



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Instituto de Física "Gleb Wataghin"

METODOLOGIA DE CALIBRAÇÃO DE DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES

CRISTIANE BARSANELLI RA:980875



Instrumentação para o Ensino – F 809
Orientador: Laura Natal Rodrigues/IPEN
Coordenador: José J. Lunazzi/UNICAMP

CAMPINAS
2003

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO

2 TERMOLUMINESCÊNCIA

2.1 Fundamentos Teóricos

3 DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE

3.1 Dosímetro Termoluminescente (TLD)

3.2 Escolha do Material TL

3.3 Leitura

3.4 Linearidade

3.5 Dependência Energética

2.6 Dependência Angular

3.7 Desvanecimento do Sinal Luminescente

3.8 Sinal de Fundo

3.9 Tratamento Térmico

3.10 Curvas de Emissão

3.11 Calibração

3.12 Armazenamento e Manuseio

3.13 Controle de Qualidade

4 CALIBRAÇÃO DO TLD DE FLUORETO DE LÍTIO (LiF-100)

4.1 Características do LiF:Mg,Ti

4.2 Materiais e Métodos para caracterização do material TL

4.2.1 Método de Limpeza

4.2.2 Método para Tratamento Térmico Pré-Irradiação

4.2.3 Método para Determinação do Tempo de Pré-Irradiação

4.2.4 Método para Pré-Irradiação

4.2.5 Método para Tratamento Térmico Pós-Irradiação

4.2.6 Método para Leitura da Dose Zero

4.2.7 Método para Irradiação e Leitura TL

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

6 CONCLUSÕES

APÊNDICES

APÊNDICE A - Forno

APÊNDICE B - Irradiador

APÊNDICE C - Leitora TL

APÊNDICE D - Estufa

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1 INTRODUÇÃO

Os dosímetros termoluminescentes são amplamente utilizados em radioterapia para medir a dose absorvida liberada nos pacientes submetidos a tratamentos radioterapêuticos. A informação a respeito da dose absorvida liberada é extremamente útil como um controle de qualidade do tratamento assim como é importante no sentido de assegurar que os parâmetros de tratamento corretos estão sendo usados adequadamente no tratamento diário dos pacientes.

A dosimetria termoluminescente é uma das técnicas mais comumente utilizada na dosimetria *in vivo*. As suas aplicações típicas são a avaliação da dose em órgãos críticos assim como medidas em geometrias difíceis.

As maiores vantagens do TLD para dosimetria *in vivo* são o tamanho pequeno dos detectores, sua característica única de medida, e o fato de que os materiais termoluminescentes consistem basicamente de um único material. Desta forma, a leitura do TLD geralmente é independente da distribuição angular da radiação. Este é um fator importante para medidas em geometrias complicadas onde se torna difícil estimar em qual direção a radiação está incidindo. Os detectores TLD são tipicamente pré-embalados antes de serem colocados na pele do paciente em localizações apropriadas após o posicionamento. Tal fato causa interferências mínimas com relação ao posicionamento do paciente bem como com o tratamento propriamente dito. A maior desvantagem do TLD é a demora na leitura bem como a perda do sinal após o processo de leitura. Entretanto, na radioterapia fracionada é exequível obter os resultados das medidas após a primeira fração do tratamento e antes da próxima fração a ser liberada ao paciente.

2 TERMOLUMINESCÊNCIA

2.1 Fundamentos Teóricos

Certos materiais quando aquecidos, após receberem uma exposição à radiação ionizante, tornam-se capazes de emitir luz. Esses materiais são ditos termoluminescentes.

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

Quando o cristal é exposto à radiação ionizante, são produzidos pares de elétrons e buracos, que migram através do mesmo, até que se recombinem ou que sejam capturados em estados metaestáveis de energia, localizados na banda proibida, denominados armadilhas. Aquecendo-se o material, os elétrons, ou os buracos, conforme o tipo de armadilha, absorvendo energia térmica, escapam das armadilhas, indo os elétrons para a banda de condução e os buracos, para a banda de valência. Sendo as armadilhas de elétrons mais rasas, estes escapam antes que os buracos adquiram suficiente energia para se libertarem das suas armadilhas. Os elétrons vão, então, para a banda de condução e podem se movimentar livremente no cristal até se recombinarem com os buracos armadilhados, eventualmente havendo a emissão de luz. No caso das armadilhas de buracos serem mais rasas, estes são liberados antes dos elétrons, seguem para a banda de valência e podem se movimentar com liberdade pelo cristal até se recombinarem com os elétrons armadilhados, podendo também ocasionar a emissão de luz.

A quantidade de luz emitida é mensurável, aumentando a sua intensidade com a população de elétrons ou buracos armadilhados, conforme o tipo de armadilha. Ela cresce com a exposição até atingir um máximo. Desta forma, a luz

medida na emissão termoluminescente depende da população de elétrons, ou buracos que por sua vez, depende da exposição recebida pelo cristal.

3 DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE

3.1 Dosímetro Termoluminescente (TLD)

Muitos materiais apresentam propriedades termoluminescentes. Contudo, para poder ser considerado um dosímetro, o material TL deve apresentar algumas características:

- (a) resposta linear para um amplo intervalo de doses;
- (b) resposta preferencialmente pouco dependente da energia dos fótons;
- (c) sensibilidade mesmo para doses muito pequenas (entre 0,005 e 0,2 mSv);
- (d) resposta estável, mesmo sob condições climáticas desfavoráveis;
- (e) resposta reproduzível, mesmo para doses pequenas (próximas do limite de detecção do material);
- (f) curva de emissão TL simples, de preferência com um único pico de emissão, ou com picos de emissão bem resolvidos.

3.2 Escolha do Material TL

A escolha do material depende do tipo de radiação que se quer medir, pois as radiações interagem de forma diferente com a matéria dependendo do seu tipo (radiação eletromagnética, partículas carregadas leves/pesadas, nêutrons).

As principais substâncias utilizadas como materiais termoluminescentes para dosimetria são o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (sulfato de cálcio dopado com disprósio); o $\text{CaSO}_4:\text{Mn}$ (dopado com manganês); o LiF (fluoreto de lítio) e a CaF_2 (fluorita). No Brasil, o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (produzido no IPEN/CNEN-SP) e o LiF, são os mais utilizados. Na referência 2 é também citado LiBO_4 (borato de lítio) como um dos materiais termoluminescentes empregados na maioria dos usos médico. CaSO_4 e CaF_2 são mais sensíveis e podem ser usados em medidas de doses muito baixas. A TAB. 1 apresenta um sumário das propriedades desses quatro materiais.

O material mais comumente usado em radioterapia é o LiF. O processo de produção foi originalmente patenteado pela Harshaw, que produz três tipos de materiais: TLD 100 (92.5% de ^7Li e 7.5% de ^6Li), TLD 600 (95.62% de ^6Li e 4.38% de ^7Li) e TLD 700 (0.07% de ^6Li e 99.93% de ^7Li).

TABELA 1 - Propriedades do TLD de LiF

Propriedades	LiF
Material de dopagem mais comum	Mg, Ti
Número atômico efetivo (tecido 7.4)	8.14
Densidade	2.64
Poder de frenagem (em relação a água)	
A 100 keV	0.808
At 10 MeV	0.809
Coefficiente de absorção de energia por massa (em relação ao ar)	
A 100 keV	0.875
A 10 MeV	0.859
Temperatura do pico dosimétrico (°C)	190, 210
Outros picos (°C)	70, 130, 170 235, 260
Comprimento de onda (nm)	400
Desvanecimento em 1 mês (aprox.) (%)	<1
Ciclo de Aquecimento	1h at 400°C 16h at 80°C
Supralinearidade (Gy)	1
Dose Mínima Detectável (μGy)	100
Dose Máxima (kGy)	1

Fonte: Referência [2].

3.3 Leitura

Para a leitura da dose aplicada ao TLD é imprescindível que a forma de aquecimento e o método de mensuração da luz produzida sejam confiáveis.

A leitora é o instrumento utilizado para avaliar a dose em função da luz emitida. É composto de um sistema que faz um aquecimento controlado, de uma válvula fotomultiplicadora, que transforma o sinal luminoso em um sinal elétrico amplificado, e de um sistema de processamento e apresentação (display) do sinal.

3.4 Linearidade

A curva da resposta de um dosímetro TL em função da dose compreende, geralmente, três regiões: região linear, supralinear e de saturação. A primeira é a de maior interesse em dosimetria, visto que permite uma maior exatidão nas medidas.

A discussão que se segue está baseada nas propriedades do LiF, mas os princípios aplicam-se a qualquer dosímetro termoluminescente.

De acordo com a referência 2, o LiF é linear até cerca de 1 Gy, após isso se torna supralinear. Na região supralinear, a resposta TL deixa de ser proporcional à dose. Em radioterapia, quase sempre é necessário se operar nesta região.

A correção necessária pode ser estabelecida através da curva da leitura do TLD em função da dose de radiação. Uma fórmula empírica útil para corrigir a supralinearidade é dada pela seguinte expressão:

$$C_{\text{supralin}} = (1 + 0.0278D - 0.000265D^2)^{-1} \quad (1)$$

Em que D em Gy é a dose absorvida e C_{supralin} é o fator pelo qual se deve multiplicar a leitura para corrigir para a supralinearidade do TLD em questão. De acordo com a referência 2, essa fórmula trabalha satisfatoriamente até 20 Gy. A aplicabilidade da fórmula e a aproximação dos coeficientes devem ser estabelecidas para cada sistema TLD a ser empregado.

Segundo a referência 9, para valores de dose maiores que 10^5 Gy, a curva de resposta da maioria dos dosímetros TL atinge a região de saturação. O fenômeno é interpretado como uma diminuição do número de armadilhas disponíveis para a captura dos elétrons. Esta região não tem utilidade em dosimetria.

3.5 Dependência Energética

A dependência energética é definida como uma medida da energia absorvida pelo material TL em comparação com a energia absorvida por uma material de referência (normalmente o ar), quando submetido a condições idênticas de exposição aos fótons.

A dependência da resposta com a energia dos fótons pode ser avaliada através da razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa do detector, $(\mu_{en}/\rho)_d$, e do ar, $(\mu_{en}/\rho)_{ar}$, respectivamente, na faixa de energia que vai, segundo referência 9, até 3 MeV. Assim, se $S(E)$ é a dependência energética da resposta de um detector TL para a radiação eletromagnética, tem-se que

$$S(E) = \frac{(\mu_{em}/\rho)_d}{(\mu_{em}/\rho)_{ar}} \quad (2)$$

Segundo a referência 2, a literatura sobre a dependência energética do LiF é freqüentemente contraditória e extensa. Ainda, a base teórica é a fórmula de Burlin para a proporção entre a dose do fóton $D_{detector}$ registrada pelo detector de radiação e a dose D_{meio} do meio no qual é colocado:

$$D_{detector} = D_{meio} [d(pfm) + (1-d)S(E)] \quad (3)$$

Em que d é um fator que considera a atenuação dos elétrons secundários no detector, pfm é o valor para o poder de freamento de massa.

3.6 Dependência Angular

A dependência angular do TLD representa problema somente quando a orientação do detector pode afetar o tamanho da cavidade. Isso é mais importante para elétrons e em braquiterapia, onde o gradiente de dose pode ser alto. Entretanto, é sempre apropriado irradiar normal a superfície plana do detector.

3.7 Desvanecimento do Sinal Luminescente

O desvanecimento do sinal termoluminescente que ocorre entre as irradiações e a leitura, é causado pelos elétrons nas armadilhas de baixa energia movendo-se para o estado fundamental. Por ser essencialmente um efeito

termodinâmico é que as armadilhas de mais baixas temperaturas são as mais afetadas. O ciclo de leitura deve incluir um aquecimento pré-leitura a cerca de 80°C para se eliminar o sinal dos picos de baixa temperatura.

Na TAB. 2 são apresentados valores de desvanecimento térmico medidos para o LiF:Mg,Ti.

TABELA 2 - Temperaturas e meias-vidas, a 20°C, de picos de emissão TL do LiF:Mg,Ti.

Número do Pico	Temperatura(°C)	Meia-Vida
I	70	5 minutos
II	130	10 horas
III	170	0,5 ano
IV	200	7 anos
V	225	80 anos

3.8 Sinal de Fundo

Algumas doses são registradas mesmo se o dosímetro não tenha sido irradiado. Sob condições normais, os sinais de fundo são da ordem de 0.2 mGy e provem dos seguintes parâmetros:

- (i) A corrente escura da fotomultiplicadora: essa corrente aumenta com a exposição à luz. É importante deixar o instrumento por várias horas para estabilizar-se sempre que for exposto à luz ambiente. Seria ideal deixar o instrumento permanentemente ligado, o que aumentaria a estabilidade da calibração.
- (ii) Sinais residuais de irradiações anteriores: podem ser removidos por aquecimento.
- (iii) Luminescência de fundo: dosímetros não irradiados produzem um pequeno sinal luminescente. Esse sinal pode ser reduzido fazendo-se a leitura dos dosímetros em uma atmosfera de nitrogênio livre de oxigênio.

Os sinais de fundo devem ser verificados primeiro com a prancheta vazia e depois com um detector não irradiado. É importante verificar se o sinal residual do

detector foi eliminado com sucesso pela escolha do ciclo de aquecimento adequado.

3.9 Tratamento Térmico

O tratamento térmico tem por finalidade devolver ao dosímetro as condições existentes antes da sua primeira exposição à radiação ionizante, ou seja, remover o sinal residual. O processo de aquecimento também ajusta um outro fator crítico que é a sensibilidade do dosímetro. Por isso, grupos de dosímetros devem ser submetidos a ciclos de aquecimento idênticos. Isso é alcançado colocando-se todos os dosímetros juntos em um forno em uma bandeja feita de vidro, aço inoxidável ou alumínio deionizado.

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

3.10 Curvas de Emissão

A curva de emissão representa a intensidade de luz emitida por um material TL em função da temperatura ou do tempo de aquecimento a que este é submetido. Esta curva pode apresentar um ou mais máximos, denominados picos de emissão, conforme o número de diferentes armadilhas presentes no material e suas profundidades.

O que se considera como a resposta de um dosímetro TL é a área sob a parte estável da curva de emissão, ou seja, a área sob um ou mais picos localizados a temperaturas elevadas.

O procedimento escolhido para o tratamento térmico do LiF:Mg,Ti influi na estrutura da sua curva de emissão TL, modificando, drasticamente, as relações entre as intensidades dos seus picos de emissão.

3.11 Calibração

A técnica de calibração usada depende da forma do dosímetro e da exatidão exigida. O número máximo de dosímetros em um lote é limitado pela estabilidade da calibração da leitora e a necessidade de assegurar que o lote todo seja submetido a um ciclo de aquecimento idêntico. Cada lote novo deve ser irradiado e aquecido uma ou duas vezes antes de se obterem resultados confiáveis. O efeito destas irradiações preliminares é completar algumas armadilhas permanentemente.

Após a pré-irradiação inicial, pelo menos três irradiações devem ser executadas, tomando-se cuidado para dar a mesma dose para cada dosímetro.

3.12 Armazenamento e Manuseio

Os materiais TLD não devem ser contaminados principalmente com gordura, e por isso não devem ser manuseados com a mão. Chips contaminados devem ser lavados com metanol puro e enxaguados em água deionizada. Os dosímetros severamente contaminados devem ser descartados.

4 CALIBRAÇÃO DO TLD DE FLUORETO DE LÍTIO (LiF-100)

Os dosímetros de Fluoreto de Lítio utilizados para a calibração pertencem ao setor de Radioterapia do Hospital Israelita Albert Einstein. Foram emprestados 474 (quatrocentos e setenta e quatro) LiF-100, provavelmente de lotes diferentes (diferentes datas de fabricação) que, depois de caracterizados, poderão ser empregados no controle da dose absorvida liberada aos pacientes em tratamentos no hospital.

4.1 Características do LiF:Mg,Ti

O fluoreto de Lítio com, aproximadamente, 100 ppm de magnésio e 10 ppm de titânio como impurezas essenciais, ativadores, é um dos materiais **mais** empregados em dosimetria pessoal, ambiental e aplicações médicas. Isso se deve a sua quase equivalência ao tecido e pouca dificuldade associada ao seu uso.

A curva de emissão TL do LiF:Mg, Ti, entre 50 e 450°C, apresenta 10 picos, sendo que, em dosimetria, utiliza-se, normalmente, os denominados picos 4 e 5, localizados, respectivamente, em torno de 160 e 190°C, segundo Da Rosa. Sendo o pico 5, denominado pico dosimétrico do material, o mais importante.

4.2 Materiais e Métodos para caracterização do material TL

4.2.1 Método para Limpeza

O material TLD foi lavado com álcool metílico (metanol) e enxaguado com água destilada. Em um béquer contendo metanol, foram colocados cerca de 50 TLDs, que permaneceram sob agitação manual por aproximadamente 5 minutos. Após este processo, foram removidos com uma pinça para outro béquer contendo água destilada e, em seguida, colocados sobre papel toalha para pré-secagem. O material foi levado à estufa, a uma temperatura de 60°C por 15 minutos, para promover uma secagem completa. O mesmo procedimento foi realizado para os demais TLs disponíveis. Foram guardados em recipiente apropriado (normalmente usa-se tubo de filme fotográfico).

4.2.2 Método para Tratamento Térmico Pré-Irradiação

Segundo Williams e Thwaites, as recomendações sobre os ciclos de aquecimentos adequados variam. No entanto o ciclo constituído de um aquecimento a 400°C por 1,5 horas seguido de outro ciclo de 16 horas a 80°C tem se mostrado satisfatório para o LiF. Optou-se por um ciclo de 400°C por 1 hora seguido de 2 horas a 100°C, como sugerido na referência 9.

Os 474 detectores foram separados em 5 lotes (4 lotes de 100 e 1 lote de 74). No primeiro lote foram colocadas as pastilhas que apresentavam uma coloração mais clara (esbranquiçada), visto que o escurecimento do material pode indicar mais tempo de uso e/ou fabricação, ou mesmo contaminação. Os cinco lotes foram submetidos a tratamento térmico idênticos. Foi utilizado um bquer para o tratamento de cada lote. Utilizou-se um forno para o aquecimento a 400°C e a 100°C foi utilizada uma estufa. Após cada aquecimento, o bquer foi colocado sobre uma superfície refratária, onde permaneceu até atingir a temperatura ambiente.

4.2.3 Método para Determinação do Tempo de Pré-Irradiação

Antes de proceder à determinação do tempo de pré-irradiação, foram feitos testes para se verificar a capacidade de reprodutibilidade da resposta e da sensibilidade dos circuitos eletrônicos da leitora utilizada (Harshaw 2000A/B). O teste consistiu da leitura da *Lâmpada Padrão* (LP) ou *Luz de Referência*, feita com a prancheta aberta sem material termoluminescente. Foram realizadas três séries de medidas, com aproximadamente 100 leituras cada, durante três dias.

O tempo de pré-irradiação é determinado a partir da análise das leituras realizadas, sendo que leituras com maior reprodutibilidade podem indicar o tempo de irradiação mais adequado.

O primeiro lote, identificado como “Lote 1”, foi numerado de 1 a 100. Com as pastilhas de 21 a 44, separadas em 6 grupos de 4 cada, procedeu-se as irradiações nos tempos 5, 7, 9, 11,13 e 15 minutos respectivamente. Os resultados das leituras encontram-se na TAB. 3.

4.2.4 Método para Pré-Irradiação

Foram confeccionadas duas plaquetas de acrílico no formato e medida da cavidade deslizante do Irradiador utilizado, com a finalidade de fixar as pastilhas a serem irradiadas em seu centro e, assim, garantir maior homogeneidade na dose

recebida. As pastilhas numeradas de 1 a 20 foram embrulhadas, quatro a quatro, em papel alumínio e submetidas à irradiação por 9 minutos (tempo que apresentou respostas mais reprodutíveis, ver TAB. 3). Antes e após as leituras das 20 pastilhas, foi feito o teste da lâmpada padrão.

4.2.5 Método para Tratamento Térmico Pós-Irradiação

Depois de terem sido pré-irradiadas por um período de 9 minutos, as 20 pastilhas de fluoreto de lítio foram submetidas a um aquecimento em uma estufa, a 100°C por 15 minutos, em seguida resfriadas sobre uma superfície refratária até a temperatura ambiente.

4.2.6 Método para Leitura da Dose Zero

De acordo com a referência 9, a leitura da dose zero de um detector termoluminescente, L_0 , ou seja, a leitura do detector não irradiado, é descrita como uma soma de duas componentes, a leitura apresentada pelo aparelho TL sem detector, α_0 , e a leitura do detector não exposto a radiação propriamente dita, α_u .

Depois de pré-irradiados, os 20 detectores foram novamente aquecidos, conforme descrito em 4.2.2. Em seguida foram feitos seis séries de leituras na seqüência: lâmpada padrão (10 leituras), α_0 , α_u (para cada detector) e, novamente lâmpada padrão. Os valores das leituras encontram-se na TAB. 4.

4.2.7 Método para Irradiação e Leitura TL

Após a leitura da dose zero de cada detector, os 20 detectores foram separados em 5 grupos e cada grupo foi irradiado com diferentes doses, proporcionais ao tempo de exposição à fonte. Foram submetidos a aquecimento pós-irradiação (4.2.5) e, depois, procedeu-se à leitura da carga armazenada.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

TABELA 3 – Leituras TL em função do tempo de pré-irradiação

		Tempo de Pré-Irradiação					
Série	Pastilha	Tempo (s)	Leitura(η C)	Série	Pastilha	Tempo (s)	Leitura(η C)
I	21	330	1,906	IV	33	660	3,431
	22		2,142		34		3,341
	23		2,011		35		1,927
	24		1,604		36		2,182
II	25	420	2,271	V	37	780	3,287
	26		1,180		38		3,679
	27		2,389		39		2,386
	28		1,166		40		2,692
III	29	540	2,642	VI	41	900	4,595
	30		2,630		42		2,773
	31		2,826		43		3,076
	32		2,383		44		2,982

A reprodutibilidade pode ser medida realizando-se repetidas medidas para as quais o desvio padrão s pode ser calculado através da definição

$$s = \left[\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (R_i - \text{média})^2 \right]^{1/2} \quad (4)$$

onde n é o número de leituras realizadas e R_i são as leituras individuais.

Das leituras apresentadas na TAB. 3, as pastilhas 29 a 32, submetidas a uma irradiação de 540 segundos, apresentaram resultados de leituras mais reprodutíveis em relação as demais, ou seja, menor desvio padrão (dentro de $\pm 16\%$).

Com relação aos resultados apresentados na TAB. 4, pôde-se perceber que as leituras de α_o foram maiores e menos reprodutíveis nas séries 1 e 2, e isto se deve ao fato de que nessas duas séries, a leitura de α_o foi alternada com a leitura de α_u , ou seja, fez-se a leitura com a prancheta fechada sem material TL

seguida da leitura com material TL, o que pode ter ocasionado uma fuga de luz do interior da gaveta.

TABELA 4 – Leitura da Dose Zero para cada detector TL

Leitura L_o												
\overline{L}_p	Série 1			Série 2			Série 3			\overline{L}_p	Lo	
	Pastilha	α_o	α_u	Lo	α_o	α_u	Lo	α_o	α_u			Lo
	1	0,379	0,416	0,795		0,312	0,510	0,822		0,248	0,458	0,706
	2	0,288	0,402	0,690		0,213	0,443	0,656		0,165	0,480	0,645
	3	0,284	0,359	0,643		0,235	0,445	0,680		0,167	0,452	0,619
	4	0,268	0,341	0,609		0,208	0,447	0,655		0,159	0,493	0,652
	5	0,259	0,410	0,669		0,233	0,526	0,759		0,161	0,536	0,697
	6	0,248	0,344	0,592		0,204	0,414	0,618		0,165	0,412	0,577
	7	0,237	0,359	0,596		0,203	0,376	0,579		0,160	0,386	0,546
	8	0,242	0,397	0,639		0,206	0,507	0,713		0,161	0,451	0,612
	9	0,252	0,311	0,563		0,215	0,381	0,596		0,166	0,375	0,541
157,41	10	0,248	0,288	0,536	156,93	0,211	0,507	0,718	156,48	0,160	0,422	0,582
	11	0,246	0,308	0,554		0,212	0,394	0,606		0,164	0,568	0,732
	12	0,239	0,302	0,541		0,239	0,439	0,678		0,167	0,426	0,593
	13	0,240	0,298	0,538		0,222	0,610	0,832		0,153	0,418	0,571
	14	0,228	0,347	0,575		0,223	0,404	0,627		0,164	0,328	0,492
	15	0,252	0,372	0,624		0,212	0,403	0,615		0,164	0,412	0,576
	16	0,253	0,587	0,840		0,220	0,419	0,639		0,169	0,394	0,563
	17	0,248	0,318	0,566		0,267	0,384	0,651		0,166	0,429	0,595
	18	0,220	0,531	0,751		0,169	0,395	0,564		0,164	0,392	0,556
	19	0,228	0,300	0,528		0,238	0,336	0,574		0,165	0,366	0,531
	20	0,224	0,317	0,541		0,170	0,313	0,483		0,165	0,600	0,765
		0,254				0,221				0,168		
	Série 4			Série 5			Série 6					

1	0,186	0,512	0,698	0,332	0,443	0,775	0,282	0,396	0,678
2	0,176	0,472	0,648	0,211	0,485	0,696	0,191	0,322	0,513
3	0,174	0,545	0,719	0,201	0,657	0,858	0,182	0,358	0,540
4	0,178	0,554	0,732	0,187	0,644	0,831	0,184	0,364	0,548
5	0,166	0,550	0,716	0,187	0,303	0,490	0,179	0,395	0,574
6	0,175	0,539	0,714	0,184	0,443	0,627	0,178	0,342	0,520
7	0,171	0,508	0,679	0,183	0,485	0,668	0,181	0,395	0,576
8	0,180	0,572	0,752	0,187	0,529	0,716	0,176	0,403	0,579
9	0,174	0,509	0,683	0,179	0,521	0,700	0,179	0,412	0,591
156,45	10	0,175	0,537	0,712	156,5	0,186	0,527	0,713	156,39
	11	0,181	0,481	0,662	9	0,179	0,460	0,639	
	12	0,173	0,548	0,721		0,181	0,526	0,707	
	13	0,174	0,526	0,700		0,190	0,261	0,451	
	14	0,177	0,391	0,568		0,192	0,299	0,491	
	15	0,180	0,550	0,730		0,183	0,519	0,702	
	16	0,175	0,607	0,782		0,193	0,614	0,807	
	17	0,176	0,537	0,713		0,178	0,514	0,692	
	18	0,174	0,497	0,671		0,215	0,449	0,664	
	19	0,174	0,475	0,649		0,202	0,457	0,659	
	20	0,176	0,376	0,552		0,190	0,421	0,611	
		0,176			0,197				0,188

Nas séries 3 a 6, foram lidos todos os valores de α_o e somente após, foi lido o α_u de cada TL. As primeiras leituras de α_o destas quatro últimas séries apresentaram valores maiores pelo mesmo motivo exposto acima.

A média dos valores de α_o , $\overline{\alpha_o}$, obtidos das séries 1 a 6 (TAB. 4) é 0,201. O valor médio da dose zero de cada detector $\overline{L_o}$, apresentado na TAB.5, corresponde a seguinte soma

$$\overline{L_o} = \overline{\alpha_o} + \overline{\alpha_u} \quad (5)$$

TABELA 5 – Leituras TL e Dose Zero Normalizadas para Lâmpada Padrão

Pastilha	$\overline{\alpha_o}$	$\overline{L_p}$	L_d	L_d normalizado ($L_p=160,0$)	$\overline{\alpha_o}$	$\overline{L_p}$	$\overline{L_o}$	L_o normalizado ($L_p=160,0$)
----------	-----------------------	------------------	-------	--------------------------------------	-----------------------	------------------	------------------	--------------------------------------

1		3,656	3,729		0,657	0,671		
2		4,804	4,900		0,635	0,649		
3		5,739	5,853		0,670	0,685		
4		3,705	3,779		0,675	0,690		
5		4,239	4,323		0,654	0,669		
6		3,929	4,007		0,617	0,630		
7		3,457	3,526		0,619	0,633		
8		4,245	4,329		0,678	0,693		
9		6,656	6,789		0,619	0,633		
10	0,223	156,86 5	4,608	4,700	0,201	156,52 0	0,647	0,661
11		5,674	5,787		0,632	0,646		
12		6,752	6,887		0,663	0,678		
13		4,892	4,989		0,602	0,615		
14		7,369	7,516		0,539	0,551		
15		7,815	7,971		0,650	0,665		
16		5,370	5,477		0,709	0,725		
17		8,766	8,941		0,624	0,637		
18		8,118	8,280		0,639	0,653		
19		7,758	7,913		0,583	0,596		
20		8,521	8,691		0,586	0,599		

A resposta da leitura TL em função da dose aplicada em cada grupo de detectores, bem como as médias destes valores para cada grupo estão na TAB. 6. A curva da resposta TL, a partir destes valores, está ilustrada na FIG. 1.

TABELA 6 – Leitura do detector TL em função da dose

Tempo (s)	Dose (cGy)	Pastilha	L_d (nC)	$\overline{L_d}$
900	0,2565	5	4,239	3,967
		6	3,929	
		7	3,457	
		8	4,245	
1200	0,342	1	3,656	4,476
		2	4,804	
		3	5,739	
		4	3,705	
1500	0,4275	9	6,656	5,922
		10	4,608	
		11	5,674	
		12	6,752	

		13	4,892	
1800	0,513	14	7,369	6,361
		15	7,815	
		16	5,370	
		17	8,766	
2100	0,5985	18	8,118	8,290
		19	7,758	
		20	8,521	

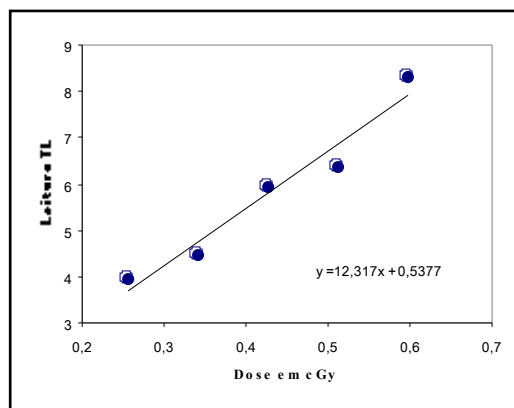


FIGURA 1 – Curva da resposta TL em função da dose

A dose mínima detectável por um detector TL é calculada por três desvios padrões, s , da sua leitura média de dose zero, \overline{L}_o . Sendo L_d a leitura do detector TL irradiado, segue que se

$$L_d - \overline{L}_o < 3s \quad (6)$$

Considera-se que o mesmo foi exposto a uma dose inferior ao seu limite de detecção. Contudo, se

$$L_d - \overline{L}_o \geq 3s \quad (7)$$

Considera-se o resultado da diferença (7) como a resposta do detector TL à dose a qual foi exposto.

TABELA 7 – Dose Mínima Detectável por um detector TL

Pastilha	Dose (cGy)	$L_d - \overline{L}_o$	s	$3s$
----------	------------	------------------------	-----	------

1		3,057	0,048	0,143
2	0,342	4,251	0,063	0,189
3		5,168	0,115	0,346
4	_____	3,089	0,115	0,345
5		3,654	0,099	0,298
6	0,2565	3,377	0,073	0,219
7		2,893	0,062	0,187
8	_____	3,637	0,071	0,213
9		6,156	0,082	0,246
10	0,4275	4,039	0,097	0,291
11		5,141	0,091	0,274
12	_____	6,209	0,094	0,281
13		4,374	0,142	0,427
14	0,513	6,965	0,055	0,166
15		7,306	0,070	0,210
16	_____	4,752	0,105	0,314
17		8,303	0,088	0,264
18	0,5985	7,627	0,066	0,199
19		7,317	0,069	0,208
20		8,092	0,117	0,350

Os resultados apresentados na TAB. 7 mostraram que $L_d - \bar{L}_o \geq 3s$, para todos os detectores e, portanto, a diferença $L_d - \bar{L}_o$, corresponde à dose mínima detectável de cada detector TL.

6 CONCLUSÕES

Este trabalho foi extremamente importante em termos de aprendizado uma vez que possibilitou adquirir conhecimentos específicos sobre a metodologia de dosímetros termoluminescentes. A instrumentação envolvida é totalmente nova em um meio acadêmico, sendo basicamente usada para fins de pesquisa e para avaliação de dose em trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação ionizante.

Com a finalidade de adquirir uma familiaridade maior com a instrumentação envolvida, buscou-se utilizar um material termoluminescente que já fosse amplamente utilizado. Para tal, o Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo, gentilmente emprestou um lote de cerca de 500 dosímetros termoluminescentes para este fim.

No entanto, por se tratar de um lote relativamente grande e proveniente, sobretudo de lotes adquiridos em épocas diferentes, foi selecionado um lote de apenas 20 dosímetros TLD. Todo o estudo de caracterização destes TLDs foi baseado neste lote.

Os resultados das medidas mostraram em alguns casos uma variação maior que pode ser atribuída a esta amostragem. No entanto, o trabalho foi extremamente importante no entendimento e compreensão de cada etapa necessária para caracterizar um lote de dosímetros, estabelecendo assim a sua calibração bem como a sua reprodutibilidade. Isto possibilitará a sua utilização com segurança e confiabilidade que são fatores imprescindíveis para a sua utilização quer seja para avaliação de dose em trabalhadores quer seja em pacientes submetidos a tratamentos radioterapêuticos.

APÊNDICES

APÊNDICE A - Forno

Utilizou-se o forno EDG, série FI, do Laboratório de Materiais Dosimétricos do Departamento de Metrologia das Radiações do IPEN/CNEN-SP.

Operação

Ligado o forno a temperatura sobe até a temperatura (programável) do 1º patamar (T_1), a uma velocidade (programável) de aquecimento (VA) que varia de 2 a 8°C/min linearmente.

Atingida a temperatura T_1 , esta é mantida durante o tempo (programável) do 1º patamar (t_1). Ao final de t_1 , a temperatura se eleva até t_2 (tempo do 2º patamar, também programável), na velocidade de VA.

A temperatura T_2 se mantém pelo tempo t_2 , após o qual soa o alarme indicando o fim do ciclo. A lâmpada indicadora do tempo t_2 permanece piscando e a temperatura T_2 é mantida ou desligada conforme programação da chave (liga/desliga temperatura).

Programação

Toda programação é feita com o aparelho ligado. Depois de programado, o aparelho deve ser desligado por alguns instantes e novamente ligado quando entrará efetivamente em operação. A programação não se desfaz ao se desligar o equipamento.

A seguinte programação foi adotada para o tratamento térmico descrito em 4.2.2: Aquecimento até uma temperatura desejada, com um determinado tempo de permanência nesta temperatura.

Programação

t_10 min.

T_10°C.

t_21,5 h.

T_2400°C.

APÊNDICE B - Irradiador

Os dosímetros termoluminescentes foram irradiados utilizando-se o Irradiador Pneumático *JLShepherd*, modelo Mark IV-G, contendo uma fonte de Cs-137, centrada na cavidade, com taxa de dose de 28.1 mR/minute, calibrada em 28/out/1987, cuja atividade em 14/out/1987 era de 100mCi.

A unidade pertence ao Laboratório de Materiais Dosimétricos do Departamento de Metrologia das Radiações do IPEN/CNEN-SP.

Através da página eletrônica do Nist¹ foi possível obter a meia-vida do Cs-137 em dias ($11018,3 \pm 9,5$).

APÊNDICE C - Leitora TL

Foi utilizada a leitora TL Harshaw, modelo 2000 A/B, do Laboratório de Materiais Dosimétricos do Departamento de Metrologia das Radiações do IPEN/CNEN-SP.

O módulo A possui uma prancheta metálica para acomodação do TLD, que funciona como uma resistência elétrica, aquecendo o dosímetro. A refrigeração do sistema é feita com nitrogênio. Este módulo consiste ainda de um tubo fotomultiplicador, que converte a luz em corrente elétrica e a amplifica. A corrente amplificada é enviada para o módulo B, que a integra e apresenta o valor medido no *display*.

APÊNDICE D - Estufa

A estufa empregada no tratamento térmico pertence ao Laboratório de Materiais Dosimétricos do Departamento de Metrologia das Radiações do IPEN/CNEN-SP.

¹ <http://www.physics.nist.gov>

Operação

Ajusta-se a temperatura de trabalho e aguarda-se um tempo, cerca de 30 minutos, para que a temperatura se estabilize no valor desejado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1 TAUHATA I, SALATI I.P.A, DI PRINZIO R. e DI PRINZIO A R. **Fundamentos de Radioproteção de Dosimetria**, Instituto de Radioproteção e Dosimetria, CNEN, Rio de Janeiro, 180 p., 1999.

2 J.R.WILLIAMS and D.I.THWAITES. **Radiotherapy Physics in Practice**, Department of Medical Physics and Medical Engineering, University of Edinburgh, Edinburgh, UK.

3 JLShepherd and Associates, Inc., “*Installation and Operation Manual for Mark IV Pneumatic TLD Dosimeter Irradiator*”.

4 EDG Equipamentos e Controles LTDA, manual de operação, Fornos Série FI.

5 The Harshaw Chemical Company, “Instruction Manual”, Model 2000 Thermoluminescence Analyzer.

6 The Harshaw Chemical Company, “Instruction Manual”, Models 2000-A,-C,-P, Thermoluminescence Detectors.

7 MCKINLAY A. F. **Thermoluminescence Dosimetry**, Medical Physics Handbook 5, Adam Hilger, Bristol, UK, 1981.

8 MCKINLAY A.F. **Applications of TLD in medicine. Applied Thermoluminescence Dosimetry**. Bristol, UK, 271-287, 1981.

9 RIBEIRO DA ROSA, L. A., **Dosimetria Termoluminescente Aplicada à Física Médica**, Departamento de Física Médica, Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, 2000.

10 COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR (CNEN). *Regulamentos técnicos referentes ao processo de certificação de sistemas de monitoração individual externa: Desempenho de sistemas de monitoração individual – critérios e condições*. IRD-RT N° 002.01/95.