5	$0,251 \pm 0,011$	50 ± 3
		16	$0,460 \pm 0,011$	92 ± 3	$0,249 \pm 0,006$	$49,8 \pm 1,6$
	RMI-457	4	$0,376 \pm 0,012$	75 ± 3	$0,248 \pm 0,008$	$49,6 \pm 2,2$
		6	$0,387 \pm 0,012$	77 ± 3	$0,251 \pm 0,008$	$50,2 \pm 2,2$
		9	$0,42 \pm 0,03$	84 ± 9	$0,252 \pm 0,019$	50 ± 5
		12	$0,439 \pm 0,015$	88 ± 4	$0,249 \pm 0,008$	$49,8 \pm 2,3$
		16	$0,448 \pm 0,013$	90 ± 4	$0,250 \pm 0,007$	$50,0 \pm 2,0$
	Água	4	$0,396 \pm 0,015$	79 ± 4	$0,250 \pm 0,010$	$50,0 \pm 2,7$
		6	$0,403 \pm 0,028$	81 ± 8	$0,252 \pm 0,018$	50 ± 5
		9	$0,425 \pm 0,04$	85 ± 12	$0,249 \pm 0,024$	50 ± 7
		12	$0,452 \pm 0,017$	90 ± 5	$0,248 \pm 0,009$	$49,6 \pm 2,6$
		16	$0,464 \pm 0,010$	$92,8 \pm 2,9$	$0,251 \pm 0,005$	$50,2 \pm 1,6$
LiF:Mg,Ti	PMMA	4	$0,378 \pm 0,012$	$76 \pm 3,6$	$0,249 \pm 0,008$	50 ± 3
		6	$0,405 \pm 0,011$	81 ± 3	$0,250 \pm 0,007$	50 ± 3
		9	$0,416 \pm 0,012$	83 ± 3	$0,251 \pm 0,007$	50 ± 2
		12	$0,447 \pm 0,012$	89 ± 3	$0,252 \pm 0,007$	50 ± 2
		16	$0,459 \pm 0,011$	92 ± 3	$0,248 \pm 0,006$	50 ± 2
	RMI-457	4	$0,377 \pm 0,008$	75 ± 3	$0,251 \pm 0,005$	50 ± 3
		6	$0,383 \pm 0,009$	77 ± 3	$0,249 \pm 0,006$	50 ± 3
		9	$0,419 \pm 0,011$	84 ± 3	$0,248 \pm 0,007$	50 ± 2
		12	$0,441 \pm 0,015$	88 ± 4	$0,250 \pm 0,009$	50 ± 2
		16	$0,450 \pm 0,012$	90 ± 3	$0,252 \pm 0,007$	50 ± 2
	Água	4	$0,395 \pm 0,008$	79 ± 3	$0,248 \pm 0,005$	50 ± 3
		6	$0,406 \pm 0,011$	81 ± 3	$0,251 \pm 0,007$	50 ± 3
		9	$0,423 \pm 0,024$	85 ± 7	$0,252 \pm 0,014$	50 ± 4
		12	$0,449 \pm 0,021$	90 ± 6	$0,249 \pm 0,012$	50 ± 3
		16	$0,467 \pm 0,014$	93 ± 4	$0,250 \pm 0,008$	50 ± 2

6. CONCLUSÕES

A seleção cuidadosa dos dosímetros, assim como o controle de qualidade mensal dos DTLs e a avaliação de seu acondicionamento em filme de PVC, são essenciais para a precisão dos resultados obtidos nas irradiações nos feixes de elétrons.

A reprodutibilidade da resposta TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti aos feixes de elétrons é da ordem de 2,5% para todas as energias nominais do feixe de elétrons disponibilizadas pelo acelerador linear.

O decaimento térmico estimado para o sinal TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ para o período de um ano é aproximadamente 51% do valor estimado para o sinal do LiF:Mg,Ti no mesmo período.

A resposta TL à radiação de elétrons dos DTLs de ambos materiais é independente da taxa de dose para todas as energias nominais dos elétrons.

O limite inferior de detecção (LID) do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ é cerca de dez vezes inferior ao LID do LiF:Mg,Ti ; que já está dentro dos limites estabelecidos para a dosimetria aplicada à radioterapia. Os LIDs do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti ; bem como a razão entre eles, dependem do objeto simulador e da energia nominal do feixe de elétrons empregados.

O intervalo de linearidade da resposta TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti está entre o LID estabelecido para o tipo de radiação e o objeto simulador considerados e 3,25 Gy; o que indica que os dois tipos de DTL são adequados para a dosimetria de elétrons em radioterapia convencional, mas não podem ser aplicados em radioterapia intraoperatória, na qual as doses chegam a até 20 Gy.

Utilizando, respectivamente, os objetos simuladores de PMMA, água sólida RMI-457 e água, o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ é aproximadamente 20, 23 e 33 vezes mais sensível que o LiF:Mg,Ti em todas as energias nominais do feixe de elétrons.

As eficiências intrínsecas do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti variam, respectivamente, em até $15,38 \pm 0,16$ e $20,98 \pm 0,26\%$ com o objeto simulador e em até $27,5 \pm 0,4$ e $16,15 \pm 0,20\%$ com a energia do feixe de elétrons, sendo o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ até $71,5 \pm 0,7\%$ mais eficiente que o LiF:Mg,Ti ; dependendo da energia dos elétrons e do objeto simulador empregados.

A resposta TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e do LiF:Mg,Ti aos feixes de elétrons estudados não apresenta dependência energética para irradiações nos objetos simuladores empregados, podendo a resposta TL média relativa ao feixe de 16 MeV nos objetos simuladores de PMMA e água sólida RMI-457, a mesma e aproximadamente 5% menor que a obtida no objeto simulador padrão de água para os dois tipos de DTL, ser utilizada para corrigir as leituras dos DTLs irradiados nos objetos simuladores de plásticos equivalentes à água.

As porcentagens de dose em profundidade na superfície do objeto simulador e em R_{50} obtidas a partir das medidas com os dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e LiF:Mg,Ti nos três objetos simuladores e em todas as energias do feixe de elétrons concordam, dentro das incertezas, com os valores encontrados na literatura.

A dificuldade de posicionar os DTLs em R_{50} nos objetos simuladores plásticos causa a menor compatibilidade entre PDPs obtidas nestes simuladores com os valores encontrados na literatura.

Os resultados obtidos indicam que os objetos simuladores de PMMA e água sólida RMI-457 apresentam desempenho similar ao do objeto simulador de água considerado como padrão.

O $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ pode ser utilizado na dosimetria de elétrons aplicada à radioterapia, com um ganho significativo na sensibilidade, no custo e na facilidade de obtenção do dosímetro.

ANEXO A – Sensibilidades individuais dos DTLs ao ^{60}Co

As sensibilidades individuais dos DTLs pré-selecionados em cada irradiação realizada são apresentadas em *itálico* e as sensibilidades individuais dos dosímetros selecionados são apresentados em **negrito**.

Anexo A.1 – Seleção dos dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$

Sensibilidade dos DTLs de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ a $25,000 \pm 0,025$ mGy de ^{60}Co no ar.

DTL	$S_{DTL, 25mGy, ^{60}Co, ar} [\mu\text{C.Gy}^{-1}]$				
	13/12/2006	15/12/2006	20/12/2006	04/01/2006	Média
001	0,7122 ± 0,0007	0,7263 ± 0,0007	0,7977 ± 0,0008	0,8342 ± 0,0008	0,768 ± 0,029
002	0,6983 ± 0,0007	0,8213 ± 0,0008	0,8935 ± 0,0009	0,8984 ± 0,0009	0,828 ± 0,047
003	0,7929 ± 0,0008	0,7847 ± 0,0008	0,8210 ± 0,0008	0,7907 ± 0,0008	0,797 ± 0,008
004	0,9145 ± 0,0009	0,9160 ± 0,0009	0,9912 ± 0,0010	0,9394 ± 0,0009	0,940 ± 0,018
005	0,8434 ± 0,0008	0,8491 ± 0,0009	0,8948 ± 0,0009	0,8510 ± 0,0009	0,860 ± 0,012
006	0,8990 ± 0,0009	0,9009 ± 0,0009	0,9574 ± 0,0010	0,9046 ± 0,0009	0,915 ± 0,014
007	0,8121 ± 0,0008	0,7966 ± 0,0008	0,8206 ± 0,0008	0,8009 ± 0,0008	0,808 ± 0,005
008	0,8748 ± 0,0009	0,8606 ± 0,0009	0,8889 ± 0,0009	0,8956 ± 0,0009	0,880 ± 0,008
009	0,8121 ± 0,0008	0,8073 ± 0,0008	0,8083 ± 0,0008	0,8179 ± 0,0008	0,811 ± 0,002
010	0,8799 ± 0,0009	0,8741 ± 0,0009	0,8740 ± 0,0009	0,8967 ± 0,0009	0,881 ± 0,005
011	0,8707 ± 0,0009	0,8737 ± 0,0009	0,8732 ± 0,0009	0,8791 ± 0,0009	0,874 ± 0,002
012	0,8701 ± 0,0009	0,8548 ± 0,0009	0,8606 ± 0,0009	0,8631 ± 0,0009	0,862 ± 0,003
013	0,7853 ± 0,0008	0,7839 ± 0,0008	0,7974 ± 0,0008	0,8046 ± 0,0008	0,793 ± 0,005
014	0,6615 ± 0,0007	0,6588 ± 0,0007	0,6542 ± 0,0007	0,6475 ± 0,0006	0,656 ± 0,003
015	0,8247 ± 0,0008	0,8249 ± 0,0008	0,8396 ± 0,0008	0,8478 ± 0,0008	0,834 ± 0,006
016	0,9058 ± 0,0009	0,8933 ± 0,0009	0,9295 ± 0,0009	0,9122 ± 0,0009	0,910 ± 0,008
017	0,8475 ± 0,0008	0,8648 ± 0,0009	0,8819 ± 0,0009	0,9903 ± 0,0010	0,896 ± 0,032
018	0,9957 ± 0,0010	0,9921 ± 0,0010	1,0191 ± 0,0010	1,0243 ± 0,0010	1,008 ± 0,008
019	0,8698 ± 0,0009	0,8783 ± 0,0009	0,8758 ± 0,0009	0,8999 ± 0,0009	0,881 ± 0,007
020	0,7895 ± 0,0008	0,7880 ± 0,0008	0,7917 ± 0,0008	0,8055 ± 0,0008	0,794 ± 0,004
021	0,8991 ± 0,0009	0,8513 ± 0,0009	0,8860 ± 0,0009	0,8729 ± 0,0009	0,877 ± 0,010
022	0,9023 ± 0,0009	0,8981 ± 0,0009	0,9109 ± 0,0009	0,9092 ± 0,0009	0,905 ± 0,003
023	0,8503 ± 0,0009	0,8267 ± 0,0008	0,8321 ± 0,0008	0,8569 ± 0,0009	0,842 ± 0,007
024	0,8302 ± 0,0008	0,8269 ± 0,0008	0,8287 ± 0,0008	0,8413 ± 0,0008	0,832 ± 0,003
025	0,8777 ± 0,0009	0,8878 ± 0,0009	0,8764 ± 0,0009	0,9185 ± 0,0009	0,890 ± 0,010
026	0,8216 ± 0,0008	0,8421 ± 0,0008	0,8379 ± 0,0008	0,8456 ± 0,0008	0,837 ± 0,005
027	0,8251 ± 0,0008	0,8333 ± 0,0008	0,8217 ± 0,0008	0,8472 ± 0,0008	0,832 ± 0,006
028	0,8571 ± 0,0009	0,8544 ± 0,0009	0,8878 ± 0,0009	0,8978 ± 0,0009	0,874 ± 0,011
029	0,7996 ± 0,0008	0,8162 ± 0,0008	0,8303 ± 0,0008	0,8446 ± 0,0008	0,823 ± 0,010
030	0,7094 ± 0,0007	0,7925 ± 0,0008	0,7852 ± 0,0008	0,7958 ± 0,0008	0,771 ± 0,021
031	0,7535 ± 0,0008	0,8795 ± 0,0009	0,8769 ± 0,0009	0,8819 ± 0,0009	0,848 ± 0,032
032	0,8050 ± 0,0008	0,8163 ± 0,0008	0,7988 ± 0,0008	0,8243 ± 0,0008	0,811 ± 0,006
033	0,8792 ± 0,0009	0,8999 ± 0,0009	0,8964 ± 0,0009	0,9006 ± 0,0009	0,894 ± 0,005
034	0,8512 ± 0,0009	0,8367 ± 0,0008	0,8096 ± 0,0008	0,8527 ± 0,0009	0,838 ± 0,010
035	0,9359 ± 0,0009	0,9336 ± 0,0009	0,8886 ± 0,0009	0,9245 ± 0,0009	0,921 ± 0,011
036	0,6913 ± 0,0007	0,6484 ± 0,0007	0,6519 ± 0,0007	0,6669 ± 0,0007	0,665 ± 0,010
037	0,8218 ± 0,0008	0,8160 ± 0,0008	0,7932 ± 0,0008	0,8452 ± 0,0008	0,819 ± 0,011
038	0,8599 ± 0,0009	0,8824 ± 0,0009	0,8607 ± 0,0009	0,9112 ± 0,0009	0,879 ± 0,012

$S_{DTL,25mGy,^{60}Co,ar}$ [$\mu C.Gy^{-1}$]					
DTL	13/12/2006	15/12/2006	20/12/2006	04/01/2006	Média
039	0,8651 ± 0,0009	0,8705 ± 0,0009	0,8666 ± 0,0009	0,8972 ± 0,0009	0,875 ± 0,008
040	0,8293 ± 0,0008	0,9036 ± 0,0009	0,9067 ± 0,0009	0,9218 ± 0,0009	0,890 ± 0,021
041	0,8426 ± 0,0008	0,8503 ± 0,0009	0,8592 ± 0,0009	0,8661 ± 0,0009	0,855 ± 0,005
042	0,8483 ± 0,0009	0,8342 ± 0,0008	0,8421 ± 0,0008	0,8713 ± 0,0009	0,849 ± 0,008
043	0,8456 ± 0,0008	0,8432 ± 0,0008	0,8628 ± 0,0009	0,8528 ± 0,0009	0,851 ± 0,004
044	0,9124 ± 0,0009	0,9252 ± 0,0009	0,9254 ± 0,0009	0,9548 ± 0,0010	0,929 ± 0,009
045	0,7345 ± 0,0007	0,7343 ± 0,0007	0,7074 ± 0,0007	0,7304 ± 0,0007	0,727 ± 0,006
046	0,8579 ± 0,0009	0,8650 ± 0,0009	0,8629 ± 0,0009	0,8797 ± 0,0009	0,866 ± 0,005
047	0,8574 ± 0,0009	0,8706 ± 0,0009	0,8577 ± 0,0009	0,8692 ± 0,0009	0,864 ± 0,004
048	0,7656 ± 0,0008	0,8038 ± 0,0008	0,7765 ± 0,0008	0,7944 ± 0,0008	0,785 ± 0,009
049	0,9695 ± 0,0010	0,9827 ± 0,0010	0,9508 ± 0,0009	0,8903 ± 0,0009	0,948 ± 0,020
050	0,8957 ± 0,0009	0,8923 ± 0,0009	0,8704 ± 0,0009	0,8813 ± 0,0009	0,885 ± 0,006
051	0,8182 ± 0,0008	0,8820 ± 0,0009	0,8642 ± 0,0009	0,8931 ± 0,0009	0,864 ± 0,016
052	0,8568 ± 0,0009	0,8516 ± 0,0009	0,8484 ± 0,0008	0,8863 ± 0,0009	0,861 ± 0,009
053	0,8107 ± 0,0008	0,8587 ± 0,0009	0,8605 ± 0,0009	0,8889 ± 0,0009	0,855 ± 0,016
054	0,8464 ± 0,0008	0,8871 ± 0,0009	0,8777 ± 0,0009	0,8859 ± 0,0009	0,874 ± 0,010
055	0,7820 ± 0,0008	0,8465 ± 0,0008	0,8587 ± 0,0009	0,8692 ± 0,0009	0,839 ± 0,020
056	0,8512 ± 0,0009	0,7717 ± 0,0008	0,7603 ± 0,0008	0,7895 ± 0,0008	0,793 ± 0,020
057	0,8989 ± 0,0009	0,8866 ± 0,0009	0,8929 ± 0,0009	0,9172 ± 0,0009	0,899 ± 0,007
058	0,8325 ± 0,0008	0,8549 ± 0,0009	0,8495 ± 0,0008	0,8595 ± 0,0009	0,849 ± 0,006
059	0,7099 ± 0,0007	0,8729 ± 0,0009	0,8858 ± 0,0009	0,8914 ± 0,0009	0,840 ± 0,044
060	0,7815 ± 0,0008	0,8075 ± 0,0008	0,8099 ± 0,0008	0,8400 ± 0,0008	0,810 ± 0,012
061	0,9387 ± 0,0009	0,9415 ± 0,0009	0,9241 ± 0,0009	0,9638 ± 0,0010	0,942 ± 0,008
062	0,8938 ± 0,0009	0,8887 ± 0,0009	0,8671 ± 0,0009	0,9011 ± 0,0009	0,888 ± 0,007
063	0,8988 ± 0,0009	0,8511 ± 0,0009	0,8674 ± 0,0009	0,9031 ± 0,0009	0,880 ± 0,013
064	0,8693 ± 0,0009	0,8741 ± 0,0009	0,8516 ± 0,0008	0,9041 ± 0,0009	0,875 ± 0,011
065	0,8026 ± 0,0008	0,7649 ± 0,0008	0,7535 ± 0,0008	0,7857 ± 0,0008	0,777 ± 0,011
066	0,9160 ± 0,0009	0,8184 ± 0,0008	0,8110 ± 0,0008	0,8597 ± 0,0009	0,851 ± 0,024
067	0,8212 ± 0,0008	0,8135 ± 0,0008	0,7977 ± 0,0008	0,8277 ± 0,0008	0,815 ± 0,006
068	0,8969 ± 0,0009	0,8812 ± 0,0009	0,9129 ± 0,0009	0,9008 ± 0,0009	0,898 ± 0,007
069	0,8720 ± 0,0009	0,8104 ± 0,0008	0,8118 ± 0,0008	0,8183 ± 0,0008	0,828 ± 0,015
070	0,9348 ± 0,0009	0,9287 ± 0,0009	0,9229 ± 0,0009	0,9532 ± 0,0010	0,935 ± 0,007
071	0,8565 ± 0,0009	0,8764 ± 0,0009	0,8756 ± 0,0009	0,9041 ± 0,0009	0,878 ± 0,010
072	0,8449 ± 0,0008	0,8461 ± 0,0008	0,8563 ± 0,0009	0,8890 ± 0,0009	0,859 ± 0,010
073	0,8473 ± 0,0008	0,8429 ± 0,0008	0,8089 ± 0,0008	0,8422 ± 0,0008	0,835 ± 0,009
074	0,8877 ± 0,0009	0,8795 ± 0,0009	0,8643 ± 0,0009	0,9024 ± 0,0009	0,883 ± 0,008
075	0,8975 ± 0,0009	0,8940 ± 0,0009	0,8022 ± 0,0008	0,8686 ± 0,0009	0,866 ± 0,022
076	0,6189 ± 0,0006	0,7703 ± 0,0008	0,7187 ± 0,0007	0,7469 ± 0,0007	0,714 ± 0,033
077	0,7833 ± 0,0008	0,7727 ± 0,0008	0,7470 ± 0,0007	0,7761 ± 0,0008	0,770 ± 0,008
078	0,8506 ± 0,0009	0,8404 ± 0,0008	0,8470 ± 0,0008	0,8913 ± 0,0009	0,857 ± 0,012
079	0,9062 ± 0,0009	0,8938 ± 0,0009	0,7866 ± 0,0008	0,8334 ± 0,0008	0,855 ± 0,028
080	0,9574 ± 0,0010	0,9170 ± 0,0009	0,8781 ± 0,0009	0,9346 ± 0,0009	0,922 ± 0,017
081	0,8309 ± 0,0008	0,9477 ± 0,0010	0,9154 ± 0,0009	0,9592 ± 0,0010	0,913 ± 0,029
082	0,8405 ± 0,0008	0,8345 ± 0,0008	0,7796 ± 0,0008	0,8537 ± 0,0009	0,827 ± 0,016
083	0,8506 ± 0,0009	0,8630 ± 0,0009	0,8401 ± 0,0008	0,8810 ± 0,0009	0,859 ± 0,009
084	0,8306 ± 0,0008	0,7751 ± 0,0008	0,8065 ± 0,0008	0,7837 ± 0,0008	0,799 ± 0,012
085	0,8524 ± 0,0009	0,8062 ± 0,0008	0,8191 ± 0,0008	0,8705 ± 0,0009	0,837 ± 0,015
086	0,8183 ± 0,0008	0,8121 ± 0,0008	0,8601 ± 0,0009	0,9145 ± 0,0009	0,851 ± 0,024
087	0,8972 ± 0,0009	0,8840 ± 0,0009	0,8170 ± 0,0008	0,8947 ± 0,0009	0,873 ± 0,019
088	0,8817 ± 0,0009	0,8794 ± 0,0009	0,8294 ± 0,0008	0,8871 ± 0,0009	0,869 ± 0,013
089	0,8771 ± 0,0009	0,8426 ± 0,0008	0,9315 ± 0,0009	0,9731 ± 0,0010	0,906 ± 0,029
090	0,9164 ± 0,0009	0,9568 ± 0,0010	0,8734 ± 0,0009	0,9179 ± 0,0009	0,916 ± 0,017
091	0,8814 ± 0,0009	0,8699 ± 0,0009	0,8418 ± 0,0008	0,8623 ± 0,0009	0,864 ± 0,008
092	0,8254 ± 0,0008	0,8007 ± 0,0008	0,7653 ± 0,0008	0,7916 ± 0,0008	0,796 ± 0,012
093	0,8723 ± 0,0009	0,8850 ± 0,0009	0,8346 ± 0,0008	0,8760 ± 0,0009	0,867 ± 0,011

$S_{DTL,25mGy,^{60}Co,ar}$ [$\mu C.Gy^{-1}$]					
DTL	13/12/2006	15/12/2006	20/12/2006	04/01/2006	Média
094	0,9364 ± 0,0009	0,9276 ± 0,0009	0,9027 ± 0,0009	0,9020 ± 0,0009	0,917 ± 0,009
095	0,8819 ± 0,0009	0,8247 ± 0,0008	0,8564 ± 0,0009	0,8610 ± 0,0009	0,856 ± 0,012
096	0,8492 ± 0,0009	0,8710 ± 0,0009	0,8287 ± 0,0008	0,8396 ± 0,0008	0,847 ± 0,009
097	0,8790 ± 0,0009	0,8651 ± 0,0009	0,8450 ± 0,0008	0,8400 ± 0,0008	0,857 ± 0,009
098	0,8369 ± 0,0008	0,8836 ± 0,0009	0,8610 ± 0,0009	0,8163 ± 0,0008	0,849 ± 0,015
099	0,9279 ± 0,0009	0,8996 ± 0,0009	0,8601 ± 0,0009	0,8969 ± 0,0009	0,896 ± 0,014
100	0,9210 ± 0,0009	0,8652 ± 0,0009	0,8532 ± 0,0009	0,8663 ± 0,0009	0,876 ± 0,015
101	0,8651 ± 0,0009	0,0362 ± 0,0001	0,8594 ± 0,0009	0,8925 ± 0,0009	0,872 ± 0,010
102	0,8880 ± 0,0009	0,8462 ± 0,0008	0,8454 ± 0,0008	0,8726 ± 0,0009	0,863 ± 0,010
103	0,9168 ± 0,0009	0,8898 ± 0,0009	0,8718 ± 0,0009	0,8402 ± 0,0008	0,880 ± 0,016
104	0,9931 ± 0,0010	0,8036 ± 0,0008	0,7697 ± 0,0008	0,7713 ± 0,0008	0,834 ± 0,053
105	0,8236 ± 0,0008	0,9735 ± 0,0010	0,9439 ± 0,0009	0,9396 ± 0,0009	0,920 ± 0,033
106	0,8604 ± 0,0009	0,8459 ± 0,0008	0,8436 ± 0,0008	0,8403 ± 0,0008	0,848 ± 0,004
107	0,8842 ± 0,0009	0,8319 ± 0,0008	0,8229 ± 0,0008	0,8444 ± 0,0008	0,846 ± 0,014
108	0,9627 ± 0,0010	0,9402 ± 0,0009	0,9039 ± 0,0009	0,9352 ± 0,0009	0,935 ± 0,012
109	0,9052 ± 0,0009	0,8864 ± 0,0009	0,8640 ± 0,0009	0,8849 ± 0,0009	0,885 ± 0,008
110	0,8983 ± 0,0009	0,8838 ± 0,0009	0,8797 ± 0,0009	0,8674 ± 0,0009	0,882 ± 0,006
111	0,8871 ± 0,0009	0,8560 ± 0,0009	0,8581 ± 0,0009	0,8426 ± 0,0008	0,861 ± 0,009
112	0,8257 ± 0,0008	0,8040 ± 0,0008	0,7786 ± 0,0008	0,7549 ± 0,0008	0,791 ± 0,015
113	0,9173 ± 0,0009	0,8800 ± 0,0009	0,9000 ± 0,0009	0,8660 ± 0,0009	0,891 ± 0,011
114	0,9507 ± 0,0010	0,8795 ± 0,0009	0,8982 ± 0,0009	0,8990 ± 0,0009	0,907 ± 0,015
115	0,8345 ± 0,0008	0,8066 ± 0,0008	0,8248 ± 0,0008	0,8603 ± 0,0009	0,832 ± 0,011
116	0,9601 ± 0,0010	0,9616 ± 0,0010	0,9347 ± 0,0009	0,9494 ± 0,0009	0,951 ± 0,006
117	0,9745 ± 0,0010	0,9484 ± 0,0010	0,8919 ± 0,0009	0,9344 ± 0,0009	0,937 ± 0,017
118	0,7920 ± 0,0008	0,7676 ± 0,0008	0,7518 ± 0,0008	0,7502 ± 0,0008	0,765 ± 0,010
119	0,8651 ± 0,0009	0,8410 ± 0,0008	0,8373 ± 0,0008	0,8226 ± 0,0008	0,842 ± 0,009
120	0,9014 ± 0,0009	0,8170 ± 0,0008	0,8801 ± 0,0009	0,8925 ± 0,0009	0,873 ± 0,019
121	0,9771 ± 0,0010	0,9054 ± 0,0009	0,9551 ± 0,0010	0,9608 ± 0,0010	0,950 ± 0,015
122	0,9323 ± 0,0009	0,9178 ± 0,0009	0,9013 ± 0,0009	0,9199 ± 0,0009	0,918 ± 0,006
123	0,8642 ± 0,0009	0,8611 ± 0,0009	0,8453 ± 0,0008	0,8342 ± 0,0008	0,851 ± 0,007
124	0,9071 ± 0,0009	0,8569 ± 0,0009	0,8615 ± 0,0009	0,8128 ± 0,0008	0,860 ± 0,019
125	0,9309 ± 0,0009	0,9034 ± 0,0009	0,9014 ± 0,0009	0,8818 ± 0,0009	0,904 ± 0,010
126	0,8671 ± 0,0009	0,8448 ± 0,0008	0,8508 ± 0,0008	0,8186 ± 0,0008	0,845 ± 0,010
127	0,8994 ± 0,0009	0,8842 ± 0,0009	0,8647 ± 0,0009	0,8779 ± 0,0009	0,882 ± 0,007
128	0,8989 ± 0,0009	0,8290 ± 0,0008	0,7881 ± 0,0008	0,7992 ± 0,0008	0,829 ± 0,025
129	0,8971 ± 0,0009	0,8842 ± 0,0009	0,7793 ± 0,0008	0,7851 ± 0,0008	0,836 ± 0,031
130	0,8502 ± 0,0009	0,8357 ± 0,0008	0,8054 ± 0,0008	0,8230 ± 0,0008	0,829 ± 0,010
131	0,8984 ± 0,0009	0,8617 ± 0,0009	0,8613 ± 0,0009	0,8706 ± 0,0009	0,873 ± 0,009
132	0,8232 ± 0,0008	0,8070 ± 0,0008	0,7711 ± 0,0008	0,7944 ± 0,0008	0,799 ± 0,011
133	0,8432 ± 0,0008	0,8195 ± 0,0008	0,7462 ± 0,0007	0,7778 ± 0,0008	0,797 ± 0,022
134	0,8671 ± 0,0009	0,8558 ± 0,0009	0,8463 ± 0,0008	0,8314 ± 0,0008	0,850 ± 0,008
135	0,7460 ± 0,0007	0,7080 ± 0,0007	0,7023 ± 0,0007	0,7257 ± 0,0007	0,721 ± 0,010
136	0,8069 ± 0,0008	0,7879 ± 0,0008	0,7847 ± 0,0008	0,7935 ± 0,0008	0,793 ± 0,005
137	0,7201 ± 0,0007	0,8772 ± 0,0009	0,8830 ± 0,0009	0,8675 ± 0,0009	0,837 ± 0,039
138	0,8959 ± 0,0009	0,7444 ± 0,0007	0,7723 ± 0,0008	0,7735 ± 0,0008	0,797 ± 0,034
139	0,9244 ± 0,0009	0,8960 ± 0,0009	0,8757 ± 0,0009	0,8738 ± 0,0009	0,892 ± 0,012
140	0,8982 ± 0,0009	0,8855 ± 0,0009	0,8584 ± 0,0009	0,8599 ± 0,0009	0,876 ± 0,010
141	0,9172 ± 0,0009	0,8600 ± 0,0009	0,8570 ± 0,0009	0,8637 ± 0,0009	0,874 ± 0,014
142	0,8310 ± 0,0008	0,7828 ± 0,0008	0,7703 ± 0,0008	0,8074 ± 0,0008	0,798 ± 0,013
143	0,8860 ± 0,0009	0,8558 ± 0,0009	0,8454 ± 0,0008	0,8675 ± 0,0009	0,864 ± 0,009
144	0,8740 ± 0,0009	0,8649 ± 0,0009	0,8385 ± 0,0008	0,8472 ± 0,0008	0,856 ± 0,008
145	0,9513 ± 0,0010	0,9144 ± 0,0009	0,9026 ± 0,0009	0,9038 ± 0,0009	0,918 ± 0,011
146	0,8392 ± 0,0008	0,8271 ± 0,0008	0,8242 ± 0,0008	0,8033 ± 0,0008	0,823 ± 0,007
147	0,9117 ± 0,0009	0,8807 ± 0,0009	0,8828 ± 0,0009	0,8696 ± 0,0009	0,886 ± 0,009
148	0,9667 ± 0,0010	0,9255 ± 0,0009	0,9490 ± 0,0009	0,9661 ± 0,0010	0,952 ± 0,010

$S_{DTL,25mGy,^{60}Co,ar}$ [$\mu C.Gy^{-1}$]					
DTL	13/12/2006	15/12/2006	20/12/2006	04/01/2006	Média
149	0,8553 ± 0,0009	0,8295 ± 0,0008	0,8528 ± 0,0009	0,8615 ± 0,0009	0,850 ± 0,007
150	0,9191 ± 0,0009	0,9041 ± 0,0009	0,9348 ± 0,0009	0,9125 ± 0,0009	0,918 ± 0,006
151	0,8850 ± 0,0009	0,8561 ± 0,0009	0,8589 ± 0,0009	0,8677 ± 0,0009	0,867 ± 0,006
152	0,6595 ± 0,0007	0,6595 ± 0,0007	0,6405 ± 0,0006	0,6468 ± 0,0006	0,652 ± 0,005
153	0,8503 ± 0,0009	0,8888 ± 0,0009	0,8806 ± 0,0009	0,8858 ± 0,0009	0,876 ± 0,009
154	0,8878 ± 0,0009	0,8312 ± 0,0008	0,8915 ± 0,0009	0,8453 ± 0,0008	0,864 ± 0,015
155	0,9285 ± 0,0009	0,9089 ± 0,0009	0,7992 ± 0,0008	0,9297 ± 0,0009	0,892 ± 0,031
156	0,9060 ± 0,0009	0,8755 ± 0,0009	0,8777 ± 0,0009	0,8889 ± 0,0009	0,887 ± 0,007
157	0,8802 ± 0,0009	0,8641 ± 0,0009	0,8800 ± 0,0009	0,9012 ± 0,0009	0,881 ± 0,008
158	0,7164 ± 0,0007	0,7009 ± 0,0007	0,8657 ± 0,0009	0,8967 ± 0,0009	0,795 ± 0,050
159	0,8629 ± 0,0009	0,8598 ± 0,0009	0,8214 ± 0,0008	0,8603 ± 0,0009	0,851 ± 0,010
160	0,8273 ± 0,0008	0,7866 ± 0,0008	0,8736 ± 0,0009	0,8326 ± 0,0008	0,830 ± 0,018
161	0,9332 ± 0,0009	0,8629 ± 0,0009	0,8863 ± 0,0009	0,8602 ± 0,0009	0,886 ± 0,017
162	0,9572 ± 0,0010	0,9305 ± 0,0009	0,9287 ± 0,0009	0,9333 ± 0,0009	0,937 ± 0,007
163	0,9057 ± 0,0009	0,8698 ± 0,0009	0,8764 ± 0,0009	0,8565 ± 0,0009	0,877 ± 0,010
164	0,8640 ± 0,0009	0,8348 ± 0,0008	0,8493 ± 0,0008	0,8344 ± 0,0008	0,846 ± 0,007
165	0,8819 ± 0,0009	0,8624 ± 0,0009	0,8617 ± 0,0009	0,8600 ± 0,0009	0,866 ± 0,005
166	0,8724 ± 0,0009	0,8082 ± 0,0008	0,8590 ± 0,0009	0,8378 ± 0,0008	0,844 ± 0,014
167	0,8786 ± 0,0009	0,8168 ± 0,0008	0,8594 ± 0,0009	0,8476 ± 0,0008	0,851 ± 0,013
168	0,8886 ± 0,0009	0,8507 ± 0,0009	0,8935 ± 0,0009	0,8236 ± 0,0008	0,864 ± 0,017
169	0,8904 ± 0,0009	0,7938 ± 0,0008	0,9000 ± 0,0009	0,9058 ± 0,0009	0,872 ± 0,026
170	0,7979 ± 0,0008	0,7963 ± 0,0008	0,8223 ± 0,0008	0,8430 ± 0,0008	0,815 ± 0,011
171	0,8574 ± 0,0009	0,8331 ± 0,0008	0,8825 ± 0,0009	0,8921 ± 0,0009	0,866 ± 0,013
172	0,9034 ± 0,0009	0,6468 ± 0,0006	0,6503 ± 0,0006	0,6504 ± 0,0007	0,713 ± 0,064
173	0,9191 ± 0,0009	0,8357 ± 0,0008	0,6840 ± 0,0007	0,6935 ± 0,0007	0,783 ± 0,057
174	0,8564 ± 0,0009	0,8302 ± 0,0008	0,8495 ± 0,0008	0,8226 ± 0,0008	0,840 ± 0,008
175	0,9141 ± 0,0009	0,8836 ± 0,0009	0,9052 ± 0,0009	0,8718 ± 0,0009	0,894 ± 0,010
176	0,8198 ± 0,0008	0,6813 ± 0,0007	0,8072 ± 0,0008	0,8175 ± 0,0008	0,781 ± 0,034
177	0,8757 ± 0,0009	0,9175 ± 0,0009	0,9243 ± 0,0009	0,9289 ± 0,0009	0,912 ± 0,012
178	0,8883 ± 0,0009	0,8551 ± 0,0009	0,8161 ± 0,0008	0,8088 ± 0,0008	0,842 ± 0,018
179	0,6714 ± 0,0007	0,8511 ± 0,0009	0,8795 ± 0,0009	0,8702 ± 0,0009	0,818 ± 0,049
180	0,8790 ± 0,0009	0,8475 ± 0,0008	0,8697 ± 0,0009	0,8470 ± 0,0008	0,861 ± 0,008
181	0,9416 ± 0,0009	0,8942 ± 0,0009	0,8584 ± 0,0009	0,8412 ± 0,0008	0,884 ± 0,022
182	0,9176 ± 0,0009	0,9444 ± 0,0009	0,8607 ± 0,0009	0,8225 ± 0,0008	0,886 ± 0,028
183	0,8180 ± 0,0008	0,8858 ± 0,0009	0,9282 ± 0,0009	0,9292 ± 0,0009	0,890 ± 0,026
184	0,8063 ± 0,0008	0,8201 ± 0,0008	0,6208 ± 0,0006	0,6128 ± 0,0006	0,715 ± 0,057
185	0,8918 ± 0,0009	0,8108 ± 0,0008	0,8130 ± 0,0008	0,8037 ± 0,0008	0,830 ± 0,021
186	0,8556 ± 0,0009	0,7841 ± 0,0008	0,8714 ± 0,0009	0,8434 ± 0,0008	0,839 ± 0,019
187	0,8742 ± 0,0009	0,8385 ± 0,0008	0,8122 ± 0,0008	0,7857 ± 0,0008	0,828 ± 0,019
188	0,8383 ± 0,0008	0,9104 ± 0,0009	0,8938 ± 0,0009	0,8610 ± 0,0009	0,876 ± 0,016
189	0,8746 ± 0,0009	0,9275 ± 0,0009	0,9410 ± 0,0009	0,8789 ± 0,0009	0,905 ± 0,017
190	0,9248 ± 0,0009	0,9519 ± 0,0010	0,8711 ± 0,0009	0,8624 ± 0,0009	0,903 ± 0,021
191	0,8004 ± 0,0008	0,6448 ± 0,0006	0,7946 ± 0,0008	0,8958 ± 0,0009	0,784 ± 0,052
192	0,6408 ± 0,0006	0,8816 ± 0,0009	0,8971 ± 0,0009	0,7931 ± 0,0008	0,803 ± 0,059
193	0,8462 ± 0,0008	0,8960 ± 0,0009	0,7503 ± 0,0007	0,7450 ± 0,0007	0,809 ± 0,037
194	0,8989 ± 0,0009	0,7547 ± 0,0008	0,8607 ± 0,0009	0,8762 ± 0,0009	0,848 ± 0,032
195	0,7551 ± 0,0008	0,8677 ± 0,0009	0,9233 ± 0,0009	0,9257 ± 0,0009	0,868 ± 0,040
196	0,8770 ± 0,0009	0,8305 ± 0,0008	0,8213 ± 0,0008	0,8324 ± 0,0008	0,840 ± 0,012
197	0,8457 ± 0,0008	0,7995 ± 0,0008	0,7798 ± 0,0008	0,7943 ± 0,0008	0,805 ± 0,014
198	0,7941 ± 0,0008	0,8552 ± 0,0009	0,8735 ± 0,0009	0,8517 ± 0,0009	0,844 ± 0,017
199	0,8222 ± 0,0008	0,8529 ± 0,0009	0,8336 ± 0,0008	0,8301 ± 0,0008	0,835 ± 0,007
200	0,8208 ± 0,0008	0,8194 ± 0,0008	0,8336 ± 0,0008	0,8617 ± 0,0009	0,834 ± 0,010
201	0,7976 ± 0,0008	0,8390 ± 0,0008	0,7615 ± 0,0008	0,8023 ± 0,0008	0,800 ± 0,016
202	0,8372 ± 0,0008	0,8716 ± 0,0009	0,8269 ± 0,0008	0,8434 ± 0,0008	0,845 ± 0,010
203	0,8672 ± 0,0009	0,7111 ± 0,0007	0,8548 ± 0,0009	0,8417 ± 0,0008	0,819 ± 0,036

Anexo A.2 – Seleção dos dosímetros de LiF:Mg,Ti

Sensibilidade dos DTLs de LiF:Mg,Ti a $25,000 \pm 0,025$ mGy de ^{60}Co no ar.

DTL	$S_{DTL,25mGy,^{60}Co,ar}$ [$\mu\text{C}\cdot\text{Gy}^{-1}$]			
	19/01/2007	29/01/2007	09/02/2007	Média
001	0,08900 $\pm$ 0,00007	0,05902 $\pm$ 0,00007	0,05576 $\pm$ 0,00007	0,057 $\pm$ 0,013
002	0,07789 $\pm$ 0,00006	0,05056 $\pm$ 0,00006	0,05020 $\pm$ 0,00006	0,050 $\pm$ 0,010
003	0,08297 $\pm$ 0,00007	0,06116 $\pm$ 0,00007	0,05783 $\pm$ 0,00007	0,059 $\pm$ 0,013
004	0,04386 $\pm$ 0,00004	0,05270 $\pm$ 0,00007	0,05156 $\pm$ 0,00007	0,052 $\pm$ 0,011
005	0,05369 $\pm$ 0,00005	0,05342 $\pm$ 0,00007	0,04952 $\pm$ 0,00006	0,051 $\pm$ 0,010
006	0,05031 $\pm$ 0,00005	0,06541 $\pm$ 0,00008	0,06075 $\pm$ 0,00007	0,063 $\pm$ 0,015
007	0,05980 $\pm$ 0,00005	0,05369 $\pm$ 0,00007	0,05000 $\pm$ 0,00006	0,052 $\pm$ 0,010
008	0,05457 $\pm$ 0,00005	0,05830 $\pm$ 0,00007	0,05572 $\pm$ 0,00007	0,057 $\pm$ 0,013
009	0,06023 $\pm$ 0,00005	0,06501 $\pm$ 0,00008	0,05991 $\pm$ 0,00007	0,062 $\pm$ 0,014
010	0,05669 $\pm$ 0,00005	0,06013 $\pm$ 0,00007	0,05651 $\pm$ 0,00007	0,058 $\pm$ 0,013
011	0,05554 $\pm$ 0,00005	0,06144 $\pm$ 0,00007	0,05755 $\pm$ 0,00007	0,059 $\pm$ 0,013
012	0,04640 $\pm$ 0,00004	0,05159 $\pm$ 0,00006	0,04688 $\pm$ 0,00006	0,049 $\pm$ 0,009
013	0,05857 $\pm$ 0,00005	0,06410 $\pm$ 0,00008	0,05867 $\pm$ 0,00007	0,061 $\pm$ 0,014
014	0,04891 $\pm$ 0,00005	0,05075 $\pm$ 0,00006	0,04788 $\pm$ 0,00006	0,049 $\pm$ 0,009
015	0,05786 $\pm$ 0,00005	0,06267 $\pm$ 0,00007	0,05783 $\pm$ 0,00007	0,060 $\pm$ 0,013
016	0,04937 $\pm$ 0,00005	0,05512 $\pm$ 0,00007	0,05284 $\pm$ 0,00007	0,054 $\pm$ 0,011
017	0,05211 $\pm$ 0,00005	0,05457 $\pm$ 0,00007	0,05072 $\pm$ 0,00006	0,053 $\pm$ 0,010
018	0,04826 $\pm$ 0,00004	0,05163 $\pm$ 0,00006	0,04824 $\pm$ 0,00006	0,050 $\pm$ 0,009
019	0,05049 $\pm$ 0,00005	0,05314 $\pm$ 0,00007	0,04960 $\pm$ 0,00006	0,051 $\pm$ 0,010
020	0,05540 $\pm$ 0,00005	0,05909 $\pm$ 0,00007	0,05627 $\pm$ 0,00007	0,058 $\pm$ 0,013
021	0,05020 $\pm$ 0,00005	0,05449 $\pm$ 0,00007	0,05600 $\pm$ 0,00007	0,055 $\pm$ 0,013
022	0,05900 $\pm$ 0,00005	0,05647 $\pm$ 0,00007	0,05600 $\pm$ 0,00007	0,056 $\pm$ 0,013
023	0,05460 $\pm$ 0,00005	0,05830 $\pm$ 0,00007	0,05608 $\pm$ 0,00007	0,057 $\pm$ 0,013
024	0,05317 $\pm$ 0,00005	0,05552 $\pm$ 0,00007	0,05540 $\pm$ 0,00007	0,055 $\pm$ 0,012
025	0,05617 $\pm$ 0,00005	0,06485 $\pm$ 0,00008	0,05931 $\pm$ 0,00007	0,062 $\pm$ 0,014
026	0,05914 $\pm$ 0,00005	0,06263 $\pm$ 0,00007	0,05903 $\pm$ 0,00007	0,061 $\pm$ 0,014
027	0,05571 $\pm$ 0,00005	0,05747 $\pm$ 0,00007	0,05472 $\pm$ 0,00007	0,056 $\pm$ 0,012
028	0,05683 $\pm$ 0,00005	0,05993 $\pm$ 0,00007	0,05208 $\pm$ 0,00007	0,056 $\pm$ 0,011
029	0,05363 $\pm$ 0,00005	0,05667 $\pm$ 0,00007	0,05396 $\pm$ 0,00007	0,055 $\pm$ 0,012
030	0,05283 $\pm$ 0,00005	0,05564 $\pm$ 0,00007	0,05312 $\pm$ 0,00007	0,054 $\pm$ 0,011
031	0,05620 $\pm$ 0,00005	0,05810 $\pm$ 0,00007	0,05659 $\pm$ 0,00007	0,057 $\pm$ 0,013
032	0,04494 $\pm$ 0,00004	0,04988 $\pm$ 0,00006	0,04560 $\pm$ 0,00006	0,048 $\pm$ 0,008
033	0,05437 $\pm$ 0,00005	0,05715 $\pm$ 0,00007	0,05424 $\pm$ 0,00007	0,056 $\pm$ 0,012
034	0,05754 $\pm$ 0,00005	0,06060 $\pm$ 0,00007	0,05580 $\pm$ 0,00007	0,058 $\pm$ 0,013
035	0,05771 $\pm$ 0,00005	0,06072 $\pm$ 0,00007	0,05763 $\pm$ 0,00007	0,059 $\pm$ 0,013
036	0,05277 $\pm$ 0,00005	0,05481 $\pm$ 0,00007	0,05124 $\pm$ 0,00006	0,053 $\pm$ 0,011
037	0,05717 $\pm$ 0,00005	0,06013 $\pm$ 0,00007	0,05779 $\pm$ 0,00007	0,059 $\pm$ 0,013
038	0,05551 $\pm$ 0,00005	0,06112 $\pm$ 0,00007	0,05552 $\pm$ 0,00007	0,058 $\pm$ 0,012
039	0,05817 $\pm$ 0,00005	0,06382 $\pm$ 0,00007	0,05751 $\pm$ 0,00007	0,061 $\pm$ 0,013
040	0,05520 $\pm$ 0,00005	0,05759 $\pm$ 0,00007	0,05396 $\pm$ 0,00007	0,056 $\pm$ 0,012
041	0,05420 $\pm$ 0,00005	0,05778 $\pm$ 0,00007	0,05671 $\pm$ 0,00007	0,057 $\pm$ 0,013
042	0,05500 $\pm$ 0,00005	0,06100 $\pm$ 0,00007	0,05683 $\pm$ 0,00007	0,059 $\pm$ 0,013
043	0,05429 $\pm$ 0,00005	0,05802 $\pm$ 0,00007	0,05663 $\pm$ 0,00007	0,057 $\pm$ 0,013
044	0,05686 $\pm$ 0,00005	0,06104 $\pm$ 0,00007	0,05647 $\pm$ 0,00007	0,059 $\pm$ 0,013
045	0,05323 $\pm$ 0,00005	0,05731 $\pm$ 0,00007	0,05504 $\pm$ 0,00007	0,056 $\pm$ 0,012
046	0,05611 $\pm$ 0,00005	0,06041 $\pm$ 0,00007	0,05516 $\pm$ 0,00007	0,058 $\pm$ 0,012
047	0,04991 $\pm$ 0,00005	0,05218 $\pm$ 0,00007	0,05268 $\pm$ 0,00007	0,052 $\pm$ 0,011
048	0,05597 $\pm$ 0,00005	0,05556 $\pm$ 0,00007	0,05400 $\pm$ 0,00007	0,055 $\pm$ 0,012
049	0,05966 $\pm$ 0,00005	0,06338 $\pm$ 0,00007	0,05839 $\pm$ 0,00007	0,061 $\pm$ 0,014
050	0,05411 $\pm$ 0,00005	0,06140 $\pm$ 0,00007	0,05659 $\pm$ 0,00007	0,059 $\pm$ 0,013
051	0,05620 $\pm$ 0,00005	0,05802 $\pm$ 0,00007	0,05743 $\pm$ 0,00007	0,058 $\pm$ 0,013
052	0,05463 $\pm$ 0,00005	0,05504 $\pm$ 0,00007	0,05248 $\pm$ 0,00007	0,054 $\pm$ 0,011

$S_{DTL, 25mGy, {}^{60}Co, ar}$ [$\mu C \cdot Gy^{-1}$]				
DTL	19/01/2007	29/01/2007	09/02/2007	Média
053	0,05491 $\pm$ 0,00005	0,05759 $\pm$ 0,00007	0,05484 $\pm$ 0,00007	0,056 $\pm$ 0,012
054	0,05303 $\pm$ 0,00005	0,05465 $\pm$ 0,00007	0,05316 $\pm$ 0,00007	0,054 $\pm$ 0,011
055	0,05551 $\pm$ 0,00005	0,05643 $\pm$ 0,00007	0,05464 $\pm$ 0,00007	0,056 $\pm$ 0,012
056	0,05631 $\pm$ 0,00005	0,05941 $\pm$ 0,00007	0,05576 $\pm$ 0,00007	0,058 $\pm$ 0,013
057	0,05729 $\pm$ 0,00005	0,05997 $\pm$ 0,00007	0,05787 $\pm$ 0,00007	0,059 $\pm$ 0,013
058	0,05789 $\pm$ 0,00005	0,06056 $\pm$ 0,00007	0,05683 $\pm$ 0,00007	0,059 $\pm$ 0,013
059	0,05726 $\pm$ 0,00005	0,06120 $\pm$ 0,00007	0,05843 $\pm$ 0,00007	0,060 $\pm$ 0,014
060	0,06120 $\pm$ 0,00005	0,06283 $\pm$ 0,00007	0,05883 $\pm$ 0,00007	0,061 $\pm$ 0,014
061	0,05597 $\pm$ 0,00005	0,05846 $\pm$ 0,00007	0,05584 $\pm$ 0,00007	0,057 $\pm$ 0,013
062	0,05709 $\pm$ 0,00005	0,06342 $\pm$ 0,00007	0,05879 $\pm$ 0,00007	0,061 $\pm$ 0,014
063	0,05146 $\pm$ 0,00005	0,05496 $\pm$ 0,00007	0,05260 $\pm$ 0,00007	0,054 $\pm$ 0,011
064	0,05511 $\pm$ 0,00005	0,05973 $\pm$ 0,00007	0,05975 $\pm$ 0,00007	0,060 $\pm$ 0,014
065	0,05669 $\pm$ 0,00005	0,06176 $\pm$ 0,00007	0,05859 $\pm$ 0,00007	0,060 $\pm$ 0,014
066	0,05116 $\pm$ 0,00006	0,07141 $\pm$ 0,00008	0,06555 $\pm$ 0,00008	0,068 $\pm$ 0,017
067	0,07045 $\pm$ 0,00008	0,05961 $\pm$ 0,00007	0,05827 $\pm$ 0,00007	0,059 $\pm$ 0,014
068	0,06514 $\pm$ 0,00007	0,05679 $\pm$ 0,00007	0,05352 $\pm$ 0,00007	0,055 $\pm$ 0,012
069	0,05796 $\pm$ 0,00007	0,06342 $\pm$ 0,00007	0,06107 $\pm$ 0,00007	0,062 $\pm$ 0,015
070	0,06308 $\pm$ 0,00007	0,06418 $\pm$ 0,00008	0,05983 $\pm$ 0,00007	0,062 $\pm$ 0,014
071	0,07121 $\pm$ 0,00008	0,05627 $\pm$ 0,00007	0,04784 $\pm$ 0,00006	0,052 $\pm$ 0,009
072	0,05781 $\pm$ 0,00007	0,05643 $\pm$ 0,00007	0,05288 $\pm$ 0,00007	0,055 $\pm$ 0,011
073	0,06980 $\pm$ 0,00008	0,05091 $\pm$ 0,00006	0,04960 $\pm$ 0,00006	0,050 $\pm$ 0,010
074	0,06758 $\pm$ 0,00007	0,05167 $\pm$ 0,00006	0,04604 $\pm$ 0,00006	0,049 $\pm$ 0,009
075	0,05239 $\pm$ 0,00006	0,06410 $\pm$ 0,00008	0,06211 $\pm$ 0,00007	0,063 $\pm$ 0,015
076	0,05498 $\pm$ 0,00006	0,06680 $\pm$ 0,00008	0,06271 $\pm$ 0,00007	0,065 $\pm$ 0,015
077	0,05903 $\pm$ 0,00007	0,05643 $\pm$ 0,00007	0,05024 $\pm$ 0,00006	0,053 $\pm$ 0,010
078	0,05842 $\pm$ 0,00007	0,05230 $\pm$ 0,00007	0,04812 $\pm$ 0,00006	0,050 $\pm$ 0,009
079	0,06942 $\pm$ 0,00008	0,06636 $\pm$ 0,00008	0,06771 $\pm$ 0,00008	0,067 $\pm$ 0,017
080	0,07209 $\pm$ 0,00008	0,05604 $\pm$ 0,00007	0,05132 $\pm$ 0,00007	0,054 $\pm$ 0,011
081	0,05872 $\pm$ 0,00007	0,06736 $\pm$ 0,00008	0,06259 $\pm$ 0,00007	0,065 $\pm$ 0,015
082	0,06907 $\pm$ 0,00008	0,06664 $\pm$ 0,00008	0,06095 $\pm$ 0,00007	0,064 $\pm$ 0,015
083	0,05441 $\pm$ 0,00006	0,05679 $\pm$ 0,00007	0,04820 $\pm$ 0,00006	0,052 $\pm$ 0,009
084	0,05777 $\pm$ 0,00007	0,05401 $\pm$ 0,00007	0,05064 $\pm$ 0,00006	0,052 $\pm$ 0,010
085	0,05540 $\pm$ 0,00007	0,05083 $\pm$ 0,00006	0,04784 $\pm$ 0,00006	0,049 $\pm$ 0,009
086	0,05800 $\pm$ 0,00007	0,06513 $\pm$ 0,00008	0,06067 $\pm$ 0,00007	0,063 $\pm$ 0,015
087	0,06823 $\pm$ 0,00008	0,05512 $\pm$ 0,00007	0,05128 $\pm$ 0,00006	0,053 $\pm$ 0,011
088	0,05189 $\pm$ 0,00006	0,05707 $\pm$ 0,00007	0,05216 $\pm$ 0,00007	0,055 $\pm$ 0,011
089	0,05544 $\pm$ 0,00007	0,05572 $\pm$ 0,00007	0,05188 $\pm$ 0,00007	0,054 $\pm$ 0,011
090	0,05300 $\pm$ 0,00006	0,06446 $\pm$ 0,00008	0,06119 $\pm$ 0,00007	0,063 $\pm$ 0,015
091	0,05452 $\pm$ 0,00006	0,07284 $\pm$ 0,00008	0,06591 $\pm$ 0,00008	0,069 $\pm$ 0,017
092	0,05979 $\pm$ 0,00007	0,06271 $\pm$ 0,00007	0,06011 $\pm$ 0,00007	0,061 $\pm$ 0,014
093	0,06426 $\pm$ 0,00007	0,05925 $\pm$ 0,00007	0,05488 $\pm$ 0,00007	0,057 $\pm$ 0,012
094	0,06816 $\pm$ 0,00008	0,05544 $\pm$ 0,00007	0,05204 $\pm$ 0,00007	0,054 $\pm$ 0,011
095	0,06510 $\pm$ 0,00007	0,05314 $\pm$ 0,00007	0,04852 $\pm$ 0,00006	0,051 $\pm$ 0,010
096	0,05426 $\pm$ 0,00006	0,05981 $\pm$ 0,00007	0,05556 $\pm$ 0,00007	0,058 $\pm$ 0,012
097	0,05934 $\pm$ 0,00007	0,06009 $\pm$ 0,00007	0,05448 $\pm$ 0,00007	0,057 $\pm$ 0,012
098	0,05724 $\pm$ 0,00007	0,05818 $\pm$ 0,00007	0,05332 $\pm$ 0,00007	0,056 $\pm$ 0,012
099	0,05212 $\pm$ 0,00006	0,05798 $\pm$ 0,00007	0,05500 $\pm$ 0,00007	0,056 $\pm$ 0,012
100	0,05926 $\pm$ 0,00007	0,06180 $\pm$ 0,00007	0,05651 $\pm$ 0,00007	0,059 $\pm$ 0,013
101	0,05911 $\pm$ 0,00007	0,05556 $\pm$ 0,00007	0,05004 $\pm$ 0,00006	0,053 $\pm$ 0,010
102	0,06884 $\pm$ 0,00008	0,05000 $\pm$ 0,00006	0,04692 $\pm$ 0,00006	0,048 $\pm$ 0,009
103	0,05808 $\pm$ 0,00007	0,05997 $\pm$ 0,00007	0,05024 $\pm$ 0,00006	0,055 $\pm$ 0,010
104	0,05601 $\pm$ 0,00007	0,06068 $\pm$ 0,00007	0,05340 $\pm$ 0,00007	0,057 $\pm$ 0,012
105	0,05964 $\pm$ 0,00007	0,05858 $\pm$ 0,00007	0,04932 $\pm$ 0,00006	0,054 $\pm$ 0,010
106	0,05827 $\pm$ 0,00007	0,06124 $\pm$ 0,00007	0,05088 $\pm$ 0,00006	0,056 $\pm$ 0,011
107	0,05319 $\pm$ 0,00006	0,06954 $\pm$ 0,00008	0,05907 $\pm$ 0,00007	0,064 $\pm$ 0,014

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)

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE A protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. **Med. Phys.**, v. 26, n.9, p. 1847-1870, 1999. (TG-51)

BERGER, M. J.; SELTER, S. M.; DOMEN, S. R.; LAMPERTI, P. J. Electron dosimetry with ionization chambers. In: NBS SYMPOSIUM ON MEASUREMENTS FOR THE SAFE USE OF RADIATION, March, 1-4, 1976, Gaithersburg. **Proceedings...**
Gaithersburg: NBS, 1976. p. 307-312.

BICRON RADIATION MEASUREMENTS PRODUCTS **Model 3500 Manual TLD Reader Operator's Manual** Publication N° 3500-0-O-0699-001, 1999.

BOUDOU, C.; BISTOS, M. C.; CORDE, S.; ADAM, J. F.; FERRERO, C.; ESTÈVE, F.; ELLEAUME, H. Synchrotron stereotatic radiotherapy dosimetry by Fricke gel and Monte Carlo simulations.
Phys. Med. Biol. v. 49, p. 5135-5144, 2004.

BUTSON, M. J.; ELFERINK, R.; CHEUNG, T.; YU, P. K. N.; STOKES, M.; QUACK, K. Y.; METCALFE, P. Verification of lung dose in an anthropomorphic phantom calculated by the collapsed cone convolution method. **Phys. Med. Biol.** v. 45, p. N143-N149, 2000.

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. **Rad. 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 $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ na dosimetria de elétrons de energia alta. In: 5TH LATIN AMERICAN CONFERENCE ON MEDICAL PHYSICS, Outubro 7-12, 1990, Ribeirão Preto. **Proceedings...**

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

DUCH, M. A.; GINJAUME, M.; CHAKKOR, H.; ORTEGA, X.; JORNET, N.; RIBAS, M. Thermoluminescence dosimetry applied to in vivo dose measurements for total body irradiation techniques.

Radiother. Oncol. v. 47, n.º3, p. 319-324, 1998.

DUSCOMBE, P; MCGHEE, P; LEDERER, E. Anthropomorphic phantom measurements for the validation of a treatment planning system.

Phys. Med. Biol. v. 41, p. 399-411, 1996.

EGGERMONT, G.; JACOBS, R.; JANSSENS, A.; SEGAERT, 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...**

Riso: Danish AEC Research Stablishment, 1971. p. 444-460.

EHRlich, M.; LAMPERTI, P. J. Electron-therapy dosimetry. In: NBS SYMPOSIUM ON MEASUREMENTS FOR THE SAFE USE OF RADIATION, March, 1-4, 1976, Gaithersburg. **Proceedings...**

Gaithersburg: NBS, 1976. p. 365-370.

FRAGOSO, M.; PILLAI, S.; SOLDBERG, T. D.; CHETTY, I. J. Experimental verification and clinical implementation of a commercial Monte Carlo electron beam dose calculation algorithm.

Med. Phys. v. 35, n.º3, p. 1028-1038, 2008.

GOODEN, D. S.; BRICKNER, T. J. The routine use of thermoluminescence dosimetry for radiation therapy. **Radiology**, v. 102, p. 685-689, 1972.

HILL, R.; HOLLOWAY, L.; BALDOCK, C. A dosimetric evaluation of water equivalent phantoms for kilovoltage X-ray beams.

Phys. Med. Biol. v. 50, p. 331-344, 2005.

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 Code 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 for 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, Apr. 2000 (TRS-398)

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY ***Radiation Oncology Physics.*** A Handbook for Teachers and Students, Vienna, 2005.

KASE, K. R.; ADLER, G. J.; BJARNGARD, B. E. Comparison of electron beam dose measurements in water and polystyrene using various dosimeters. **Med. Phys.**, v. 9, n. 1, p. 13-19, 1982. Errata: v. 9, n. 5, p. 784, 1982.

KEHWAR, T. S.; BHARDWAJ, A. K.; CHAKARVARTI, S. K. Evaluation of dosimetric effect of leaf position in a radiation field of an 80 leaf multileaf collimator fitted to the LINAC head as a tertiary collimator.

Appl. Clin. Med. Phys., v. 7, n.º3, p. 43-54, 2006.

KLEVENHAGEN, S. C. ***Physics of Electron Beam Therapy.*** Medical Physics Handbooks 13, Bristol: Adam Hilger, 1985.

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.

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

MAYLES, W. P. M.; HEISIG, S.; MAYLES, H. M. O. ***Radioterapy Physics in Practice.*** Oxford: Oxford University Press, 1999. cap. 10, treatment verification and *in vivo* dosimetry. p. 227-251.

METCALFE, P.; KRON, T.; HOBAN, P. ***The physics of radiotherapy X-rays and electrons***. Madison, WI: Medical Physics, 2007.

MOBIT, P.; MAYLES, P.; NAHUM, A. E. The energy correction factor of LiF thermoluminescent dosimeters in megavoltage electron beams: Monte Carlo simulations and experiments **Phys. Med. Biol.** v. 41, p. 979-993, 1996.

NUNES, M. G.; CAMPOS, L. L. Study of CaSO₄:Dy and LiF:Mg,Ti detectors TL response to electron radiation using a SW solid water phantom. **Radiation Measurements** doi:10.1016/j.radmeas.2007.11.008

NUSSENZVEIG, H. M. ***Curso de Física Básica***. Eletromagnetismo. São Paulo: Edgard Blücher, 2003. v. 3

OBERHOFER, M.; SCHARMANN, A. ***Applied Thermoluminescence Dosimetry***. Bristol: Adam Hilger, 1981.

OSMAN, G. Dose profiles in tissue and in air for therapeutic electrons beams. In: NBS SYMPOSIUM ON MEASUREMENTS FOR THE SAFE USE OF RADIATION, March, 1-4, 1976, Gaithersburg. **Proceedings...** Gaithersburg: NBS, 1976. p. 313-326.

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; PLA, M. O.; PODGORSKAK, E. B. Thermoluminescent dosimetry in electron beams: energy dependence. **Med. Phys.** v. 23, p. 667-673, 1996.

RUDÉN, B. Evaluation of the clinical use of TLD. **Acta Radiol. Ther. Phys. Biol.**, v. 15, p. 447-464, 1976.

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.

VENABLES, K.; MILES, E. A.; HOSKIN, P. J.; START trial management group. The use of *in vivo* thermoluminescent dosimeters in the quality assurance programme for START breast fractionation trial. **Radiother. Oncol.** v. 71, n.º3, p. 303-310, 2004.

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