AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**MÉTODOS PARA IMPLEMENTAÇÃO DA DOSIMETRIA
IN VIVO (DOSE DE ENTRADA) COM DOSÍMETROS
TERMOLUMINESCENTES NA RADIOTERAPIA
EXTERNA COM FEIXE DE FÓTONS**

CRISTIANE BARSANELLI

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

Orientadora:
Dra. Laura Natal Rodrigues

**São Paulo
2006**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

MÉTODOS PARA IMPLEMENTAÇÃO DA DOSIMETRIA *IN VIVO* (DOSE DE
ENTRADA) COM DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES NA RADIOTERAPIA
EXTERNA COM FEIXE DE FÓTONS

CRISTIANE BARSANELLI

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

Orientadora:
Dra. Laura Natal Rodrigues

SÃO PAULO
2006

Dedico este trabalho aos meus pais, Luiz Natal Barsanelli e Sonia Catarina Januário Barsanelli, pelo apoio incondicional, a minha irmã Claudia Barsanelli Costa e ao meu cunhado Luís Henrique Chechinato Costa pelo incentivo constante, e aos amigos do mestrado por toda a ajuda, discussões enriquecedoras e pelos vários momentos de descontração.

AGRADECIMENTOS

A minha orientadora, Dra. Laura Natal Rodrigues, que tem me orientado desde o trabalho final da graduação, sempre prestativa e disposta a ajudar. Posso referenciá-la como sendo a pessoa que mais tem contribuído para a minha formação profissional. Obrigada pelo incentivo e encorajamento nos momentos mais delicados e pela confiança enorme em mim depositada.

À Dra. Leticia Lucente Campos Rodrigues, pelo auxílio técnico, uso de equipamentos e livre acesso aos laboratórios do Centro de Metrologia das Radiações do IPEN.

À física chefe do serviço de radioterapia do Hospital Sírio Libanês, Cecília Kalil Haddad, pela oportunidade do estágio realizado, durante o qual pude realizar todas as medidas envolvidas neste trabalho, e à sua equipe de físicos Aluísio, Anselmo, Edílson e Eliana, sempre muito solícitos.

Aos queridos amigos aprimorandos de física-médica do Hospital Sírio Libanês, Hélio e Vinícius (Bill), a quem eu recorria com frequência para discutir as inúmeras dúvidas que surgiram durante a realização do trabalho.

À Dra. Larissa, pelo carinho e atenção com que sempre me tratou, e por ter solicitado a colaboração das pacientes para a realização das medidas *in vivo*, bem como por ter me acompanhado na realização das mesmas.

Aos técnicos do HSL, Adriana, Antônio, Benedito, Carlos, Cristina, Elisabete, Hedi, Lúcia, Luques, Marcos, Marlene, Nilton, Quitéria, Rosana, Silvana e Wesley, sempre muito prestativos.

Aos amigos conquistados durante essa importante fase da minha vida profissional, André, Eduardo, Juan, Maíra, Márcio, Patrícia e Priscilla, pelo companheirismo, longas conversas e muitas risadas.

À equipe de usinagem da oficina mecânica do IPEN, pelo trabalho preciso na confecção do objeto simulador utilizado para seleção dos dosímetros.

Ao CNPq pelo auxílio concedido, o que possibilitou dedicação exclusiva ao trabalho de pesquisa.

MÉTODOS PARA IMPLEMENTAÇÃO DA DOSIMETRIA *IN VIVO* (DOSE DE ENTRADA) COM DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES NA RADIOTERAPIA EXTERNA COM FEIXE DE FÓTONS

Cristiane Barsanelli

RESUMO

Neste trabalho, estão descritos os métodos de seleção, calibração e de determinação dos fatores de correção, as características físicas dos dosímetros termoluminescentes, o procedimento de cálculo para converter a leitura do dosímetro em dose absorvida e a metodologia para se determinar a dose de entrada. Foram investigadas a praticidade e a utilidade das medidas de dose de entrada com os dosímetros termoluminescentes, bem como a exatidão e a reprodutibilidade no fornecimento da dose diária. As medidas de dose de entrada foram realizadas em cinco pacientes com diagnóstico de câncer de mama tratadas com um feixe de fótons de 6 MV. Não foram detectados grandes desvios entre a dose medida e a dose esperada (os valores concordaram em $\pm 5\%$), devido à excelente estabilidade do equipamento de tratamento, ao sistema automático de verificação e à boa exatidão no ajuste diário do tratamento. Uma boa precisão pode ser alcançada quando os fatores de correção para cada parâmetro de influência na resposta do dosímetro são cuidadosamente determinados e aplicados para converter o sinal termoluminescente em dose absorvida. O estudo demonstrou a viabilidade do uso dos dosímetros termoluminescentes para a dosimetria *in vivo* e sua utilidade como parte de um programa de garantia de qualidade em um serviço de radioterapia.

METHODS FOR IMPLEMENTATION OF *IN VIVO* DOSIMETRY (ENTRANCE DOSE) USING THERMOLUMINESCENT DOSIMETERS DURING RADIOTHERAPY TREATMENT WITH PHOTON BEAM

Cristiane Barsanelli

ABSTRACT

Selection, calibration procedure to convert TLD signal into absorbed dose and physical characteristics of the thermoluminescent dosimeters, as well as the determination of correction factors and the methodology to determine expected entrance dose, are described in this work. Practical aspects and the utility of entrance dose measures with thermoluminescent dosimeters were investigated, as well as the exactness and the reproducibility of the daily dose release. The entrance dose measures were performed in five patients with diagnosis of breast cancer treated with a 6 MV photon beam. The measured dose and the expected dose values agreed in $\pm 5\%$, due to excellent treatment equipment stability, to automatic verification system and the good exactness in the daily treatment adjustment. Good precision can be achieved when the correction factors for each parameter of influence in the dosimeter response are carefully determined and applied to convert the thermoluminescent signal into absorbed dose. The study demonstrates the viability of thermoluminescent dosimeters use for *in vivo* dosimetry and its utility as part of a quality assurance program in a radiation therapy service.

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO.....	14
1.1 Considerações gerais.....	14
1.2 Fundamentos teóricos.....	15
1.2.1 Medida <i>in vivo</i> da dose de entrada.....	15
1.2.2 Dosimetria termoluminescente.....	16
1.2.3 Dosímetros termoluminescentes.....	19
1.2.3.1 Características dosimétricas do LiF:Mg,Ti (TLD-100).....	20
1.3 Revisão Bibliográfica.....	27
1.3.1 Protocolos ESTRO “booklet” nr. 1 e “booklet” nr. 5.....	31
1.3.1.1 Dose de entrada.....	31
1.3.1.2 Dosímetros termoluminescentes.....	32
1.3.1.3 Capa de equilíbrio eletrônico.....	33
1.3.1.4 Calibração dos dosímetros termoluminescentes.....	33
1.3.1.5 Determinação dos fatores de correção.....	34
1.3.1.6 Cálculo da dose absorvida.....	36
1.3.1.7 Interpretação da medida.....	37
1.3.1.8 Avaliação dos dados da dosimetria <i>in vivo</i>	39
1.4 Objetivos.....	41
2 MATERIAIS E MÉTODOS.....	42
2.1 Dosímetros termoluminescentes.....	42
2.2 O sistema de leitura.....	42
2.3 Procedimento de seleção dos TLDs.....	43
2.4 Capa de equilíbrio eletrônico.....	45
2.5 Curva de calibração.....	47
2.6 Procedimento de calibração dos TLDs.....	47
2.7 Determinação dos fatores de correção.....	48
2.8 Seleção dos objetos simuladores.....	48
2.9 Medidas em objetos simuladores.....	50
2.10 Unidades de tratamento.....	51
2.11 Técnica de tratamento e planejamento da dose.....	52

2.12	Medidas <i>in vivo</i>	52
2.13	Determinação da dose de entrada planejada.....	54
2.14	Registro da dose.....	55
3	RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	56
3.1	Seleção dos dosímetros termoluminescentes.....	56
3.2	Estudo da atenuação da capa de equilíbrio eletrônico.....	59
3.3	Calibração e fatores de correção.....	60
3.4	Medidas em objetos simuladores.....	66
3.5	Medidas <i>in vivo</i>	67
3.6	Estimativa das incertezas.....	70
3.6.1	Precisão individual do TLD.....	70
3.6.2	Incerteza na determinação dos fatores de calibração e de correção.....	71
3.6.3	Incerteza na determinação da dose absorvida medida (TLD).....	71
3.6.4	Incerteza na determinação da dose absorvida esperada (TPS).....	71
4	CONCLUSÕES.....	72
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	73

LISTA DE FIGURAS

	Página
FIGURA 1- Modelo de bandas de energia para um cristal ideal (a) e um cristal real (b). Fonte - Mackinlay, 1981.....	17
FIGURA 2 - Modelo de bandas de energia para a termoluminescência. Fonte – Mackinlay, 1981.....	18
FIGURA 3 - Desenho esquemático da curva de emissão do LiF:Mg,Ti. O formato de cada pico de emissão foi calculado matematicamente. Fonte - Metcalfe et al., 1997.....	20
FIGURA 4 - Comportamento da resposta TL do LiF:Mg,Ti em função da dose. Fonte - Metcalfe et al., 1997.....	22
FIGURA 5 - Representação esquemática das diferentes doses envolvidas na dosimetria in vivo para aplicação de um único feixe de fótons. Fonte - Van Dam e Marinello, 1994.....	31
FIGURA 6 - Representação esquemática para determinação do fator de calibração de dose de entrada de um dosímetro. Fonte - Huyskens et al., 2001.....	34
FIGURA 7 - Leitora TL Harshaw Modelo 3500TLD. Fonte - Manual Harshaw 3500TLD.....	43
FIGURA 8 - Capa de equilíbrio eletrônico confeccionada com resina epóxi.....	46
FIGURA 9 - Estrutura química do polímero epóxi. Fonte - Wikipédia, a enciclopédia livre.....	47
FIGURA 10 - Placa de acrílico utilizada para posicionamento dos TLDs em furos durante o processo de seleção das pastilhas.....	49
FIGURA 11 - Objeto simulador de mama sobre objeto simulador de acrílico.....	49
FIGURA 12 - TLD dentro da capa de equilíbrio eletrônico fixado na pele das cinco pacientes no campo interno de tratamento.....	53
FIGURA 13 - Ilustração do método utilizado para determinação da dose de entrada para o caso no qual o eixo central do campo de tratamento se encontra bloqueado.....	54
FIGURA 14 - Planilha Excel elaborada para registro das medidas <i>in vivo</i>	55
FIGURA 15 - Atenuação da dose produzida pela capa de equilíbrio eletrônico. Os perfis foram obtidos na direção x do sistema de coordenadas do campo de radiação.....	60
FIGURA 16 - Atenuação da dose produzida pela capa de equilíbrio eletrônico. Os perfis foram obtidos na direção y do sistema de coordenadas do campo de radiação.....	60

FIGURA 17 - Variação da resposta TL com a dose absorvida.....	63
FIGURA 18 - Variação dos fatores de correção em função do tamanho de campo para as unidades de tratamento MX-2 (a) e KD-2 (b).....	64
FIGURA 19 - Variação dos fatores de correção em função da DFS para as unidades de tratamento MX-2 (a) e KD-2 (b).....	65
FIGURA 20 - Variação dos fatores de correção em função do ângulo de incidência do feixe para as unidades de tratamento MX-2 (a) e KD-2 (b).....	66

LISTA DE TABELAS

	Página
TABELA 1 - Constituição isotópica do TLD-100, 600 e 700 (Harshaw).....	19
TABELA 2 - Propriedades do TLD-100.....	19
TABELA 3 - Características dos picos de emissão do LiF:Mg,Ti.....	21
TABELA 4 - Verificações regulares no sistema TLD.....	26
TABELA 5 - Níveis de ação e tolerância estabelecidos para diferentes regiões de tratamento.....	28
TABELA 6 - Parâmetros dos tratamentos simulados no objeto simulador de mama.....	51
TABELA 7 - Leitura média e desvio padrão percentual das cinco leituras individuais dos cento e cinquenta dosímetros termoluminescentes.....	57
TABELA 8 - Fatores de calibração e desvios padrão percentuais das leituras dos TLDs calibrados.....	61
TABELA 9 - Variação da resposta termoluminescente em função da dose absorvida para diferentes unidades monitoras fornecidas.....	62
TABELA 10 - Valores dos fatores de correção em função do tamanho de campo.....	64
TABELA 11 - Valores dos fatores de correção em função da distância fonte-superfície.	65
TABELA 12 - Valores dos fatores de correção em função do ângulo de incidência do feixe.....	66
TABELA 13 - Valores dos fatores de correção em função do ângulo do filtro físico.....	66
TABELA 14 – Comparação entre a dose de entrada medida com o dosímetro TL e a dose calculada pelo sistema de planejamento por meio do recurso de dose pontual.....	67
TABELA 15 - Parâmetros de tratamento do campo interno das cinco pacientes.....	68
TABELA 16 - Fatores de Correção aplicados às medidas de dose de entrada <i>in vivo</i> com TLD nas cinco pacientes.....	69
TABELA 17 - Comparação entre os valores das doses medidas (TLD) e calculadas (TPS) nos três dias consecutivos de medidas - paciente 1.....	70
TABELA 18 - Comparação entre os valores das doses medidas (TLD) e calculadas (TPS) nos três dias consecutivos de medidas - paciente 2.....	70
TABELA 19 - Comparação entre os valores das doses medidas (TLD) e calculadas (TPS) nos três dias consecutivos de medidas - paciente 3.....	70

TABELA 20 - Comparação entre os valores das doses medidas (TLD) e calculadas (TPS) nos três dias consecutivos de medidas - paciente 4.....	70
TABELA 21 - Comparação entre os valores das doses medidas (TLD) e calculadas (TPS) nos três dias consecutivos de medidas - paciente 5.....	71

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
CI	Câmara de ionização
D_{entrada}	Dose de entrada
DFS	Distância fonte-superfície
d_{max}	Profundidade de dose máxima
ESTRO	European Society for Therapeutic Radiology and Oncology
F_{cal}	Fator de calibração
FC	Fator de correção
F_D	Fator de correção para desvanecimento
F_E	Fator de correção para energia
F_L	Fator de correção para linearidade
FSC	Fossa supraclavicular
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
IMRT	Terapia com feixe de intensidade modulada
L_{média}	Leitura termoluminescente média
L_{CI}	Leitura com a câmara de ionização
L_{entrada}	Leitura de entrada
L_i	Leitura do i-ésimo dosímetro termoluminescente
LiF	Fluoreto de Lítio
L_{TLD}	Leitura do dosímetro termoluminescente
NACP	Nordic Association for Clinical Physics
σ	Desvio padrão
S_i	Fator de sensibilidade
TLD	Dosímetro termoluminescente
TL	Termoluminescente
TPS	Sistema de planejamento do tratamento
Z_{eff}	Número atômico efetivo
UM	Unidade Monitora
UV	Ultravioleta

1 INTRODUÇÃO

1.1 Considerações Gerais

O Comitê Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) estabeleceu, em 1976, que “todos os procedimentos envolvidos no planejamento e na execução da radioterapia podem contribuir para uma incerteza significativa na dose administrada no paciente. Um teste definitivo do tratamento liberado só pode ser feito pela utilização da dosimetria *in vivo*”. A incerteza total em todos esses procedimentos pode ser considerada a máxima exatidão alcançada na liberação da dose. Os valores máximos recomendados para a incerteza na dose variam de $\pm 5\%$ (ICRU Report 24) a $\pm 3.5\%$ (1 desvio padrão - σ) (Mijnheer et al, 1987). Entretanto, para cada paciente, a exatidão real na dose fornecida pode ser menor que a desejada devido à variação dos contornos do paciente, à heterogeneidade da região, e ao movimento dos órgãos. Ainda, os erros podem ser introduzidos durante a transferência dos dados do sistema de planejamento do tratamento, TPS, ou do simulador para o acelerador; podem ocorrer nos ajustes do equipamento de tratamento, ou no posicionamento do paciente e modificadores do feixe. A verificação final na dose real fornecida a cada paciente pode somente ser realizada por meio da dosimetria *in vivo*. A medida *in vivo* da dose é recomendada por várias organizações internacionais (AAPM, ICRU e NACP).

Na publicação 24 do ICRU (1976) são especificados quais são os parâmetros que a dosimetria *in vivo* deve incluir, tais como: medidas de dose de entrada, medidas de dose de saída, medidas de transmissão e medidas de dose intra-cavitária. Geralmente, a dosimetria *in vivo* é limitada a medidas na superfície do paciente, conseguindo-se realizar os três primeiros objetivos citados anteriormente. No entanto, é possível obter informação relativa à dose no tumor ou em estruturas críticas também por medidas intra-cavitárias (Lindskoug and Lundberg 1984) ou então utilizando a informação combinada das medidas de dose de entrada e de saída para uma estimativa da dose absorvida no tumor (Leunens et al 1990).

Os tipos de dosímetros comumente empregados na dosimetria *in vivo* são os diodos e os dosímetros termoluminescentes (TLDs). Os dosímetros termoluminescentes têm sido amplamente utilizados na radioterapia para medir a dose absorvida liberada nos pacientes submetidos a tratamentos radioterápicos (Rudén, 1971; Suntharalingam e Mansfield, 1971; Rudén e Nilsson, 1973). As suas aplicações típicas são a avaliação da dose em órgãos críticos assim como medidas em geometrias difíceis. Na prática clínica, o material geralmente utilizado é o LiF:Mg,Ti (Fluoreto de Lítio dopado com Magnésio e Titânio). Este material tem uma equivalência bastante apropriada ao tecido ($Z_{\text{eff}} = 8,3$) e pode ser produzido nas formas desejadas tais como pó, bastões ou discos com dimensões pequenas, da ordem de alguns milímetros. A sua pequena dependência com a taxa de dose, temperatura e energia no intervalo de abrangência da radioterapia fazem com que esse tipo de dosímetro seja apropriado para medida de dose *in vivo*. A principal vantagem dos TLDs sobre os diodos é que não precisam ser conectados a um eletrômetro com um cabo e são fáceis de transportar. A precisão alcançada na prática clínica melhor do que $\pm 5\%$ (2σ) é suficiente para o requisito da dosimetria *in vivo* (Rudén, 1975).

1.2 Fundamentos Teóricos

1.2.1 Medida *in vivo* da dose de entrada

Um dos objetivos da dosimetria *in vivo* é comparar as doses medidas a partir do sinal dos dosímetros colocados sobre a pele do paciente com os valores teóricos calculados pelo sistema de planejamento do tratamento. Entretanto, como a exatidão do cálculo da dose na pele é difícil, devido à falta de equilíbrio eletrônico, o sinal do dosímetro é convertido em dose em um ponto próximo da pele, mas em uma certa profundidade onde a exatidão do sistema de planejamento do tratamento (TPS) é muito mais satisfatória. Um ponto está localizado próximo da superfície de entrada do feixe, na profundidade de dose máxima (a dose correspondente é chamada dose de entrada) e o outro ponto está localizado próximo da superfície de saída do feixe (a dose correspondente é dita dose de saída).

As medidas de dose de entrada servem, em geral, para verificar o rendimento e o desempenho do equipamento de tratamento, a exatidão do posicionamento do paciente, os

parâmetros físicos da unidade de tratamento, a presença de filtros e outros modificadores do feixe, os erros de transferência de dados e o cálculo do número de unidades monitoras.

As medidas de dose de entrada podem ser realizadas durante cada sessão do tratamento para todos os pacientes com o propósito de detectar erros nas sessões individuais de tratamento devido ao mau funcionamento do equipamento e às falhas humanas ou, ainda, os valores de dose de entrada (e saída) podem ser obtidos para todos os pacientes durante uma ou duas sessões do tratamento com o objetivo de detectar erros sistemáticos na liberação da dose durante os tratamentos individuais, que estão frequentemente relacionados com erros na transferência da informação.

A dosimetria *in vivo* pode ser realizada em um número limitado de pacientes irradiados com técnicas padrões, com o objetivo de se avaliar a exatidão global na liberação da dose em um departamento, estimar e melhorar a exatidão no cálculo da dose e no fornecimento de técnicas de tratamento específicas, ou para verificação de técnicas de tratamento antes da sua implementação na rotina clínica. As medidas repetidas de dose *in vivo* em um número limitado de pacientes fornecem informações a respeito da influência da anatomia do paciente sobre a exatidão da dose liberada bem como sobre a reprodutibilidade do método de tratamento na prática diária.

1.2.2 Dosimetria termoluminescente

Determinados materiais, quando aquecidos e após serem expostos à radiação ionizante, podem emitir luz. Os materiais que apresentam essa propriedade são ditos termoluminescentes. A quantidade de luz emitida, proporcional à quantidade de radiação recebida, é mensurável, e o processo de quantificação da dose de radiação é denominado dosimetria termoluminescente.

Os dosímetros termoluminescentes são constituídos de cristais e o fenômeno da termoluminescência pode ser explicado qualitativamente por meio de um modelo de bandas de energia. No interior de um cristal ideal existem três bandas distintas de energia (Fig. 1a). Uma banda de energia menor, denominada banda de valência, onde os elétrons permanecem em estados ligados de energia. Uma banda de energia maior, denominada banda de condução, representativa de todos os elétrons em estados não ligados de energia e, portanto, livres para

migrarem através da rede cristalina. E uma banda intermediária, conhecida como a banda proibida. No caso de um cristal ideal não condutor, à temperatura ambiente, a banda de valência se encontra repleta de elétrons e a banda de condução vazia. É altamente improvável para um elétron da banda de valência atravessar a banda proibida rumo à banda de condução, a menos que esteja sob a influência de forças externas.

No caso de um cristal real, existem imperfeições/defeitos na banda proibida que permitem aprisionar os elétrons da banda de condução, como ilustrado na Figura 1b. A presença dos defeitos em um material é importante para o fenômeno da termoluminescência.

FIGURA 1 – Modelo de bandas de energia para um cristal ideal (a) e um cristal real (b).
 Fonte - Mackinlay, 1981

Na Figura 1b, o nível de energia E (região com excesso de carga positiva) representa uma armadilha de elétron, B (região com excesso de carga negativa) representa uma armadilha de buraco e L é um centro de luminescência, onde os elétrons e os buracos podem se recombinar emitindo fótons. O processo da termoluminescência observado em um material exposto à radiação ionizante pode ser dividido em dois estágios (Mackinlay, 1981): (i) ionização e aprisionamento do elétron, e (ii) recombinação de um elétron com um buraco com emissão de fótons. A Figura 2 ilustra a configuração da banda de energia para cada estágio.

FIGURA 2 – Modelo de bandas de energia para a termoluminescência.
Fonte – Mackinlay, 1981

O material termoluminescente (TL) absorve a radiação ionizante e, como efeito da interação da radiação com a matéria, são produzidos pares elétrons-buracos. Em termos do modelo de bandas, essa situação é equivalente à transferência dos elétrons da banda de valência para a banda de condução (passo 1). Esses elétrons encontram-se agora em estados não ligados de energia, podendo então se mover livremente no material (passo 2). Uma vez que as armadilhas de elétrons E estejam presentes, os elétrons podem ser aprisionados (passo 3). Os buracos positivos criados se comportam de maneira semelhante. Eles podem migrar pela banda de valência (passo 2') e podem ser aprisionados pelas armadilhas de buracos B (passo 3').

Muitos dos centros de buracos apresentam instabilidade térmica e podem decair rapidamente à temperatura ambiente (passo 4'). Já os elétrons aprisionados permanecerão nessa condição até que recebam energia suficiente para escapar de suas armadilhas. A probabilidade disto ocorrer depende da profundidade da armadilha e da temperatura do material. O elétron pode adquirir suficiente energia térmica e ser libertado (passo 4). Os elétrons libertados, ao retornarem para o estado de menor energia na banda de valência, podem se recombinar com os buracos nos centros de luminescência L, e o excesso de energia é liberado como fótons com comprimento de onda visível ou ultravioleta (passo 5). A quantidade de luz emitida depende da temperatura do material e do número de elétrons aprisionados e, portanto, da dose absorvida no cristal.

1.2.3 Dosímetros termoluminescentes

Um dos materiais termoluminescentes mais utilizados para a dosimetria na radioterapia, e também um dos mais estudados, é o fluoreto de lítio, dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti) (Metcalf et al., 1997, Mackinlay, 1981). O LiF:Mg,Ti foi desenvolvido pela Harshaw Chemical Company Inc., USA, em colaboração com Cameron (Horowitz, 1981). A Harshaw comercializa o fósforo de LiF conhecido como TLD-100 e seus variantes isotópicos TLD-600 e TLD-700. A TAB. 1 lista as proporções relativas de ^6Li e ^7Li contidas nesses fósforos. Na TAB. 2 são apresentadas as propriedades do TLD-100.

TABELA 1 – Constituição isotópica do TLD-100, 600 e 700 (Harshaw)

Tipo do Fósforo	^6Li (%)	^7Li (%)
TLD-100	7,5	92,5
TLD-600	95,6	4,4
TLD-700	0,01	99,99

Fonte - Mackinlay, 1981

TABELA 2 - Propriedades do TLD-100

Propriedades	LiF
Material de dopagem	Mg, Ti
Número atômico efetivo (tecido 7,64)	8,2
Densidade física (g cm^{-3})	2,64
Máximo comprimento de onda da luz emitida (nm)	400
Decaimento do sinal TL do pico principal a 20 °C	<10% por ano
Supralinearidade (Gy)	1

Fonte - Metcalf et al., 1997

A forma mais utilizada do TLD é a pastilha ($3,15 \times 3,15 \text{ mm}^2$ de área), disponível com várias espessuras entre 0,14 mm a 0,9 mm (Kron et al., 1993c).

1.2.3.1 Características dosimétricas do LiF:Mg,Ti (TLD-100)

Curva de Emissão

A curva de emissão termoluminescente representa a variação da intensidade do sinal TL em função da temperatura de aquecimento durante a leitura ou do tempo de aquisição. A FIG. 3 mostra a curva de emissão do LiF:Mg,Ti. Até uma temperatura de 250 °C podem ser observados seis diferentes picos de emissão, que estão associados com armadilhas diferentes. Em dosimetria, normalmente se utilizam os denominados picos IV e V. A TAB. 3 apresenta os picos observados na FIG. 3, com as respectivas larguras dos intervalos de energia.

Os picos IV e V são os mais usados, geralmente, para a avaliação da leitura da dose no LiF:Mg,Ti. O pico V é o mais importante e é o denominado pico dosimétrico do material.

FIGURA 3 – Desenho esquemático da curva de emissão do LiF:Mg,Ti. O formato de cada pico de emissão foi calculado matematicamente. Fonte - Metcalfe et al., 1997

TABELA 3 – Características dos picos de emissão do LiF:Mg,Ti

Pico ¹	Diferenças Energéticas Aproximadas	Temperatura de Leitura (°C)	Contribuição Aproximada para a Leitura ²	Meia-Vida à Temperatura Ambiente
I	1,04	70	0	10 min
II	1,07	105	0,2	20 h
III	1,05	130	0,3	6 meses
IV	1,53	170	0,5	10 anos
V	2,21	195	1	80 anos
VI	1,70	235	0,1	> 100 anos

Fonte - Metcalfé et al., 1997.

¹Foram incluídos somente os picos relevantes para dosimetria clínica.

²Leitura após irradiação com fótons de 6 MV de um acelerador linear e tratamento térmico pré-leitura a 100 °C por 10 min, normalizada em relação ao pico V.

Decaimento do Sinal TL

O decaimento do sinal TL é o processo no qual o sinal termoluminescente sofre uma redução devido à liberação espontânea dos elétrons das suas armadilhas com a conseqüente emissão de luz. Quanto menor o intervalo de energia entre a banda de condução e a armadilha, maior a probabilidade da emissão espontânea.

O sinal TL pode sofrer uma diminuição considerável dependendo do tempo transcorrido entre a irradiação e a leitura. Quando este tempo for grande, um fator de correção deve ser aplicado, sendo que o LiF apresenta decaimento térmico do sinal TL de 5 a 10 % por ano. Um tratamento térmico pré-leitura apropriado possibilita a eliminação de parte do sinal que apresenta um importante decaimento do sinal TL térmico.

Zimmerman et al. (1966) verificaram que os vários picos na curva de emissão do LiF:Mg,Ti decaem, à temperatura ambiente, com meias-vidas no intervalo de poucos minutos a vários anos (TAB. 3). Como esperado, as meias-vidas aumentam com o aumento do intervalo de energia (aumentando-se a temperatura de leitura).

Os picos com meias-vidas longas são os mais estáveis e, conseqüentemente, os mais adequados para a dosimetria de radiação. Enquanto que os picos com meias-vidas curtas são

sinais indesejáveis, os quais podem ser eliminados por meio de várias técnicas de tratamentos térmicos pré e pós-irradiação.

Variação do sinal TL com a dose

A FIG. 4 mostra a variação da resposta termoluminescente com a dose absorvida. Nessa figura, podem ser distinguidas quatro regiões: entre os pontos A e B, existe um limite de detecção do sinal TL; entre B e C, a resposta TL tem comportamento linear com a dose dada e, por isso, é a região mais utilizada para medidas dosimétricas; entre os pontos C e D as leituras TL estão superestimando a dose dada, devido ao aumento da sensibilidade dos detectores (região de supralinearidade); após o ponto D, observa-se uma diminuição da sensibilidade devido aos danos das radiações provocados no detector.

FIGURA 4 – Comportamento da resposta TL do LiF:Mg,Ti em função da dose.
Fonte - Metcalfe et al., 1997

O LiF:Mg,Ti permite medir doses no intervalo aproximado de 50 μ Gy até 100 Gy. Para doses absorvidas relativamente baixas, a resposta TL é linear (5×10^{-5} a 1 Gy); acima da região linear de dose, a resposta se torna supralinear, saturando em uma dose de 10^3 Gy. Na prática, é recomendado usar o TLD na região linear.

Supralinearidade

O comportamento supralinear do LiF:Mg,Ti depende da composição química do material. Para a prática da dosimetria termoluminescente é importante observar que a supralinearidade pode ser influenciada pelo pico de emissão avaliado. Os vários picos na curva de emissão podem exibir comportamento supralinear diferente. O histórico de tratamento térmico tem importante influência sobre a supralinearidade. As temperaturas de aquecimento e a taxa de resfriamento alteram a supralinearidade no LiF.

No caso de se utilizar o dosímetro na região de supralinearidade, o sinal deve ser corrigido por meio de uma curva de calibração estabelecida com o TLD e a leitora termoluminescente respectiva. Essa curva deve ser verificada periodicamente.

Sensibilidade

A sensibilidade do LiF:Mg,Ti depende da composição do material e do histórico de tratamento térmico. Uma influência muito importante sobre a sensibilidade é a taxa de aquecimento durante a leitura e a taxa de resfriamento após o tratamento térmico à alta temperatura. A sensibilidade das pastilhas diminui com o tempo e com o uso. Há uma perda de cerca de 1,5% por 10 Gy de dose absorvida (Horowitz 1993, Kron et al. 1993).

Existem dois métodos aproximados que garantem uma incerteza no fator de sensibilidade tão baixa quanto possível: irradiar e determinar o fator para cada dosímetro ou; separar em lotes vários dosímetros com semelhantes sensibilidades e aplicar um fator de sensibilidade médio ao conjunto (Van Dam e Marinello, 1994).

O primeiro método consiste em se irradiar todos os dosímetros nas mesmas condições geométricas, fazer a leitura dos sinais e atribuir um fator de sensibilidade S_i para cada um dos dosímetros dado por:

$$S_i = \frac{L_i}{L} \quad (1)$$

Onde L_i é a leitura TL do dosímetro de número i e L é a média de todos os valores de L_i . Este fator de sensibilidade expressa a variação da resposta de cada dosímetro individualmente ao redor da média. Embora essa média possa variar a cada irradiação, S_i deve permanecer constante, pois todos os dosímetros estão sujeitos às mesmas variações.

O segundo método consiste em separar os dosímetros TL em grupos de acordo com as sensibilidades apresentadas sem identificá-los individualmente (por exemplo, grupos de dosímetros com uma variação na resposta em relação à média do grupo menor que $\pm 1\%$ ou $\pm 2\%$) e aumentar o número de dosímetros usados para cada ponto de medida.

Os fatores de sensibilidade devem ser verificados periodicamente em ambos os métodos.

Dependência Energética

Para que se possa verificar as doses absorvidas no paciente, é essencial conhecer a dependência da resposta dos dosímetros TL com as várias energias de fótons e elétrons utilizadas. Essa dependência é definida como uma medida da energia absorvida pelo dosímetro TL em comparação com a energia absorvida por um material de referência, quando submetido às mesmas condições de exposição à radiação.

O método de calibração do dosímetro mais confiável consiste em se comparar diretamente a resposta do dosímetro TL e a capa de equilíbrio eletrônico associada com a resposta de uma câmara de ionização calibrada, ambos irradiados no mesmo feixe usado nos tratamentos, nas condições experimentais mostradas na FIG. 6.

Tratamento Térmico

A finalidade do tratamento térmico é restabelecer o material TL a sua condição existente antes da exposição à radiação ionizante, esvaziando completamente e estabilizando as armadilhas do material após a sua avaliação. O procedimento escolhido para o tratamento

térmico influi drasticamente na estrutura da curva de emissão TL. Um forno dedicado é parte fundamental na dosimetria TL, ele deve ser capaz de manter a temperatura pré-estabelecida dentro de um intervalo bem especificado. Entretanto, a reprodutibilidade de um ciclo de aquecimento é mais importante que a exatidão absoluta das temperaturas alcançadas. Isto inclui a taxa de aquecimento e, principalmente, a taxa de resfriamento.

Cameron et al. (1968) e Zimmerman et al. (1966) propuseram um procedimento padrão de tratamento térmico pré-irradiação. Tal procedimento consiste em tratar os TLDs a 400 °C por 1 h (tratamento térmico de alta temperatura), para desexcitar todas as armadilhas presentes no material TL; seguido por outro tratamento a 80 °C por 24 h (tratamento térmico de baixa temperatura) que, como demonstrou Zimmerman et al. (1966), elimina quase que completamente os dois primeiros picos de meias-vidas curtas, e reduz a influência do terceiro pico.

Booth et al. (1972) sugeriram que os TLDs fossem tratados termicamente por 1 h a 400 °C antes de irradiá-los e por 10-15 min a 100 °C após a irradiação ou antes da leitura, tendo este último procedimento propósito similar ao tratamento térmico de baixa temperatura acima mencionado. Mackinlay (1981) sugere um tratamento térmico de baixa temperatura de 1-2 h a 100 °C ou 16-24 h a 80 °C.

Calibração

O método de calibração usado depende da forma do dosímetro e da exatidão exigida. Os dosímetros são divididos em grupos de calibração. O número máximo de dosímetros em um grupo é limitado pela estabilidade da leitora e pela necessidade de assegurar que todo o grupo é submetido a um idêntico tratamento térmico. Cada grupo novo deve ser irradiado e tratado uma ou duas vezes antes de se obter resultados confiáveis (não é necessário que o grupo receba a mesma dose). Após a pré-irradiação inicial, devem ser realizadas três irradiações, no mínimo, fornecendo-se a mesma dose a todos os dosímetros. O desvio das leituras de cada dosímetro em relação à média do grupo e a variação das leituras individuais dos dosímetros são então calculados.

Armazenamento e manuseio

Recomenda-se evitar a exposição do material TL à luz ultravioleta e armazená-lo no escuro, pois a radiação UV pode aumentar o sinal de fundo e o decaimento do sinal TL. Entretanto, esses efeitos não representam um problema para o uso do fluoreto de lítio em doses terapêuticas.

O dosímetro TL não deve ser manuseado, de modo que não sofra contaminação, especialmente com gordura. O melhor método para se manusear pastilhas é utilizar pinça a vácuo. Caso as pastilhas sofram contaminação, devem ser lavadas com metanol puro e enxaguadas com água deionizada.

Controle de qualidade

Mayles et al (1999) sugerem, como controle de qualidade do sistema TLD, uma lista de verificações que devem ser realizadas regularmente (TAB. 4).

TABELA 4 - Verificações regulares no sistema TLD

Verificação	Frequência	Notas
Desvio padrão	Todo tratamento térmico	Com relação às pastilhas de calibração Comparar com curva de referência
Curvas de emissão	Mensalmente	
Limpeza da prancheta	Diariamente	
Luz interna de referência	Diariamente	Estabilidade dentro de 2%
Sinal de fundo sem pastilha	Diariamente	Antes do uso
Sinal de fundo com pastilha não irradiada	Mensalmente	
Temperatura do forno	Na aceitação	E na suspeita de problemas
Estabilidade do grupo de controle	Todo tratamento térmico	Estabilidade dentro de 2%
Luz externa de referência	3 meses	Não é possível para todas as leitoras

1.3 Revisão bibliográfica

Essers e Mijnheer (1999) fizeram uma revisão da prática corrente da verificação da dose liberada ao paciente, onde avaliaram os vários métodos e filosofias aplicadas: a medida de cada campo para cada fração de cada paciente e um número limitado de verificações para todos os pacientes.

Apresentaram a experiência de vários centros, fornecendo informações sobre os vários tipos de erros detectados pela dosimetria *in vivo*, incluindo sua frequência e magnitude:

- Medidas de dose de entrada durante cada sessão de tratamento para todos os pacientes – um estudo com 43 pacientes (1918 sessões) tratados com fótons de alta energia (Nilsson et al., 1988) mostrou a presença de um desvio, entre a dose medida e a dose prescrita, maior que 4% em 14% das sessões. Os autores apontam algumas razões para o desvio, tais como erros no ajuste do número de unidades monitoras, distância, tamanho de campo, ou energia do feixe, que podem ocorrer em aceleradores antigos que não possuem um sistema de verificação.
- Medidas de dose de entrada (e saída) para todos os pacientes durante uma ou duas sessões do tratamento – o estudo de Leunens et al. (1992) mostrou que a transferência errônea de dados como, por exemplo, durante a preparação do plano de tratamento, pode levar a uma sub-dosagem ou sobre-dosagem de mais de 5% para 5% dos casos, e esses erros poderiam ter sido rastreados por meio da dosimetria *in vivo* em 96% dos casos.
- Dosimetria *in vivo* para um número limitado de pacientes irradiados com técnicas padrões – no hospital universitário St. Rafael em Leuven, um dos primeiros hospitais a estabelecer tal programa de dosimetria *in vivo*, foram rastreados vários erros de transferências de dados no processo de planejamento do tratamento. Em Leuven e em um hospital em Villejuif, um estudo durante irradiação de campo “mantle” mostrou que, para 34% dos casos, ocorreram erros no “setup” dos blocos de blindagem. Em Villejuif, para 22% dos “setups”, resultou um erro no fornecimento da dose de mais de 5%.

Com base nos resultados dos diversos estudos pôde-se concluir que nos centros que dispunham de equipamentos modernos com sistemas de verificação bem como de programas de controle de qualidade, ainda se constatava um erro sistemático maior que 5% na liberação da dose para 0,5-1% dos tratamentos dos pacientes. Os autores concluíram que a verificação da dose do paciente deveria ser uma parte essencial de um programa de controle de qualidade

em um departamento de radioterapia e, como a comunidade da radioterapia está fazendo a transição de terapias convencionais 2D para 3D e para terapia com feixe de intensidade modulada, IMRT, recomendam que cada nova técnica de tratamento seja verificada sistematicamente para alguns pacientes, e realizar a dosimetria *in vivo* algumas vezes para cada paciente para situações onde se pode minimizar os erros na administração da dose.

Huyskens et al. (2001) relataram a implantação da dosimetria de entrada *in vivo* em grande escala em um centro de radioterapia. A medida da dose no paciente é realizada no início do tratamento, nas primeiras três frações, de modo a tornar possível corrigir quaisquer erros detectados. As medidas *in vivo* são realizadas com diferentes tipos de diodos, o que permite avaliar flutuações estatísticas devido às várias características dos diodos. Foram aplicados fatores de correção para tamanho de campo e variações na resposta em diferentes distâncias fonte-superfície (DFS) no intervalo de energia de 8 a 18 MV. A dependência com a temperatura foi considerada no procedimento de calibração. Foram utilizados diodos de forma cilíndrica em campos de tratamento tangenciais, conseqüentemente, não foram necessárias correções para dependência direcional. Os níveis de tolerância e níveis de ação estabelecidos para diferentes locais de tratamento estão listados na TAB. 5.

TABELA 5 – Níveis de ação e tolerância estabelecidos para diferentes regiões de tratamento

Local do Tratamento	Técnica de Tratamento	Nível de Tolerância
Mama (ressecção parcial)	Campos tangenciais, 6-8 MV, ½ campo bloqueado, filtro dinâmico	± 8%
Mama (mastectomia)	Campo anterior, 6-18 MV, ¾ campo bloqueado	± 8%
Cabeça & Pescoço	Técnica de campo individual para cada paciente, 4-6 MV, ½ campo bloqueado, filtro compensador/ filtro dinâmico	± 8%
Tórax/Pelve	Técnica de campo individual para cada paciente, 6-18 MV	± 5%

Os resultados da dosimetria mostraram que o posicionamento do diodo se torna mais crítico em campos de tratamento que incorporam filtros ou filtros compensadores, reduzindo a precisão no processo de controle de qualidade. Em tratamentos simples, planejados

manualmente, o nível de complexidade é baixo (sem filtros, compensadores ou campos assimétricos). Conseqüentemente, as variações dos valores esperados são pequenas: para energias entre 6-8 MV, foi calculado um desvio padrão de 2,3% (1σ) e 2,2% para 18 MV. Em tratamentos planejados no computador, para energias entre 6-8 MV, o valor calculado foi de 2,7%. O maior desvio foi registrado na técnica de tratamento tangencial, com um desvio padrão de aproximadamente 5%. As medidas em pacientes mastectomizadas mostraram um deslocamento significativo no sentido de variações positivas, sugestionando um erro sistemático. A distribuição apresentou uma média de 3,5% com um desvio padrão de 3,1%.

O estudo realizado por Viegas (2003) demonstrou a viabilidade da implantação de uma rotina de dosimetria *in vivo* com uso de TLDs, no tratamento de câncer de cabeça e pescoço. Após a caracterização dos dosímetros, um tratamento de câncer de cabeça e pescoço foi simulado em objeto simulador antropomórfico, de modo a testar o sistema dosimétrico. Os valores de dose de entrada medidos apresentaram uma variação de $\pm 5\%$ com relação à dose determinada por meio do planejamento. Nas doses medidas diretamente no paciente, observou-se uma tendência da resposta TL em superestimar as doses de entrada, principalmente para os campos de fossa supraclavicular (FSC), embora estivessem dentro de um intervalo aceitável de $\pm 5\%$.

Banjade et al. (2003) realizaram medidas de dose de entrada *in vivo* usando dosímetros termoluminescentes de LiF:Mg:Ti sem capa de equilíbrio eletrônico. Os TLDs foram calibrados em um objeto simulador de água “sólida”, em função da dose na profundidade de dose máxima (d_{max}). Os TLDs foram colocados na superfície do objeto simulador e uma câmara de ionização foi posicionada a 5 cm de profundidade para um feixe de 6 MV. Os TLDs foram expostos a uma dose de 1 Gy na profundidade de dose máxima (d_{max}) como determinado pela câmara de ionização. Os dosímetros TLs calibrados foram utilizados para medir a dose de entrada durante o tratamento dos pacientes e, simultaneamente, no objeto simulador para verificação da estabilidade do sistema. A dose medida no objeto simulador mostrou-se próxima à dose determinada por meio do sistema de planejamento do tratamento, sendo as discrepâncias menores que 4,1% (média 1,3%).

A dose de entrada medida durante os tratamentos dos pacientes mostrou-se compatível com a dose determinada por meio do TPS, com uma discrepância máxima de 5,7% (média 2,2%). Com relação à exatidão das medidas, os autores citam trabalhos da literatura (Kron,

1993a) que sugerem que, usando-se 2 dosímetros por ponto de medida e 4 como dosímetros padrão, é possível alcançar uma exatidão melhor que 5%. Ainda, sugerem que a exatidão típica atingida com TLDs na prática clínica está entre $\pm 3\%$ e $\pm 5\%$, o que atende às exigências da dosimetria *in vivo*. Os resultados alcançados por Banjade et al. (2003) foram considerados dentro do erro estimado de $\pm 3\%$ a $\pm 5\%$. Concluíram, então, que a técnica empregada de medida de dose de entrada usando TLD sem capa de equilíbrio eletrônico forneceram resultados dentro dos limites aceitáveis de incerteza para as medidas TL, bem como para os procedimentos de verificação de dose na rotina clínica.

Herbert et al. (2003) conduziram um estudo para avaliar a utilidade clínica da dosimetria *in vivo*. Foram utilizados diodos (calibrados para condições típicas de tratamento) para medidas de dose de entrada em 62 pacientes representando uma variedade de regiões de tratamento. As medidas foram comparadas com os valores calculados pelo sistema de planejamento, com os resultados encontrados dentro dos níveis de tolerância na maioria das regiões de tratamento. As maiores discrepâncias foram encontradas em medidas realizadas no tratamento de mama (até 16% para campos tangenciais). Essa discrepância é devida ao uso de filtros para a maioria dos campos de tratamento e a não uniformidade dos contornos do paciente. Foi examinada a sensibilidade da dose de entrada registrada com relação a erros de posicionamento do diodo. Os resultados do estudo indicaram a importância de separar os dois tipos de erros: erros relacionados com a técnica de medida e erros relacionados com o “setup”.

Em um estudo de Swinnen et al. (2004), foi realizada a medida *in vivo* de dose de entrada com TLDs na forma de pó, com o objetivo de se avaliar a exatidão global do tratamento do paciente, comparando-se as doses fornecidas aos pacientes com as doses calculadas pelo sistema de planejamento do tratamento em diferentes instituições. Foram construídas e testadas capas cilíndricas de equilíbrio eletrônico de cobre para os TLDs, irradiados em feixe de fótons de 6 MV. Os dosímetros com as capas de equilíbrio eletrônico foram calibrados para medir dose de entrada e a perturbação da dose abaixo dos mesmos foi avaliada. Durante as medidas *in vivo*, para cada paciente, dois TLDs foram irradiados com a capa de equilíbrio eletrônico colocados no eixo central do feixe em dois dias consecutivos, de modo a verificar a reprodutibilidade das respostas. A média das duas medidas foi usada para a determinação da dose de entrada. A razão média das doses medidas e calculadas foi igual a

$0,986 \pm 0,017$ (1σ). As duas leituras TLs por paciente foram todas reprodutíveis dentro de 2%.

1.3.1 Protocolos ESTRO “booklet” nr. 1 e “booklet” nr. 5

O objetivo do booklet nr. 5 é fornecer à comunidade radioterapeuta um guia prático para a implementação, na rotina clínica, da dosimetria de entrada *in vivo* com diodos em feixes de fótons. Esse guia representa um complemento do booklet nr. 1 “Methods for *in vivo* dosimetry in external radiotherapy” (Van Dam e Marinello, 1994), que aborda questões mais filosóficas relacionadas ao uso da dosimetria *in vivo*.

1.3.1.1 Dose de entrada

A dose de entrada D_{entrada} é definida em um ponto a uma certa distância da superfície do paciente, na entrada do feixe (conhecida como “superfície de entrada”). Essa distância é igual à profundidade de máxima dose, d_{max} (FIG. 5).

FIGURA 5 – Representação esquemática das diferentes doses envolvidas na dosimetria *in vivo* para aplicação de um único feixe de fótons. Fonte - Van Dam e Marinello, 1994

1.3.1.2 Dosímetros termoluminescentes

O sinal TL é influenciado tanto por parâmetros físicos quanto por parâmetros geométricos. As diferentes influências são consideradas na calibração dos dosímetros e na determinação dos fatores de correção (ver seções 1.3.1.4 e 1.3.1.5).

Os parâmetros físicos (relacionados com as propriedades do material do dosímetro) que podem influenciar a resposta TL e, portanto, devem ser considerados são:

- Variação da resposta TL com a dose.
- Dose acumulada: a sensibilidade do TLD de LiF apresenta dependência crítica com relação aos tratamentos térmicos realizados antes da primeira irradiação e após o uso do dosímetro; o tratamento térmico quando não realizado corretamente pode alterar as propriedades dosimétricas do material TL.
- Taxa de dose: o LiF é independente da taxa de dose de até 45 Gy por pulso de 0,1 μ s. Portanto, não é necessária qualquer correção para taxa de dose aplicada no uso clínico;
- Decaimento do sinal TL.
- Temperatura: a resposta TL é independente das variações de temperatura para aplicação na dosimetria *in vivo*, pois as temperaturas necessárias para produzir a emissão de luz no cristal TL são altas comparadas com a temperatura da sala ou do paciente;
- Energia do feixe.
- Direção do feixe: a resposta intrínseca do dosímetro TL não é influenciada pelo feixe. Portanto, não é necessária qualquer correção, exceto se a capa de equilíbrio eletrônico associada tiver uma forma assimétrica.

Os parâmetros geométricos estão relacionados com o material do dosímetro, com a metodologia de medida e com o formato/espessura da capa de equilíbrio eletrônico do dosímetro. Como as medidas de dose de entrada são realizadas com o TLD colocado do lado de fora do paciente, as condições de espalhamento dos fótons experimentadas pelo dosímetro TL são diferentes daquelas no ponto de definição de dose de entrada, ou seja, no ponto de dose máxima dentro do paciente. Ainda, o dosímetro TL pode receber diferentes quantidades de elétrons espalhados pelo cabeçote do acelerador. Conseqüentemente, o efeito do tamanho de campo, distância fonte-superfície (DFS), e presença de modificadores do feixe sobre a

contribuição da contaminação dos elétrons espalhados podem originar consideráveis variações nos fatores de correção.

1.3.1.3 Capa de equilíbrio eletrônico

A medida da dose de entrada, para que seja reprodutível, deve ser realizada com uma quantidade suficiente de material (capa de equilíbrio eletrônico) em frente e ao redor do dosímetro colocado na superfície da pele. O problema é que com o aumento da energia do feixe de tratamento, maior é a espessura da capa de equilíbrio eletrônico necessária, o que pode levar a uma sub-dosagem do volume de tratamento, junto com uma perda do efeito de poupar a pele.

Um modo de reduzir as dimensões da capa de equilíbrio eletrônico é utilizar um material com alta densidade. Porém, neste caso, essa nova capa pode alterar a resposta do dosímetro (mantidas as mesmas condições de irradiação). A calibração do dosímetro deve, então, ser realizada junto com a capa.

O formato da capa de equilíbrio eletrônico influencia a resposta angular: capas cilíndricas e semi-esféricas apresentam diferentes dependências angulares. A espessura da capa determina as condições de espalhamento no dosímetro. Para minimizar os fatores de correção e garantir uma maior exatidão nas medidas, é recomendável utilizar uma capa com uma espessura igual à profundidade de dose máxima, que equivale à profundidade de equilíbrio de partículas carregadas.

No caso de se utilizar o dosímetro sem a capa de equilíbrio eletrônico, é necessário estabelecer fatores de correção em um objeto simulador nas mesmas condições de irradiação do paciente. Estes fatores dependem da geometria de irradiação (tamanho de campo, DFS, etc) e da presença ou não de acessórios no cabeçote da unidade de tratamento.

1.3.1.4 Calibração dos dosímetros termoluminescentes

O fator de calibração de dose de entrada, $F_{cal}^{entrada}$, é definido (sob condições de referência) como sendo o fator pelo qual o sinal $L_{entrada}$ do dosímetro, posicionado sobre a pele

do paciente na superfície de entrada com a capa de equilíbrio eletrônico, deve ser multiplicado para produzir a dose de entrada D_{entrada} .

$$F_{\text{cal}}^{\text{entrada}} = \frac{D_{\text{entrada}}}{L_{\text{entrada}}} \quad (2)$$

O fator $F_{\text{cal}}^{\text{entrada}}$ é determinado colocando-se o dosímetro sobre a superfície de um objeto simulador geométrico homogêneo, no lado de incidência do feixe, e sua resposta é comparada com a resposta fornecida por uma câmara de ionização calibrada, posicionada em d_{max} (FIG. 6).

FIGURA 6 – Representação esquemática para determinação do fator de calibração de dose de entrada de um dosímetro. Fonte - Huyskens et al., 2001

1.3.1.5 Determinação dos Fatores de Correção

Após a determinação do fator de calibração, deve ser estabelecido um conjunto de fatores de correção que levam em conta as variações na resposta do dosímetro, em situações que diferem das condições de referência. Esses fatores que influenciam a resposta do dosímetro são: tamanho do campo, DFS, presença de modificadores do feixe como filtros físicos, presença de bandeja e blocos e o ângulo de incidência do feixe (Eq. 3).

$$FC_i = FC_{\text{campo}}, FC_{\text{DFS}}, FC_{\text{filtro}}, FC_{\text{bandeira}}, FC_{\text{bloco}}, FC_{\text{ângulo}} \quad (3)$$

Onde FC_{campo} , FC_{DFS} , FC_{filtro} , FC_{bandeja} , FC_{bloco} e $FC_{\text{ângulo}}$ representam os fatores campo, distância fonte-superfície, filtro, bandeja, bloco e ângulo de incidência do feixe, respectivamente.

Os fatores de correção são determinados como a razão da leitura de uma câmara de ionização (L_{CI}) e o sinal do dosímetro TL (L_{TLD}) para uma situação clínica de irradiação normalizada para a mesma razão para a situação de referência.

$$FC = \frac{(L_{CI}/L_{TLD})_{\text{condições_clínicas}}}{(L_{CI}/L_{TLD})_{\text{condições_referência}}} \quad (4)$$

- Fatores de correção para tamanho do campo são medidos para campos quadrados no intervalo entre $5 \times 5 \text{ cm}^2$ a $40 \times 40 \text{ cm}^2$, em uma DFS de referência de 100 cm.
- Fatores de correção para DFS devem ser medidos dentro de um intervalo determinado pelas condições clínicas, por exemplo, de 75 a 110 cm, no campo de referência de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
- Fatores de correção para o ângulo do filtro físico podem depender do tamanho de campo. São medidos na DFS de referência, para diferentes tamanhos de campos; e determinados como a razão do sinal da câmara de ionização e do dosímetro termoluminescente. A razão do sinal da câmara de ionização e do TLD é, nesse caso, normalizada para a mesma razão para o campo aberto (com o mesmo tamanho de campo).
- Os fatores de correção para bandeja podem depender da DFS e do tamanho de campo. Podem ser determinados repetindo todas as medidas realizadas para fatores de correção para DFS e tamanho de campo, e normalizados para a condição de referência com o campo aberto.
- A influência do ângulo de incidência do feixe na resposta do dosímetro é medida para diferentes ângulos do sistema funcional de suporte (“gantry”) e da mesa de tratamento, e normalizada para a condição de referência com o eixo central do campo coincidindo com o eixo de simetria.
- Fatores de correção para bloco podem ser medidos para diferentes blocos definindo campos quadrados a uma abertura fixa do colimador (por exemplo, uma abertura de

20 x 20 cm² para blocos definindo campos de 5 x 5 , 10 x 10 e 15 x 15 cm²). A condição de referência é o campo aberto correspondente (com a mesma abertura do colimador).

Para evitar o uso redundante dos fatores de correção, pode-se empregar valores mínimos de fatores abaixo dos quais podem ser ignorados (por exemplo, se um fator de correção apresenta um desvio menor que 1% com relação ao valor unitário, a correção está dentro da incerteza da medida). Na prática, considera-se que todos os fatores de correção são independentes e verifica-se a exatidão da dose medida quando mais de um parâmetro (por exemplo, tamanho de campo, DFS e filtro) são modificados da condição de referência ao mesmo tempo.

1.3.1.6 Cálculo da Dose Absorvida

Nas condições de referência, a dose de entrada medida é dada por:

$$(D_{\text{entrada}})_q = (F_{\text{cal}}^{\text{entrada}} \times \text{SinalTL})_q \quad (5)$$

Onde q é a qualidade do feixe aplicado.

Para as diferentes condições de tratamento encontradas na prática clínica, a dose de entrada medida é calculada multiplicando-se a Eq. 5 pelos fatores de correção apropriados.

$$(D_{\text{entrada}})_q = (F_{\text{cal}}^{\text{entrada}} \times \text{SinalTL} \times \prod FC)_q \quad (6)$$

Na Eq. 6, $\prod FC$ é o fator de correção total para linearidade, decaimento do sinal TL, tamanho de campo, orientação, presença de modificadores do feixe, distância foco-superfície.

1.3.1.7 Interpretação da medida

Nível de tolerância e nível de ação

Os níveis de tolerância e de ação determinam na prática o número de “erros” detectados. Caso o nível de tolerância estipulado seja muito pequeno, um número muito grande de medidas terá que ser repetido. De forma contrária, se o nível de tolerância for muito grande, erros na administração da dose de tratamento não serão detectados.

No caso de se empregar a dosimetria *in vivo* para verificar determinados tratamentos, os valores dos níveis de tolerância e ação podem variar de acordo com o tipo de tratamento. Tratamentos que envolvem alta dose e alta precisão requerem níveis estreitos de tolerância. A determinação do valor real do nível é baseada em diferentes fatores:

- Na incerteza do método de medida;
- Nos movimentos fisiológicos devidos à respiração e movimentos do paciente durante a irradiação;
- No uso de equipamentos de imobilização e posicionamento do paciente (por exemplo, máscaras, apoio de cabeça, “vac-fix”);
- No valor real da DFS, se a leitura dosimétrica não é corrigida com relação a diferença entre a DFS real e a DFS planejada;
- No uso de campos assimétricos, por exemplo, em tratamentos tangenciais de mama;
- Nas possíveis flutuações do rendimento da unidade de tratamento.

Como a medida de dose de entrada *in vivo* é comparada com a dose esperada, que é calculada pelo TPS ou por uma fórmula independente, a incerteza no cálculo da dose de entrada é outro fator que deve ser considerado. Essa incerteza depende dos seguintes parâmetros:

- Os algoritmos usados para o cálculo da dose;
- O método usado para o cálculo das unidades monitoras;
- O modo como as heterogeneidades são consideradas;
- O modo como os dados da unidade de tratamento foram adquiridos (por exemplo, a precisão com a qual $d_{\max}$ foi determinado).

A maioria dos centros de radioterapia usam um nível de ação de 5% para a maioria dos tratamentos e o nível de tolerância normalmente coincide com esse nível, com a filosofia de que qualquer desvio maior que 5% deve ser investigado. O procedimento recomendado para estabelecer um nível de tolerância adequado para técnicas que envolvam alta precisão ou alta dose é investigar a exatidão alcançável da medida para a técnica em particular e aplicar como nível de ação/tolerância dois desvios padrões da incerteza da medida.

A monitoração contínua da dosimetria *in vivo* após sua implementação é mandatória para reduzir os erros do processo de controle e possivelmente para ajustar os níveis de tolerância e ação quando eles forem considerados inadequados. Tal monitoração poderia ajudar a definir diferentes níveis para diferentes tipos de tratamentos e “setup” do feixe. Por exemplo, tornar-se-ia evidente se campos filtrados necessitariam níveis de tolerância/ação mais elevados do que campos não filtrados.

Erros detectáveis

- i. Mau funcionamento do processo de controle de qualidade – pode levar a erros sistemáticos (envolve todos os pacientes) ou pode estar presente apenas em nível individual. Os erros sistemáticos são erros (ou deslocamentos) nos fatores de calibração dos dosímetros ou erros nos fatores de correção (ou omissão de algum fator de correção necessário). Podem também ser induzidos por cálculos errôneos (com ou sem TPS) da dose de entrada. Os erros individuais no processo de controle de qualidade para dose de entrada são os seguintes:
 - a. Erro no cálculo da dose de entrada (uso errado do fator de calibração e fatores de correção);
 - b. Registro incorreto da DFS;
 - c. Erro na leitura ou no registro do sinal medido *in vivo*;
 - d. Erro de posicionamento do dosímetro;
 - e. Fixação ruim do dosímetro.
- ii. Desvios no processo de tratamento (erros humanos) – são divididos em três categorias:

- a. Erros humanos na origem e transferência de dados. Os parâmetros que a dosimetria de entrada *in vivo* pode detectar, com ou sem o uso do sistema de planejamento para o cálculo da dose de entrada são: ausência involuntária ou presença de modificadores do feixe (filtro, bandeja, bloco, compensadores); e modalidade de tratamento (fótons ou elétrons) e energia;
- b. Erros devido às interrupções ou mau funcionamento da unidade de tratamento. Medidas de dose de entrada *in vivo* podem facilmente detectar interrupções da unidade de tratamento e grandes variações no rendimento do feixe, bem como mau funcionamento ou uso incorreto de novos “software” ou um “upgrade” do “software” para o cálculo da unidade monitora;
- c. Discrepâncias entre o posicionamento no plano de tratamento e o posicionamento na administração da dose. Movimentação do paciente ou mudança na sua espessura, devido a um ganho ou perda de massa, representam outras fontes de erros de posicionamento. A medida de dose de entrada pode detectar erros de “setup” do paciente em relação ao feixe (distância fonte-superfície incorreta), bem como erros de espessura do paciente quando essa é reavaliada com o objetivo de encontrar a origem de diferenças grandes na distância fonte-superfície.

1.3.1.8 Avaliação dos dados da dosimetria *in vivo*

Ações após a primeira medida de dose *in vivo*

Caso o resultado da primeira medida esteja fora do nível de tolerância/ação, deve-se verificar, primeiramente, o “setup” do tratamento e os parâmetros de tratamento. Os erros mais comuns são: diferenças na DFS e posicionamentos incorretos do dosímetro, que podem ser verificados por meio de radiografias do local. Possíveis diferenças na DFS devido ao uso de dispositivos de imobilização ou “bolus” devem ser corrigidas aplicando-se o fator de correção apropriado para o inverso do quadrado da distância.

Caso a causa da discrepância não seja conhecida, deve-se realizar a verificação da congruência de todos os dados técnicos e dosimétricos do plano de tratamento/simulação: concordância entre a unidade monitora efetivamente fornecida e a planejada; a exatidão do

cálculo da unidade monitora e; o uso correto de filtros e blocos. Se a dose medida *in vivo* com campos bloqueados for menor do que a esperada, deve-se verificar a posição do dosímetro, especialmente se o bloco estiver próximo do centro do campo. De qualquer forma, é recomendável realizar uma segunda medida *in vivo*.

A medida de dose de entrada com o dosímetro e uma câmara de ionização em um objeto simulador sólido nas mesmas condições clínicas de tratamento (DFS, tamanho de campo, rotação do sistema suporte funcional e colimador, bloco, etc.) pode ser útil para encontrar a causa da discrepância. Se o desvio entre a dose medida no objeto simulador com o TLD e a dose calculada é aceitável, esse pode ser atribuído à dificuldade no posicionamento do TLD sobre a pele do paciente. Se a dose medida com a câmara de ionização está de acordo com a dose esperada, mas a leitura do TLD não está correta, o desvio no sinal TL pode ser devido a uma calibração ruim ou fatores de correção errados. Se a dose medida no objeto simulador com a câmara de ionização não coincide com a dose esperada, erros de cálculo de dose podem estar presentes. As principais causas de persistência das discrepâncias são as seguintes:

- Dificuldades no “setup” do paciente: são mais facilmente detectadas se as leituras do TLD não são corrigidas pelo inverso do quadrado da distância;
- Incerteza na leitura do TLD devido ao posicionamento crítico (campos tangenciais, campos filtrados, etc) ou à ausência de fatores de correção;
- Cálculo incorreto da dose de entrada pelo TPS.

Monitorando a dose *in vivo*

O monitoramento contínuo dos dados da dosimetria *in vivo* pode indicar a necessidade de um ajuste dos níveis de tolerância/ação. Análise estatística dos desvios entre a dose de entrada medida e a esperada pode fornecer informações que sugerem possíveis campos de investigação ou possíveis melhorias do processo de controle de qualidade (por exemplo, uma avaliação mais acurada dos fatores de correção do TLD). A distribuição dos desvios pode revelar erros sistemáticos relacionados às técnicas de tratamentos específicas ou aos métodos de cálculos.

1.4 Objetivos

Objetivo geral

O objetivo desse trabalho é apresentar um método para implementação da dosimetria *in vivo* da dose de entrada na rotina clínica em tratamentos radioterápicos com feixe de fótons de alta energia, utilizando dosímetros termoluminescentes de LiF.

Objetivo específico

Avaliar a dose de entrada em pacientes com câncer de mama.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Dosímetros termoluminescentes

Foram disponibilizadas para este estudo 150 pastilhas de LiF:Mg,Ti (TLD-100, Harshaw) com dimensões nominais de 3,17 mm x 3,17 mm x 0,89 mm.

2.2 O sistema de leitura

Basicamente, uma leitora TL é constituída de um dispositivo para aquecer o dosímetro e uma fotomultiplicadora para captar a luz que o dosímetro emite.

O sistema de leitura Harshaw modelo 3500TLD empregado nas leituras TL consiste de dois componentes principais: a leitora TLD e o software WinREMS (Windows Radiation Evaluation and Management System) instalado em um computador pessoal.

A leitora possui uma prancheta metálica sobre a qual é colocado o dosímetro que, por sua vez, é aquecido por contato com um sistema de “feedback”. Este sistema produz uma rampa linear de temperatura entre a temperatura ambiente a 400 °C, dividida em três segmentos: Pré-aquecimento, Aquisição e Aquecimento, cada um com tempos e temperaturas independentes.

Para melhorar a acurácia das respostas à baixa exposição e para aumentar a vida da prancheta, o modelo 3500 opera com um fluxo de nitrogênio ao redor da prancheta. O fluxo de nitrogênio elimina o oxigênio presente na área da prancheta e, conseqüentemente, elimina os indesejados sinais TL induzidos pelo oxigênio. O nitrogênio é também distribuído através da Câmara do Tubo Fotomultiplicador para eliminar a umidade causada por condensação.

FIGURA 7 - Leitora TL Harshaw Modelo 3500TLD. Fonte - Manual Harshaw 3500TLD

2.3 Procedimento de seleção dos TLDs

As irradiações para seleção dos TLDs foram realizadas com um feixe de fótons de 6 MV, produzido pelo acelerador linear de uso clínico (MX-2, Siemens) descrito na seção 2.10 pertencente à Associação Beneficente de Senhoras Hospital Sírio Libanês.

Um forno dedicado ("Thermo Electron Corporation") foi utilizado no tratamento térmico do TLD e o sinal foi lido em uma leitora TL Harshaw modelo 3500TLD. O ciclo de tratamento térmico consistiu em um aquecimento das pastilhas a 400 °C por uma hora (tratamento térmico pré-irradiação a alta temperatura), seguido por duas horas a 100 °C (tratamento térmico pré-irradiação a baixa temperatura). Antes de cada leitura o TLD foi aquecido a 100 °C por dez minutos (tratamento térmico pós-irradiação ou pré-leitura). Durante o processo de leitura do sinal TL, a leitora é pré-aquecida atingindo a temperatura de 50 °C; a partir desta temperatura, até atingir 300 °C a uma taxa de 10 °C por segundo, ocorre a aquisição do sinal.

Os TLDs, previamente identificados, foram submetidos a cinco ciclos dosimétricos (tratamento térmico pré-irradiação; irradiação; tratamento térmico pré-leitura e; leitura). Os TLDs foram irradiados com a mesma dose em cada um dos cinco ciclos, previamente estabelecida como sendo igual a 1 Gy.

Determinou-se a média aritmética e o desvio padrão das cinco leituras individuais de cada dosímetro por meio das Equações 7 e 8, respectivamente.

A média aritmética é a melhor estimativa disponível do valor esperado de uma grandeza q que varia aleatoriamente e para a qual n observações independentes q_k foram obtidas sob as mesmas condições de medição:

$$\bar{q} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n q_k \quad (7)$$

As observações individuais q_k diferem em valor por causa de variações aleatórias nas grandezas de influência dos efeitos aleatórios. A variância experimental $s^2(q_k)$ das observações é dada por:

$$s^2(q_k) = \frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^n (q_k - \bar{q})^2 \quad (8)$$

A raiz quadrada positiva desta variância $s(q_k)$ é denominada desvio padrão experimental ou simplesmente desvio padrão (σ) e caracteriza a variabilidade dos valores q_k observados, mais especificamente, sua dispersão em torno da média. A variância da média, $s^2(\bar{q})$, é dada por:

$$s^2(\bar{q}) = \frac{s^2(q_k)}{n} = \frac{1}{n(n-1)} \sum_{k=1}^n (q_k - \bar{q})^2 \quad (9)$$

onde a raiz quadrada positiva de $s^2(\bar{q})$ é o desvio padrão experimental da média $s(\bar{q})$. Este valor quantifica quão bem $\bar{q}$ estima o valor esperado de q e qualquer um dentre eles pode ser usado como medida da incerteza de $\bar{q}$. Esta estimativa da variabilidade das medidas devido a erros aleatórios por meio do desvio padrão supõe que a frequência das medidas obedece à distribuição gaussiana. O procedimento estatístico usualmente indicado para o tratamento de medidas experimentais consiste justamente em fazer os cálculos acima indicados e expressar o valor de uma grandeza q usando os dados obtidos com as relações (7) e (9):

Valor da grandeza = média das n medidas $\pm$ desvio padrão da média

$$q = \bar{q} \pm s(\bar{q}) \quad (10)$$

O uso das expressões acima pressupõe que, durante a realização de uma série de medidas, não ocorreram erros grosseiros, que os erros sistemáticos ou estiveram ausentes, ou foram devidamente compensados, ou são de ordem de grandezas inferior aos erros aleatórios; e que todas as demais fontes de erro contribuíram aleatoriamente, ora para aumentar, ora para diminuir o valor da grandeza. Ainda pode-se representar o desvio padrão da média na seguinte forma:

$$q = \bar{q} \pm \frac{s(\bar{q})}{\bar{q}} 100\% \quad (11)$$

Foram selecionadas setenta e nove pastilhas que apresentaram variação da sensibilidade dentro de $\pm 5\%$ (1σ) e reprodutibilidade dentro de $\pm 3\%$ (1σ).

2.4 Capa de equilíbrio eletrônico

De acordo com o protocolo Estro, “booklet” nr.1, que recomenda a utilização de uma capa para garantir reprodutibilidade das medidas, alguns dos TLDs selecionados foram calibrados para medida de dose de entrada na presença de uma capa de equilíbrio eletrônico confeccionada para esta finalidade.

Em um feixe de fótons de 6 MV, o objetivo é obter uma espessura de material equivalente à água ao redor do dosímetro TL entre 1,5 a 2,0 cm, o que representa um bom compromisso para a profundidade de dose máxima (Jordan, 1996), de modo a impedir que a leitura do TLD seja realizada em uma região de alto gradiente de dose.

O efeito Compton é o modo predominante de interação para feixes de fótons de megavoltagem no intervalo clínico. Sendo assim, a espessura da capa de equilíbrio eletrônico de um determinado material (d_m) multiplicada pela razão das densidades eletrônicas do material

$(\rho_c)_m$ e da água $(\rho_c)_{H_2O}$ fornece a espessura equivalente de água. Conseqüentemente será alcançada, aproximadamente, a mesma atenuação do feixe.

$$d_m \frac{(\rho_c)_m}{(\rho_c)_{H_2O}} = d_{H_2O} \quad (12)$$

A capa de equilíbrio eletrônico foi construída com resina epóxi (nome comercial: durepóxi) de densidade física de $1,9325 \text{ g/cm}^3$, com geometria semi-esférica de raio 1,12 cm (equivalente, em termos de densidade física, a 2,16 cm de água). No centro da base da semi-esfera foi aberto um espaço para acomodar um TLD, a fim de posicioná-lo no eixo central do campo durante as irradiações (FIG. 8).

FIGURA 8 - Capa de equilíbrio eletrônico confeccionada com resina epóxi

Uma resina epóxi ou poliepóxido é um plástico termofixo que se endurece quando se mistura com um agente catalizador ou "endurecedor". A FIG. 9 apresenta a estrutura química do polímero.

FIGURA 9 – Estrutura química do polímero epóxi. Fonte - Wikipédia, a enciclopédia livre.

Seguindo o procedimento adotado por Swinnen et al. (2004) foi investigada a atenuação causada pelo conjunto (capa de equilíbrio eletrônico e dosímetro) no campo de tratamento. Um filme dosimétrico (ECL Kodak V) foi colocado a 5 cm de profundidade no objeto simulador de acrílico. O dosímetro no interior da capa foi posicionado na superfície do objeto simulador, no centro do campo de irradiação de área $10 \times 10 \text{ cm}^2$, a uma distância fonte-superfície de 100 cm. Um filme de referência foi exposto nas mesmas condições, mas sem o dosímetro. Os perfis do feixe através do eixo central na profundidade de 5 cm foram obtidos por meio de um scanner de filme (VXR-12, Vidar). As densidades óticas foram convertidas em doses relativas por meio do software OmniPro (Scanditronix/Wellhofer). Como o dosímetro foi colocado no centro do campo, os perfis relativos de dose foram normalizados a 3 cm do eixo central.

2.5 Curva de calibração

A linearidade da resposta TL em função da dose absorvida foi analisada com trinta e cinco pastilhas. Grupos contendo cinco pastilhas cada foram irradiados com 5, 25, 50, 75, 100, 150, 200, 250 e 300 unidades monitoras, a uma distância foco-superfície de 100 cm, em um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, em uma profundidade de 6 cm no objeto simulador. A dose por unidade monitora foi determinada usando uma câmara de ionização posicionada na mesma profundidade, imediatamente após a irradiação dos TLDs. Foram determinados a média e o desvio padrão das cinco leituras de cada grupo.

2.6 Procedimento de calibração dos TLDs

Foi realizada a calibração de vinte e duas pastilhas das setenta e nove previamente selecionadas que apresentaram um menor desvio padrão percentual. Cada uma das pastilhas dentro da capa de equilíbrio eletrônico foi posicionada na superfície do objeto simulador de acrílico, no centro de um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na DFS de 100 cm. Os vinte e

dois dosímetros foram submetidos a três ciclos dosimétricos, tendo sido irradiados com uma dose de 1 Gy em cada um dos três ciclos.

O sinal do TLD foi comparado com a dose absorvida determinada com uma câmara de ionização, posicionada no centro do campo, na profundidade de dose máxima: 1,5 cm de água, definida como a dose de entrada. O fator de calibração (F_{cal}) foi determinado por meio da Eq. (2).

2.7 Determinação dos fatores de correção

Seguindo o método descrito na seção 1.3.1.5, foram determinados os seguintes fatores de correção:

1. Fatores de correção para tamanho de campo: campos quadrados de lados 5, 10, 15, 20, 25 e 30 cm.
2. Fatores de correção para distância foco-superfície: 90, 95, 100, 105 e 110 cm.
3. Fatores de correção para filtros físicos: 15°, 30° e 45°.
4. Fatores de correção para ângulo de incidência do feixe: 45°, 50°, 55° e 60°.

Os intervalos de medidas dos fatores de correção acima mencionados foram escolhidos com base em valores médios dos parâmetros de tratamento de mama e modificadores de feixe normalmente empregados no Hospital Sírio Libanês.

2.8 Seleção dos objetos simuladores

O objeto simulador de acrílico (PMMA) utilizado tem densidade de 1,19 g/cm³, densidade eletrônica e número atômico efetivo relativo à água de 1,16 e 1,02, respectivamente. É composto de um conjunto de placas quadradas de área 30 x 30 cm² de diferentes espessuras (0,5 mm, 1,0 mm, 2,0 mm, 1,0 cm e 2 cm). Nesse trabalho foram utilizadas dez placas de 1,0 cm cada para fornecer um adequado retro-espalhamento, uma placa de 1,0 cm para posicionamento dos TLDs em furos (FIG. 10) e três placas (0,5 mm, 2,0 mm e 1,0 cm) para garantir o equilíbrio eletrônico.

FIGURA 10 – Placa de acrílico utilizada para posicionamento dos TLDs em furos durante o processo de seleção das pastilhas

O objeto simulador de mama utilizado consistia de um molde de mama feito com material equivalente ao tecido (cera odontológica), com densidade física de $0,93 \text{ g/cm}^3$, posicionado sobre placas de acrílico garantindo suficiente retro-espalhamento (FIG. 11).

FIGURA 11 - Objeto simulador de mama sobre objeto simulador de acrílico

2.9 Medidas em objetos simuladores

A irradiação para seleção das pastilhas foi feita no objeto simulador de acrílico. Uma das placas foi utilizada para posicionar os TLDs em furos confeccionados com profundidade de 1 mm e diâmetro igual à diagonal da superfície quadrada da pastilha. Cada irradiação foi realizada em um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, DFS de 100 cm e 100 UMs. Os TLDs foram posicionados na profundidade de dose máxima para a energia empregada: 1.25 cm de acrílico correspondendo a 1.5 cm de água. A dose na profundidade de dose máxima foi determinada com uma câmara de ionização cilíndrica (NE 2571 – 0.6 cm^3), colocada dentro do objeto simulador, e a carga gerada na câmara foi coletada por um eletrômetro (Keithley).

A consistência do procedimento de calibração, ou seja, a exatidão da determinação da dose de entrada com TLD foi avaliada por meio de irradiações no objeto simulador de mama. Esta exatidão pode ser determinada pela razão da dose determinada com TLD e o valor obtido pelo sistema de planejamento.

O objeto simulador de mama passou por uma simulação para determinação da posição de tratamento de referência e, em seguida, por uma tomografia. As imagens da tomografia foram transferidas para o sistema de planejamento. Foram simulados tratamentos com campo oblíquo único variando-se os parâmetros envolvidos no tratamento: DFS; tamanho de campo; ângulo do filtro físico; e ângulo de incidência do feixe (TAB. 6). Todos os campos foram irradiados com 100 UM.

O sistema de planejamento do tratamento utilizado no serviço de radioterapia do Hospital Sírio Libanês, Helax, fornece o valor da dose de entrada no eixo central do feixe, que pode ser obtido por meio do relatório geral de avaliação disponível para impressão pelo sistema. No caso de o eixo central estar bloqueado, o usuário tem a possibilidade de mover o ponto correspondente de dose e a nova posição é indicada no relatório geral por um asterisco (*). Este recurso, denominado dose pontual ("point-dose"), permite conhecer com exatidão a dose absorvida em um ponto qualquer situado no interior do volume de tratamento, distante o suficiente da superfície do volume para que exista a condição de equilíbrio eletrônico.

O valor absoluto da dose no ponto de medida foi determinado no eixo central do campo de irradiação, a 1,6 cm abaixo da superfície do objeto simulador de mama (correspondendo a 1,5 cm de água).

TABELA 6 – Parâmetros dos tratamentos simulados no objeto simulador de mama

Medida	DFS (cm)	Campo (cm ²)	Filtro	Feixe
1	100	10 x 10	não	0°
2	100	10 x 10	não	60°
3	100	10 x 10	15°	0°
4	100	10 x 10	30°	0°
5	100	10 x 10	45°	0°
6	100	14 x 14	não	0°
7	90	10 x 10	não	0°
8	88	10 x 10	15°	51°
9	89	10 x 10	30°	53°
10	91	10 x 10	45°	55°
11	88	12 x 12	15°	52°
12	89	11 x 11	30°	54°
13	91	13 x 13	45°	56°
14	92	14 x 14	30°	58°
15	90,5	10,5 x 10,5	15°	60°

2.10 Unidades de tratamento

Foram utilizadas duas unidades de tratamento no tratamento de câncer de mama das pacientes selecionadas para este estudo, ambas pertencentes ao serviço de radioterapia do Hospital Sírio Libanês. O acelerador linear modelo MX-2 (Siemens) que produz feixe de fótons de energia de 6 MV e o acelerador linear modelo KD-2 (Siemens) que produz tanto feixe de fótons com energias de 6 e 18 MV quanto de elétrons com energias de 6, 9, 12, 18 e 21 MeV.

As duas unidades estão equipadas com um sistema automático de verificação (Lantis) que verifica, antes de cada aplicação do tratamento, o número de unidades monitoras, os parâmetros geométricos ajustáveis e os dispositivos modificadores do feixe. Os aceleradores foram calibrados para fornecer um rendimento de 0,01 Gy por unidade monitora nas condições de referência, ou seja, na profundidade de dose máxima, em um objeto simulador de água, tamanho de campo de 10 x 10 cm², a uma distância da fonte à superfície do objeto simulador de 100 cm. A taxa de dose constante foi ajustada em 200 UM/min para o feixe de 6 MV.

2.11 Técnica de tratamento e planejamento da dose

No serviço de radioterapia do Hospital Sírio Libanês, a paciente é posicionada na posição supino sobre um dispositivo imobilizador, denominado “vac-loc”, modelado em um plano inclinado sobre uma rampa de isopor para compensar a curvatura da parede torácica. O braço contra-lateral à mama a ser tratada é alinhado ao longo do corpo e o braço ipsilateral é posicionado para cima em abdução, com a cabeça direcionada para o lado do braço contra-lateral.

A mama é irradiada por um par de campos tangenciais assimétricos, com um feixe de fótons de 6 MV. Na maioria dos tratamentos de mama nesse serviço é incluído um campo externo modulado e a técnica em questão é denominada “field-in-field”, com o objetivo de homogeneizar a dose. Em alguns casos também se aplica, além do campo externo modulado, um campo interno modulado. São três as prescrições de tratamento adotadas: 25 frações com dose de 1,8 Gy por fração totalizando 45 Gy com um feixe de fótons, seguidas de uma dose complementar de 10 Gy dividida em 5 frações com um feixe de elétrons; ou 28 frações com dose de 1,8 Gy por fração totalizando 50,4 Gy; ou 50 Gy distribuídos em 25 frações com dose de 2,0 Gy por fração.

Todos os campos de tratamento incluem filtros físicos para compensação da irregularidade do contorno do paciente.

2.12 Medidas *in vivo*

Após a aprovação do conselho de ética, as medidas de dose de entrada *in vivo* foram realizadas em 5 pacientes tratadas com feixe de fótons de 6 MV no serviço de radioterapia do Hospital Sírio Libanês. A dose de entrada foi medida no eixo central do campo tangencial interno e comparada com a dose de entrada esperada.

Antes do início do tratamento, o dosímetro foi fixado sobre a pele da paciente com fita adesiva e permaneceu no local somente durante a aplicação do campo interno (FIG. 12). Antes de fixar o dosímetro, foi verificada a distância fonte-superfície e o seu valor foi comparado com o valor definido durante a simulação e utilizado para o planejamento do tratamento. Desse modo, quaisquer possíveis efeitos sobre a dose prescrita, devido a discrepâncias pequenas entre as condições de planejamento e de tratamento, poderiam ser avaliados durante a interpretação da medida *in vivo*.

As medidas de dose de entrada foram realizadas durante três dias consecutivos para cada paciente, a fim de investigar a exatidão e a reprodutibilidade do tratamento. A média de todos os desvios observados de todas as medidas de um mesmo paciente foi calculada para obtenção da melhor estimativa da diferença entre a dose fornecida e a dose prescrita no ponto de medida de interesse.

FIGURA 12 – TLD dentro da capa de equilíbrio eletrônico fixado na pele das cinco pacientes no campo interno de tratamento

- Medidas de dose de entrada (e saída) para todos os pacientes durante uma ou duas sessões do tratamento – o estudo de Leunens et al. (1992) mostrou que a transferência errônea de dados como, por exemplo, durante a preparação do plano de tratamento, pode levar a uma sub-dosagem ou sobre-dosagem de mais de 5% para 5% dos casos, e esses erros poderiam ter sido rastreados por meio da dosimetria *in vivo* em 96% dos casos.
- Dosimetria *in vivo* para um número limitado de pacientes irradiados com técnicas padrões – no hospital universitário St. Rafael em Leuven, um dos primeiros hospitais a estabelecer tal programa de dosimetria *in vivo*, foram rastreados vários erros de transferências de dados no processo de planejamento do tratamento. Em Leuven e em um hospital em Villejuif, um estudo durante irradiação de campo “mantle” mostrou que, para 34% dos casos, ocorreram erros no “setup” dos blocos de blindagem. Em Villejuif, para 22% dos “setups”, resultou um erro no fornecimento da dose de mais de 5%

Com base nos resultados dos diversos estudos pôde-se concluir que nos centros que dispunham de equipamentos modernos com sistemas de verificação bem como de programas de controle de qualidade, ainda se constatava um erro sistemático maior que 5% na liberação da dose para 0,5-1% dos tratamentos dos pacientes. Os autores concluíram que a verificação da dose do paciente deveria ser uma parte essencial de um programa de controle de qualidade em um departamento de radioterapia e, como a comunidade da radioterapia está fazendo a transição de terapias convencionais 2D para 3D e para terapia com feixe de intensidade modulada, IMRT, recomendam que cada nova técnica de tratamento seja verificada sistematicamente para alguns pacientes, e realizar a dosimetria *in vivo* algumas vezes para cada paciente para situações onde se pode minimizar os erros na administração da dose.

Huyskens et al. (2001) relataram a implantação da dosimetria de entrada *in vivo* em grande escala em um centro de radioterapia. A medida da dose no paciente é realizada no início do tratamento, nas primeiras três frações, de modo a tornar possível corrigir quaisquer erros detectados. As medidas *in vivo* são realizadas com diferentes tipos de diodos, o que permite avaliar flutuações estatísticas devido às várias características dos diodos. Foram aplicados fatores de correção para tamanho de campo e variações na resposta em diferentes distâncias fonte-superfície (DFS) no intervalo de energia de 8 a 18 MV. A dependência com a temperatura foi considerada no procedimento de calibração. Foram utilizados diodos de forma cilíndrica em campos de tratamento tangenciais, conseqüentemente, não foram necessárias correções para dependência direcional. Os níveis de tolerância e níveis de ação estabelecidos para diferentes locais de tratamento estão listados na TAB. 5.

2.14 Registro da medida

Todas as medidas foram registradas manualmente em uma planilha Excel elaborada para essa finalidade (FIG. 14). Os fatores de calibração e de correção foram aplicados na planilha e a dose calculada foi comparada com o valor esperado.

Paciente	Medida	TLD	Leitura (nC)	Fcal (Gy/nC)	Fator de Correção				Dose (Gy)		Dif. (%)
					Filtro	Campo	DFS	Incidência	TLD	TPS	
1	1	8	718,6	0,1664	1,0407	0,9985	1,0209	0,9680	1,228	1,173	4,5
	2	65	726,9	0,1590	1,0407	0,9985	1,0209	0,9680	1,187	1,173	1,2
	3	114	725,4	0,1623	1,0407	0,9985	1,0209	0,9680	1,209	1,173	3,0
2	1	8	882,6	0,1664	1,0048	1,0065	1,0201	0,9690	1,468	1,416	3,6
	2	65	875,2	0,1590	1,0048	1,0065	1,0201	0,9690	1,391	1,416	-1,8
	3	114	892,1	0,1623	1,0048	1,0065	1,0201	0,9690	1,448	1,416	2,2
3	1	8	903,3	0,1664	1,0048	1,0042	1,0187	0,9735	1,504	1,463	2,7
	2	65	910,1	0,1590	1,0048	1,0042	1,0187	0,9735	1,448	1,463	-1,0
	3										
4	1	107	682,9	0,1627	1,0399	1,0127	1,017	0,9699	1,154	1,152	0,2
	2	114	707,8	0,1623	1,0399	1,0127	1,017	0,9699	1,193	1,152	3,5
	3	126	690,0	0,1596	1,0399	1,0127	1,017	0,9699	1,144	1,152	-0,7
5	1	107	841,3	0,1627	1,0399	1,0062	1,018	0,9690	1,413	1,435	-1,5
	2	126	846,6	0,1596	1,0399	1,0062	1,018	0,9690	1,395	1,435	-2,9
	3										

FIGURA 14 – Planilha Excel elaborada para registro das medidas *in vivo*

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1 Seleção dos dosímetros termoluminescentes

Na TAB. 7 está apresentada a média das cinco leituras ($L_{\text{média}}$) de cada TLD, bem como o desvio padrão percentual (σ (%)) das leituras individuais. Encontram-se destacados o número do TLD e o respectivo desvio padrão percentual dos TLDs que apresentaram uma dispersão em torno da média menor ou igual a 3.0%.

TABELA 7 – Leitura média e desvio padrão percentual das cinco leituras individuais dos cento e cinquenta dosímetros termoluminescentes

TLD	$L_{\text{média}} (\eta\text{C})$	σ (%)	TLD	$L_{\text{média}} (\eta\text{C})$	σ (%)
1	1122.8	4.3	76	1151.3	3,4
2	1097.5	3.2	77	985.5	4,9
3	1094.8	1,7	78	1041.8	5,9
4	1052.4	1,8	79	1001.2	6,3
5	1085.8	3,0	80	1043.0	3,5
6	1160.6	2,4	81	1179.3	3,5
7	1139.6	2,1	82	1076.2	8,5
8	1032.8	1,3	83	1119.7	3,7
9	1084.0	2,1	84	1051.4	1,5
10	1079.2	2,0	85	1016.6	6,3
11	1183.2	3,1	86	854.8	3,3
12	1102.4	1,6	87	1003.8	3,8
13	1061.6	1,8	88	1076.4	3,5
14	1034.6	1,7	89	984.5	5,0
15	1027.6	1,3	90	993.7	3,4
16	1042.0	1,5	91	1011.0	3,3
17	1072.2	4,2	92	1090.0	3,7
18	1021.4	1,4	93	997.3	3,6

19	1058.0	1,6	94	977.0	3.6
20	1004.5	3,1	95	1007.2	3.5
21	1069.0	2,2	96	1056.0	4.4
22	1135.8	3,1	97	1008.6	3.1
23	1100.0	3.6	98	1016.2	5.1
24	1052.6	2,2	99	976.7	6.2
25	1094.5	2,1	100	1008.3	3.3
26	1039.0	1,9	101	1118.3	2,5
27	1073.2	2,0	102	1069.5	2,5
28	1084.6	2,6	103	1045.0	3.3
29	1062.4	2,1	104	1063.3	2,3
30	1120.8	1,9	105	1089.8	2,3
31	1080.0	2,2	106	980.7	3.4
32	1123.2	1,3	107	1043.8	1,7
33	1024.0	1,2	108	1064.7	3.4
34	1080.6	2,8	109	1056.2	2,5
35	1197.4	4.0	110	1041.2	3.5
36	1034.6	2,9	111	1033.1	4.0
37	1116.4	2,0	112	1058.0	2,5
38	1062.8	2,6	113	1007.8	3.2
39	1076.0	2,6	114	1033.8	1,3
40	1104.2	2,2	115	1103.2	2,6
41	1157.3	3.1	116	1051.8	2,3
42	1070.0	2,1	117	1022.2	3.5
43	1159.4	3.2	118	1010.3	3.2
44	1074.8	4.0	119	1017.7	6.8
45	1044.4	3.2	120	1114.7	4.5
46	1055.6	2,7	121	965.2	3.6
47	1052.4	2,2	122	1052.2	4.0
48	1069.6	1,9	123	1044.3	3.2

49	1090.4	2,0	124	1032,0	2,4
50	1081,2	2,8	125	1091,0	2,0
51	1055,2	2,0	126	1036,7	1,4
52	1155,6	2,2	127	1049,5	1,9
53	1061,0	3,1	128	1033,1	3,9
54	1071,2	2,0	129	1031,8	4,3
55	1095,5	2,9	130	1016,6	3,1
56	1130,0	3,1	131	1086,3	2,0
57	1170,6	3,6	132	1034,0	1,4
58	1089,0	2,2	133	1092,4	4,1
59	1140,4	3,3	134	1087,3	4,3
60	1020,6	1,5	135	1071,0	2,5
61	1093,6	2,3	136	1058,5	3,2
62	1120,8	1,9	137	1119,6	3,5
63	1092,6	2,2	138	1060,8	5,2
64	1050,8	2,4	139	1104,5	2,2
65	1036,8	1,4	140	1012,9	3,2
66	1027,2	1,6	141	1030,5	1,6
67	1023,0	2,8	142	1001,2	5,3
68	1069,3	2,4	143	1082,7	2,9
69	1051,7	2,2	144	1062,0	1,8
70	1191,6	6,8	145	1041,8	1,6
71	1047,6	6,1	146	1020,0	3,5
72	1125,1	5,2	147	1075,3	3,4
73	992,5	9,1	148	1039,4	1,5
74	1077,8	7,8	149	1073,5	3,0
75	995,7	7,8	150	1072,0	1,4

O desvio padrão percentual das cento e cinquenta leituras médias, ou seja, a variação da sensibilidade do grupo foi determinada como sendo de 4,7% (1 σ).

3.2 Estudo da atenuação da capa de equilíbrio eletrônico

Os perfis de dose relativa foram obtidos nas direções latero-lateral (eixo x) e crânio-caudal (eixo y) com relação ao sistema de coordenadas do campo de radiação (FIGs. 15 e 16), e foram normalizados a 3 cm do centro do campo. A absorção pelo TLD na capa de equilíbrio eletrônico pôde ser estimada em no máximo 7,1% na direção x e 7,4% na direção y.

FIGURA 15 – Atenuação da dose produzida pela capa de equilíbrio eletrônico. Os perfis foram obtidos na direção x do sistema de coordenadas do campo de radiação

FIGURA 16 – Atenuação da dose produzida pela capa de equilíbrio eletrônico. Os perfis foram obtidos na direção y do sistema de coordenadas do campo de radiação

A capa de equilíbrio eletrônico produz uma redução na variação máxima dos fatores de correção. Em geral, a capa de equilíbrio eletrônico pode melhorar a situação a um nível em que os fatores de correção podem ser ignorados.

O efeito de atenuação aumenta com o uso da capa. Entretanto, como o número de medidas que são realizadas em um mesmo paciente é pequeno, esse efeito não representa um problema.

3.3 Calibração e fatores de correção

Os fatores de calibração para medida de dose de entrada com a capa de equilíbrio eletrônico, bem como os desvios padrão percentuais das três leituras das vinte e duas pastilhas calibradas estão apresentados na TAB. 8.

TABELA 8 – Fatores de calibração e desvios padrão percentuais das leituras dos TLDs calibrados

TLD	$F_{cal} \text{ (Gy/}\eta\text{C)}$	$\sigma \text{ (\%)}$
3	0,1528	1,9
4	0,1594	1,8
8	0,1644	2,3
12	0,1626	2,2
13	0,1637	1,5
14	0,1626	1,7
15	0,1637	2,3
16	0,1581	2,5
18	0,1649	2,1
19	0,1607	2,3
33	0,1586	2,2
36	0,1622	1,9
60	0,1649	1,5
65	0,1582	1,4
66	0,1638	1,5
84	0,1608	2,3
107	0,1619	1,4

114	0,1615	2,5
126	0,1588	2,4
132	0,1635	2,5
141	0,1575	1,6
148	0,1645	2,2

O estudo da resposta TL em função da dose absorvida mostrou um comportamento linear para as doses fornecidas de até 2,27 Gy. Na TAB. 9 estão apresentados os valores correspondentes de dose, as leituras TL, o valor médio e o desvio padrão das cinco medidas dos nove grupos irradiados com 5, 25, 50, 75, 100, 150, 200, 250 e 300 UM cada. A curva de calibração está apresentada na FIG. 17.

TABELA 9 – Variação da resposta termoluminescente em função da dose absorvida para diferentes unidades monitoras fornecidas

UM	5	25	50	75	100	150	200	250	300
Dose (Gy)	0,004	0,192	0,381	0,570	0,759	1,137	1,502	1,893	2,270
Leituras (nC)	34,7	146,4	281,0	428,9	547,1	833,3	1105,0	1411,0	1670,0
	34,2	142,5	282,5	420,1	557,8	821,1	1114,0	1359,0	1631,0
	33,2	139,5	271,7	413,4	548,2	826,4	1106,0	1401,0	1680,0
	32,3	140,9	274,1	416,3	540,0	823,5	1096,0	1370,0	1672,0
	32,4	141,0	276,9	408,8	548,9	823,2	1108,0	1384,0	1677,0
L_{média}	33,4	142,1	277,2	417,5	548,4	825,5	1105,8	1385	1666
σ	1,07	2,65	4,54	7,59	6,34	4,75	6,50	21,41	19,96
σ (%)	3,20	1,86	1,64	1,82	1,16	0,58	0,59	1,55	1,20

FIGURA 17 – Variação da resposta TL com a dose absorvida

Como o sinal do dosímetro TL é proporcional à fluência de elétrons na profundidade do volume sensível do dosímetro, a razão da leitura da câmara de ionização e da leitura do dosímetro depende do tamanho do campo. Para tamanhos de campos grandes, a contaminação do feixe primário devido aos elétrons e aos fótons de baixa energia, criados no cabeçote do acelerador linear, aumenta a dose na superfície e diminui a profundidade de dose máxima. Conseqüentemente, a espessura da capa de equilíbrio eletrônico, que é suficiente para assegurar equilíbrio eletrônico para tamanhos de campos grandes, pode não ser suficiente para tamanhos de campos menores. Nesses casos, a razão L_{CI}/L_{TLD} apresentaria um comportamento não linear em função do tamanho do campo, sendo necessário, então, aplicar um fator de correção para compensar a falta de equilíbrio eletrônico.

Os fatores de correção para tamanhos de campos quadrados de lados 5, 10, 15, 20, 25 e 30 cm determinados para as duas unidades de tratamento estão apresentados na TAB. 10. O comportamento linear apresentado no gráfico da FIG. 18 evidencia que a espessura da capa de equilíbrio eletrônico mostrou-se satisfatória para garantir o equilíbrio eletrônico para tamanhos de campos menores que $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

TABELA 10 - Valores dos fatores de correção em função do tamanho de campo

Unidade de tratamento	Lado do campo (cm)	$L_{media}(\eta C)$ (CI)	$L_{media}(\eta C)$ (TLD)	L_{CI}/L_{TLD}	$(L_{CI}/L_{TLD})_{ref}$	FC
MX-2	5	18,480	296,3	0,0624	0,0632	0,9864
	10	19,632*	310,5*	0,0632	0,0632	1,0000
	15	20,307	317,3	0,0640	0,0632	1,0122
	20	20,655	322,7	0,0640	0,0632	1,0123
	25	20,861	319,8	0,0652	0,0632	1,0317
	30	20,972	318,6	0,0658	0,0632	1,0411
KD-2	5	18,485	291,2	0,0635	0,0646	0,9826
	10	19,630*	303,8*	0,0646	0,0646	1,0000
	15	20,317	310,2	0,0655	0,0646	1,0136
	20	20,650	314,7	0,0656	0,0646	1,0155
	25	20,865	314,4	0,0664	0,0646	1,0272
	30	20,970	310,0	0,0676	0,0646	1,0469

* Valores de referência

FIGURA 18 – Variação dos fatores de correção em função do tamanho de campo para as unidades de tratamento MX-2 (a) e KD-2 (b)

Quando a DFS diminui, o número de elétrons e de fótons de baixa energia que contaminam o feixe primário é maior. Se a espessura da capa não é suficiente para garantir o equilíbrio eletrônico, a razão entre a leitura da CI e do TLD diminui. Os fatores de correção para distância fonte-superfície de 90, 95, 100, 105 e 110 cm determinados estão apresentados na TAB. 11 e na FIG. 19. Os resultados obtidos mostraram que a espessura da capa de equilíbrio eletrônico utilizada foi adequada, uma vez que a razão L_{CI}/L_{TLD} aumentou quando o valor da DFS foi reduzido de 100 para 95 e 90 cm.

TABELA 11 – Valores dos fatores de correção em função da distância fonte-superfície

Unidade de tratamento	DFS (cm)	$L_{media}(\eta C)$ (CI)	$L_{media}(\eta C)$ (TLD)	L_{CI}/L_{TLD}	$(L_{CI}/L_{TLD})_{ref}$	FC
MX-2	90	23,90	367,2	0,0651	0,0634	1,0273
	95	21,43	330,6	0,0648	0,0634	1,0231
	100	19,33*	305,1*	0,0634	0,0634	1,0000
	105	17,50	281,5	0,0637	0,0634	1,0054
	110	15,94	253,0	0,0630	0,0634	0,9944
KD-2	90	23,88	365,5	0,0653	0,0636	1,0277
	95	21,41	334,1	0,0641	0,0636	1,0078
	100	19,32*	303,8*	0,0636	0,0636	1,0000
	105	17,51	272,2	0,0637	0,0636	1,0018
	110	15,95	249,4	0,0639	0,0636	1,0057

*Valores de referência

FIGURA 19 – Variação dos fatores de correção em função da DFS para as unidades de tratamento MX-2 (a) e KD-2 (b)

Na TAB. 12 e na FIG. 20 estão apresentados, respectivamente, os valores e o comportamento dos fatores de correção em função do ângulo de incidência do feixe. Nesse caso também, a espessura da capa mostrou-se adequada para garantir o equilíbrio de partículas carregadas nos diferentes ângulos de incidência do feixe analisados.

TABELA 12 – Valores dos fatores de correção em função do ângulo de incidência do feixe

Unidade de tratamento	Ângulo de incidência (grau)	$L_{média} (\eta C)$ (CI)	$L_{média} (\eta C)$ (TLD)	L_{CI}/L_{TLD}	$(L_{CI}/L_{TLD})_{ref}$	FC
MX-2	45	19,441	300,6	0,0647	0,0632	1,0229
	50	19,304	301,0	0,0641	0,0632	1,0143
	55	19,103	299,8	0,0637	0,0632	1,0078
	60	18,781	301,3	0,0623	0,0632	0,9859
KD-2	45	19,442	306,0	0,0635	0,0646	0,9833
	50	19,303	304,0	0,0635	0,0646	0,9827
	55	19,105	303,2	0,0630	0,0646	0,9752
	60	18,783	299,2	0,0628	0,0646	0,9715

FIGURA 20 – Variação dos fatores de correção em função do ângulo de incidência do feixe para as unidades de tratamento MX-2 (a) e KD-2 (b)

Quando dispositivos modificadores do feixe como os filtros físicos em cunha são usados, não apenas a contaminação do feixe, mas também a taxa de dose é modificada e um fator de correção pode ser necessário. Os fatores de correção para os diferentes filtros físicos de 15°, 30° e 45° determinados estão apresentados na TAB 13.

TABELA 13 – Valores dos fatores de correção em função do ângulo do filtro físico para o tamanho de campo de referência

Unidade de tratamento	Filtro	FC
MX-2	15°	1,0407
	30°	0,9926
	45°	0,9455
KD-2	15°	1,0399
	30°	1,0048
	45°	0,9837

Os vários testes da resposta TLD nas diferentes geometrias do feixe mostraram que a capa de equilíbrio eletrônico utilizada foi confeccionada com uma espessura adequada e com forma apropriada para garantir que fatores de correção devido a insuficiência de material não fossem necessários.

Não foram empregados fatores para corrigir o desvanecimento do sinal TL, pois as leituras (obtidas até 72 h após a irradiação) foram realizadas com um tratamento térmico pré-leitura e somente os picos com meias-vidas longas foram integrados durante a aquisição. A dependência energética não foi considerada, uma vez que os TLDs caracterizados se destinaram a dosimetria em tratamentos utilizando uma única energia de fótons.

3.4 Medidas em objetos simuladores

A TAB. 14 apresenta a razão da dose determinada com TLD e o valor obtido pelo sistema de planejamento por meio do recurso de dose pontual.

TABELA 14 – Comparação entre a dose de entrada medida com o dosímetro TL e a dose calculada pelo sistema de planejamento

Medida	D _{IPS} (Gy)	D _{TLD} (Gy)	Razão
1	0,986	0,985	0,999
2	0,986	0,984	0,998
3	0,706	0,711	1,007
4	0,541	0,535	0,989
5	0,488	0,493	1,010
6	1,019	1,022	1,003
7	1,231	1,225	0,995
8	0,912	0,905	0,992
9	0,682	0,691	1,013
10	0,583	0,571	0,979
11	0,921	0,911	0,989
12	0,685	0,697	1,018
13	0,592	0,601	1,015
14	0,651	0,641	0,985
15	0,864	0,877	1,015

A exatidão da determinação da dose com TLD para medida da dose de entrada foi avaliada em 1.001 com um desvio padrão de 1.2%. Os valores de dose de entrada medidos durante a verificação do sistema dosimétrico apresentaram concordância dentro de $\pm 5\%$

(máxima de 2,1% e média de 0,1%), com relação à dose de entrada gerada pelo TPS, indicando um bom desempenho do sistema considerado.

3.5 Medidas *in vivo*

Na TAB. 15 estão apresentados os parâmetros relevantes do tratamento para o campo interno para as 5 pacientes envolvidas no estudo. Esses parâmetros são: localização do tratamento (mama direita ou esquerda); distância fonte-superfície; ângulo de incidência do feixe de irradiação; ângulo do filtro físico; ângulo da mesa de tratamento; ângulo do colimador; tamanho de campo; tamanho do campo quadrado equivalente ao tamanho de campo empregado no tratamento; peso relativo do campo interno; contribuição do campo interno para a dose total planejada no ponto de medida; dose por fração; dose total; isodose de prescrição do tratamento; isodose no ponto de medida determinado por meio do recurso de dose pontual; e ponto de normalização da dose.

TABELA 15 – Parâmetros de tratamento do campo interno das cinco pacientes

Paciente:	1	2	3	4	5
Mama:	esquerda	direita	esquerda	esquerda	direita
DFS (cm):	91,8	88,3 cm	89,7	91,4	90,4
Ângulo de incidência:	292°	60°	305°	301°	60°
Filtro:	15°	30°	30°	15°	15°
Mesa:	0°	0°	0°	354°	6°
Colimador:	90°	180°	10°	3°	357°
Campo:					
X (cm)	16,0	10,6	9,6	13,9	12,2
Y (cm)	7,5	21,7	20,9	21,6	16,8
X1 (cm)	8,0	1,5	0,0	4,8	8,7
X2 (cm)	8,0	9,0	9,6	9,1	3,5
Y1 (cm)	7,5	11,2	10,3	11,6	7,2
Y2 (cm)	0,0	10,5	10,6	10,0	9,6
Quadrado equivalente:	10,2	14,2	13,2	16,9	14,1
Peso:	1,00	0,85	1,00	1,00	1,00
Contribuição:	0,541±0,005	0,708±0,007	0,710±0,003	0,633±0,005	0,675±0,004
Dose/fração (Gy):	2,00	2,0	2,0	1,80	2,00
Dose Total (Gy):	50,0	50,0	50,0	50,4	50,0
Isodose de prescrição:	95,0%	95,0%	95,0%	97,0%	95,0%

Isodose no ponto de medida:	103%	95%	98%	98%	101%
Ponto de normalização:	100.0%	100.0%	100.0%	100.0%	100.0%

Na TAB. 16 estão apresentados os fatores de correção, com os respectivos valores de incertezas associadas, aplicados no cálculo da dose de entrada com TLD às cinco pacientes envolvidas.

TABELA 16 - Fatores de Correção aplicados às medidas de dose de entrada *in vivo* com TLD nas cinco pacientes

FC	PACIENTE				
	1	2	3	4	5
FC_{DES} (distância fonte-superfície)	1,0209 ± 0,0306	1,0201 ± 0,0306	1,0187 ± 0,0306	1,0170 ± 0,0305	1,0180 ± 0,0305
FC_{ângulo} (ângulo de incidência do feixe)	0,9680 ± 0,0290	0,9690 ± 0,0290	0,9735 ± 0,0292	0,9699 ± 0,0290	0,9690 ± 0,0290
FC_{filtro} (filtro físico)	1,0477 ± 0,0314	1,0048 ± 0,0301	1,0048 ± 0,0301	1,0399 ± 0,0312	1,0399 ± 0,0312
FC_{campo} (abertura do colimador)	0,9985 ± 0,0299	1,0065 ± 0,0302	1,0042 ± 0,0301	1,0127 ± 0,0304	1,0062 ± 0,0302

As TABs. 17 a 20 apresentam a razão dos valores das doses de entrada medidas com dosímetro TL (D_{TLD}) e das doses calculadas por meio do sistema de planejamento (D_{TPS}) em cada um dos três dias de medidas para as 5 pacientes, bem como o valor médio das três medidas. A paciente 3 teve seu tratamento interrompido e a paciente 5 teve alta antes da obtenção da terceira medida, por isso os valores das doses medidas e calculadas para estas pacientes não aparecem nas TABs. 19 e 21, respectivamente.

TABELA 17 – Comparação entre os valores das doses medidas (TLD) e calculadas (TPS) nos três dias consecutivos de medidas - paciente 1

Medida	D _{TLD} (Gy)	D _{TPS} (Gy)	Razão
1 ^a	1,228 ± 0,052	1,173 ± 0,023	1,047
2 ^a	1,187 ± 0,049	1,173 ± 0,023	1,012
3 ^a	1,209 ± 0,051	1,173 ± 0,023	1,031
Média	1,208 ± 0,051	1,173 ± 0,023	1,030 ± 0,017

TABELA 18 – Comparação entre os valores das doses medidas (TLD) e calculadas (TPS) nos três dias consecutivos de medidas - paciente 2

Medida	D _{TLD} (Gy)	D _{TPS} (Gy)	Razão
1 ^a	1,468 ± 0,062	1,416 ± 0,028	1,037
2 ^a	1,391 ± 0,058	1,416 ± 0,028	0,983
3 ^a	1,448 ± 0,061	1,416 ± 0,028	1,022
Média	1,436 ± 0,060	1,416 ± 0,028	1,014 ± 0,028

TABELA 19 – Comparação entre os valores das doses medidas (TLD) e calculadas (TPS) nos três dias consecutivos de medidas - paciente 3

Medida	D _{TLD} (Gy)	D _{TPS} (Gy)	Razão
1 ^a	1,504 ± 0,063	1,463 ± 0,029	1,028
2 ^a	1,448 ± 0,061	1,463 ± 0,029	0,990
Média	1,476 ± 0,062	1,463 ± 0,029	1,009 ± 0,027

TABELA 20 – Comparação entre os valores das doses medidas (TLD) e calculadas (TPS) nos três dias consecutivos de medidas - paciente 4

Medida	D _{TLD} (Gy)	D _{TPS} (Gy)	Razão
1 ^a	1,154 ± 0,048	1,152 ± 0,023	1,002
2 ^a	1,193 ± 0,050	1,152 ± 0,023	1,036
3 ^a	1,144 ± 0,048	1,152 ± 0,023	0,993
Média	1,164 ± 0,049	1,152 ± 0,023	1,010 ± 0,023

TABELA 21 – Comparação entre os valores das doses medidas (TLD) e calculadas (TPS) nos três dias consecutivos de medidas - paciente 5

Medida	D _{TLD} (Gy)	D _{TPS} (Gy)	Razão
1ª	1.413 ± 0,059	1.435 ± 0,028	0,985
2ª	1.395 ± 0,059	1.435 ± 0,028	0,972
Média	1.404 ± 0,059	1.435 ± 0,028	0,978 ± 0,009

A precisão média durante a dosimetria *in vivo*, obtida das determinações de dose realizadas nas 5 pacientes, foi de 1,011 com um desvio padrão de 2,4%.

O desvio padrão relativamente pequeno (2,4 %) dos resultados das medidas de dose de entrada, em comparação com resultados apresentados na revisão da literatura, deve-se à excelente estabilidade do equipamento de tratamento, ao sistema automático de verificação e à boa exatidão no ajuste diário do tratamento. Embora não tenha sido detectado nenhum grande erro na liberação da dose nos casos estudados, a literatura mostra que o emprego periódico da dosimetria *in vivo* é útil como uma verificação das várias técnicas de tratamento, que podem ser avaliadas e melhoradas. Grandes erros podem ser detectados e as suas fontes podem ser identificadas e corrigidas, diminuindo a incerteza na dose total fornecida a cada paciente.

3.6 Estimativa das incertezas das medidas

3.6.1 Precisão individual do TLD

A precisão intrínseca do dosímetro é a reprodutibilidade de um dado material TL associada com um dado sistema de leitura. É fortemente dependente da qualidade do material TL usado, das características da leitura, do modo como o ciclo de aquecimento e aquecimento foi definido, da pureza do gás de nitrogênio que circula no ambiente da prancheta de leitura, etc.

A incerteza das leituras individuais dos TLDs pôde ser estimada a partir da variação das leituras do conjunto de TLD irradiado com a mesma dose e lidos na mesma sessão. Os 22 TLDs pré-selecionados e empregados na medida de dose de entrada apresentaram precisão individual igual ou melhor que ± 3,0%. Esse desvio representa toda a incerteza do processo de calibração.

3.6.2 Incerteza na determinação dos fatores de calibração e de correção

A incerteza na determinação tanto dos fatores de calibração quanto dos fatores de correção dos TLDs é estimada pela raiz quadrada da soma dos quadrados das incertezas relativas de cada grandeza de entrada envolvida (a leitura da câmara de ionização e do dosímetro TL). A incerteza associada às leituras com a câmara de ionização foi estimada em 0,1%. Logo, a incerteza na determinação dos fatores de calibração e de correção é de 3,0%.

3.6.3 Incerteza na determinação da dose absorvida medida (TLD)

A exatidão global das medidas é determinada por meio das incertezas combinadas da leitura TL e dos fatores de calibração. Com base nas incertezas estimadas dessas grandezas, a incerteza teórica na dose de entrada obtida pela combinação quadrática das incertezas mencionadas é de 4,2%.

3.6.4 Incerteza na determinação da dose absorvida esperada (TPS)

A incerteza na determinação da dose absorvida determinada por meio do sistema de planejamento do tratamento é atribuída à falta de precisão na localização exata do ponto de dose de entrada por meio do recurso disponível do sistema de planejamento. A incerteza máxima determinada na localização do ponto de dose de entrada nas cinco medidas *in vivo* foi de 2,0%.

4 CONCLUSÕES

A dosimetria termoluminescente é uma dosimetria relativa, portanto, a exatidão alcançada depende de vários parâmetros tais como a reprodutibilidade da leitura TL e técnicas de calibração. Uma boa precisão em dosimetria *in vivo* pode ser alcançada somente quando os fatores de correção para cada parâmetro que influencia a resposta TL são cuidadosamente determinados e aplicados para converter o sinal TL em dose absorvida.

O método apresentado mostrou-se viável para o controle da dose de entrada no tratamento de câncer de mama, podendo ser aplicado a tratamentos de outras regiões anatômicas e que envolvam campos convencionais.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. *Guia para a expressão da incerteza de medição*. Rio de Janeiro: ABNT, INMETRO, SBM, 1998.
- 2 BANJADE, D. P.; ALOYSIUS, R. T.; NG B. S.; XAVIER S.; TAJUDDIN, A. A.; SHUKKI, A. Entrance dose measurement: A simple and reliable technique. *Med. Dosim.*, v. 28, n. 2, p. 73-78, 2003.
- 3 BOOTH, L. F.; JOHNSON, T. L.; ATTIX, F. H. Lithium fluoride glow-peak growth due to annealing. *Heath Phys.*, v. 23, p. 137-142, 1972.
- 4 CAMERON, J.; SUNTHARALINGAM, N.; KENNY, G. *Thermoluminescence Dosimetry*, University of Wisconsin Press, Madison, 1968.
- 5 DA ROSA, L. A. R. Dosimetria termoluminescente aplicada à física médica. Instituto de Radioproteção e Dosimetria, IRD. Rio de Janeiro, 2000.
- 6 ESSERS, M.; MIJNHEER, B. J. *In vivo* dosimetry during external photon beam radiotherapy. *Int. J. Rad. Onc. Biol. Phys.*, v. 43, n.2, p. 245-259, 1999.
- 7 HAMERS, H. P.; JOHANSSON, K. A.; VENSELAAR, J. L. M.; DE BROUWER, P.; HANSSON, U.; MOUDI, C. Entrance and exit TL-dosimetry in the conservative treatment of breast cancer: a pilot study for the EORTC-Radiotherapy Cooperative Group. *Radiother. Oncol.*, v. 22, p. 280-284, 1991.
- 8 HERBERT, C. E.; MARTIN, A. E.; JOSEPH, D. J. Feasible measurement errors when undertaking *in vivo* dosimetry during external beam radiotherapy of the breast. *Med. Dosim.*, v. 28, n. 1, p. 45-48, 2003.
- 9 HEUKELOM, S.; LANSON, J. H.; MIJNHEER, B. J. Comparison of entrance and exit dose measurements using ionization chambers and silicon diodes. *Phys. Med. Biol.*, v. 36, p. 47-59, 1991.
- 10 HEUKELOM, S.; LANSON, J. H.; VAN TIENHOVEN, G.; MIJNHEER, B. J. *In vivo* dosimetry during tangential breast treatment. *Radiother. Oncol.*, v. 22, p. 269-279, 1991.
- 11 HUYSKENS, D.; BOGAERTS, R.; VERSTRAETE, J.; LOOF, M.; NYSTRON, H.; FIORINO, C.; BROGGI, S.; JORNET, N.; RIBAS, M.; THWAITES, D. I. Practical guidelines for the implementation of *in vivo* dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams (entrance dose). ESTRO. Booklet Nr 5, 2001.
- 12 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Radiation dosimetry: electron beams with initial energies between 1 a 50 MeV. ICRU Report 35, 1984.
- 13 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by

Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures, ICRU Report 24, ICRU: Bethesda. 62 p., 1976.

- 14 JORDAN, T. J. Megavoltage X-ray beams: 2-50 MV Central axis depth dose data for use in radiotherapy. *Br. J. Radiol.*, supplement 25, p. 62-110, 1996.
- 15 KRON, T., SCHNEIDER M., MURRAY A. AND MAMEGHAN H. Clinical thermoluminescence dosimetry: How do expectations and results compare? *Radiother. Oncol.*, v. 26, p. 151-161, 1993-b.
- 16 LEUNENS, G.; VAN DAM, J.; DUTREIX, A.; VAN DER SCHUEREN, E. Importance of *in vivo* dosimetry as part of a quality assurance program in tangential breast treatments. *Int. J. Rad. Onc. Biol. Phys.*, v. 28, p. 285-296, 1993.
- 17 LEUNENS, G. ; VERSTRAETE, J. ; VAN DEN BOGAERT, W. et al. Human errors in data transfer during the preparation and delivery of radiation treatment affecting the final result. "Garbage in garbage out." *Radiother. Oncol.*, v. 23, p. 217-222, 1992.
- 18 LEUNENS, G.; VERSTRAETE, J.; VAN DAM, J.; DUTREIX, A.; VAN DER SCHUEREN, E. In vivo dosimetry for tangential breast irradiation: role of the equipment in the accuracy of dose delivery. *Radiother. Oncol.*, v. 22, p. 285-289, 1991.
- 19 LEUNENS, G.; VAN DAM, J.; DUTREIX, A.; VAN DER SCHUEREN, E. Quality assurance in radiotherapy by *in vivo* dosimetry. 2. Determination of the target absorbed dose. *Radiother. Oncol.*, v. 19, p. 73-87, 1990.
- 20 LEUNENS, G.; VAN DAM, J.; DUTREIX, A.; VAN DER SCHUEREN, E. Quality assurance in radiotherapy by *in vivo* dosimetry. 1. Entrance dose measurements, a reliable procedure. *Radiother. Oncol.*, v. 17, p. 141-151, 1990.
- 21 LINSKOU, B. AND LUNDBERG, L. "Clinical applications of thermoluminescent dosimetry". *Thermoluminescence and Thermoluminescent Dosimetry*. By Y. Horowitz, CRC Press, Boca Raton, Florida, p. 49-132, 1984.
- 22 LONCOL, T. H.; GREFFE, J. L.; VYNCKIER, S.; SCALLIET, P. Entrance and exit dose measurements with semiconductors and thermoluminescent dosimeters: a comparison of methods and in vivo results. *Radiother. Oncol.*, v. 41, p. 179-187, 1996.
- 23 MACKINLAY, A. F. *Thermoluminescence Dosimetry*. Medical Physics Handbook 5, Adam Hilger, Bristol, UK, 1981.
- 24 MAYLES, W. P. M.; HEISIG, S.; MAYLES, H. M. O. *Radiotherapy Physics in Practice*. Oxford University Press. Cap. 10. Treatment verification an *in vivo* dosimetry. p. 227-251, 1999.
- 25 METCALFE, P.; KRON, T.; HOBAN, P. The Physics of Radiotherapy X-rays from Linear Accelerators. Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin, p. 91-228, 1997.

- 26 MIJNHEER, B. J.; BATTERMANN, J. J.; WAMBERSIE, A. What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy?. *Radiother. Oncol.*, v. 8, p. 237-252, 1987.
- 27 NILSSON, B.; RUDÉN, B.-I.; SORCINI, B. Characteristics of silicon diodes as patient dosimeters in external radiation therapy. *Radiother. Oncol.*, v. 11, p. 279-288, 1988.
- 28 RUDÉN B. –I Evaluation of the clinical use of TLD. *Acta Radiol. Ther. Phys. Biol.*, v. 15, p. 447-464, 1976.
- 29 RUDÉN B. –I Some applications of thermoluminescence dosimetry in medical and health physics. PhD Thesis, University of Stockholm, Stockholm, Sweden, 1975.
- 30 RUDÉN B. –I. and Nilsson B. Clinical dosimetry by means of thermoluminescent dosimeters. *Proc. XIII Int. Congress of Radiology*, Madrid, Excerpta Medica, Amsterdam, 2, p. 495, 1973.
- 31 RUDÉN B. –I. Two years experience of clinical thermoluminescence dosimetry at the Radiumhemmet. *Proc. 3rd Int. Conf. on Luminescence Dosimetry*, Risö, p. 781, 1971.
- 32 SUNTHARALINGAM, N.; MANSFIELD, C. M. Lithium fluoride dosimeters in clinical radiation dose measurements. *Proc. 3rd Int. Conf. on Luminescence Dosimetry*, Risö, p. 816, 1971.
- 33 SWINNEN, A.; VERSTRAETE, J.; HUYSKENS, D. P. Feasibility study of entrance in vivo dose measurements with mailed thermoluminescence detectors. *Radiother. Oncol.*, v. 73, p. 89-96, 2004.
- 34 TUNG, C. J.; WANG, H. C.; LO, S. H.; WU, J. M.; WANG, C. J. In vivo dosimetry for external photon treatments of head and neck cancers by diodes and TLDs. *Radiat. Protection Dosim.*, p. 45-50, 2004.
- 35 VAN DAM J.; MARINELLO, G. Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy. ESTRO, Booklet Nr 1, Garant; 1994.
- 36 VENABLES, K.; MILES, E. A.; AIRD, E. G. A.; HOSKIN, P. J. The use of in vivo thermoluminescent dosimeters in the quality assurance programme for the START breast fractionation trial. *Radiother. Oncol.*, v. 71, p. 303-310, 2004.
- 37 VIEGAS, C. C. B. Dosimetria in vivo com uso de detectores semicondutores e termoluminescentes aplicada ao tratamento de câncer de cabeça e pescoço. 2003. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.
- 38 WIKIPÉDIA, A ENCICLOPÉDIA LIVRE. Disponível em: <http://pt.wikipedia.org/wiki/Imagem:Epoxy_prepolymer_chemical_structure.png>. Acesso em: 12 jul. 2005.
- 39 ZIMMERMAN, D. W.; RHYNER, C. R.; CAMERON, J. R. Thermal annealing effects on the thermoluminescence of LiF. *Heath Phys.*, v. 12, p. 525-531, 1966.

M23447

Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

Diretoria de Pesquisa, Desenvolvimento e Ensino
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 Cidade Universitária CEP: 05508-000
Fone/Fax(0XX11) 3816 - 9148
SÃO PAULO - São Paulo - Brasil
[http: //www.ipen.br](http://www.ipen.br)

O Ipen é uma autarquia vinculada à Secretaria de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento Econômico e Turismo do Estado de São Paulo, gerida técnica, administrativa e financeiramente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do Ministério da Ciência e Tecnologia, e associada à Universidade de São Paulo.