

ANA LUIZA MENEGATTI PAVAN

Preparo (calibração e tratamento) de Dosímetros Termoluminescentes de Flureto de Lítio
(TLD-LiF)

Monografia apresentada ao instituto de
Biociências de Botucatu como requisito
obrigatório para obtenção do título de
Bacharel em Física Médica referente a
estágio teórico-prático realizado na área
de Radiodiagnóstico.

Orientadora: Prfa. Dra. Diana Rodrigues de Pina

Botucatu- SP

Junho de 2011

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Silmara e Eduardo, que me deram a oportunidade de cursar a faculdade, sempre estiveram ao meu lado nas minhas escolhas e pelo carinho e apoio que me deram durante este período.

Aos meus irmãos, Ana Maria e Guilherme, que também sempre estiveram ao meu lado.

A minha orientadora, Profa. Dra. Diana Rodrigues de Pina, pela oportunidade de estágio, paciência, dedicação, incentivo e conselhos que me ofereceu.

Ao professor Dr. José Ricardo de Arruda Miranda, pelos conselhos e ensinamentos.

Aos professores Drs. Joel, Ney e Roberto, que sempre tiveram paciência de explicar as minhas constantes dúvidas.

A todos os alunos da IV Turma de Física Médica da UNESP de Botucatu.

Aos amigos de faculdade, Káthia Takeda, Mariana Leite, Fernanda Brandão, Alexandre Velo, Matheus Alvarez, Ralph Leite, Marcelo Veloso, Bianca Frizzarin, Maria Fernanda Groth, pela amizade, paciência, grupos de estudo, companheirismo, auxílio dedicados a minha pessoa durante este tempo.

As amigas, Maria Teresa de Oliveira e Renata Buschini, que sempre estiveram extremamente dispostas a me ajudar com os estudos, que sempre me incentivaram e me mostraram que eu era capaz.

As meninas que moro junto, Ana Flora Prado, Camilla Nogueira, Renata Rosa, Maria Eugênia Della Rosa, Mayara Fernandes e Paloma Nardi, por todo o companheirismo, amizade, carinho, paciência, auxílio e incentivo que puderam me dar.

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.
DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: *SULAMITA SELMA CLEMENTE COLNAGO*

Pavan, Ana Luiza Menegatti.

Preparo (calibração e tratamento) de Dosímetros Termoluminescentes de Flureto de Lítio (TLD-LiF) / Ana Luiza Menegatti Pavan. - Botucatu, 2011

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado - Física Médica) - Instituto de Biociências de Botucatu, Universidade Estadual Paulista, 2011

Orientador: Diana Rodrigues de Pina

Capes: 20303025

11. Radiodiagnóstico - Dosímetria. 2. Termoluminescência.

Palavras-chave Dose de Radiação, Dosímetro, Proteção Radiológica, Termoluminescência.

RESUMO

A Dosimetria Termoluminescente (TLD) é uma ferramenta extremamente versátil para a avaliação da dose absorvida por tecidos humanos, devido à interação dos mesmos com a radiação ionizante. As características termoluminescentes (TL) do fluoreto de lítio (LiF) foram estudadas extensivamente primeiramente por apresentar número atômico muito próximo ao do tecido humano e, portanto, conseguir quantificar com fidelidade a radiação recebida na ordem de μGy (micro Gray) a kGy (kilo Gray) .

Foram abordados os princípios físicos envolvido no procedimento de calibração e tratamento dos dosímetros (total de 224 pastilhas), os quais foram separados, após tratamento, em 75 grupos.

Este trabalho foi de suma importância na aplicação dos conceitos físicos abordados durante a formação da graduação no curso de Bacharelado em Física Médica, e pode auxiliar em projetos, em andamento, junto ao grupo de pesquisa de Física Aplicada ao Radiodiagnóstico.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Diagrama esquemático de excitação e estimulação térmica em um cristal TL.	11
Figura 2: Curva de emissão TL típica do LiF	13
Figura 3: Curva típica de resposta TL de um material em função da exposição à radiação	14
Figura 4: Sensibilidade teórica dos cristais TL em função da energia do fótons, calculada como a razão da energia depositada no cristal pela energia depositada no tecido: (1) CaSO ₄ ; (2) CaF ₂ ; (3) Al ₂ O ₃ ; (4) LiF; (5) CaCO ₃ ; (6) SiO ₂ e Li ₂ B ₄ O ₇ ...	17
Figura 5: Curva de Glow Típica do LiF (TLD-100) após o cristal ter sido submetido a tratamento térmico a uma temperatura de 400° durante 1 hora, e leitura após exposição.	19
Figura 6: Espectro de emissão TL de diferentes cristais: (A) CaSO ₄ :Mn; (B) LiF (TLD-100); (C) CaF ₂ :natural e (D) CaF ₂ :Mn.....	20
Figura 7: Termoluminescência integrada em função da exposição do LiF (TLD-100). Observar que a supralinearidade da resposta é mostrada pela linha tracejada.	20
Figura 8: Esquema simplificado do sistema leitor TL.....	24

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Composição isotópica de alguns cristais de LiF.....	19
Tabela 2: Propriedades do TLD-LiF.	22
Tabela 3: Calibração dos Dosímetros Termoluminescentes LiF. Erro! Indicador não definido.	

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

μGy= micro gray

Å= Ângstron

BC= Banda de condução

BG= *background*

BP= Banda proibida

BV= Banda de valência

C= coulomb

CIDRA= Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção

CNEN= Conselho Nacional de Energia Nuclear

DEP= Dose de entrada na Pele

Gy= gray

ICRP= *International Commission on Radiological Protection*

ICRU= *International Commission on Units and Measurements*

IOE= Indivíduo ocupacionalmente exposto

keV= kilo eletron-volt

kVp= kilovoltagem de pico

LiF= Fluoreto de Lítio

MeV= mega eletron-volt

R= Roentgen

TFMs= Tubos fotomultiplicadores

TL= Termoluminescência

TLD-LiF= Dosímetros termoluminescentes compostos por fluoreto de lítio

TLDs= Dosímetros termoluminescentes

USP= Universidade de São Paulo

Z= número atômico

SUMÁRIO

Capítulo I: Introdução	8
1. INTRODUÇÃO	8
Capítulo 2: Fundamentos Teóricos	9
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	9
2.1 HISTÓRICO DA DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE	9
2.2 TERMOLUMINESCÊNCIA	10
2.3 CARACTERÍSTICAS DOS TLDs	12
2.3.1 CURVA DE GLOW	12
2.3.2 CURVA DE RESPOSTA DE DOSE	13
2.3.3 SENSIBILIDADE	15
2.3.4 RESPOSTA ENERGÉTICA	15
2.3.5 ESTABILIDADE	17
2.3.6 O FLUORETO DE LÍTIO	18
2.4 VANTAGENS E DESVANTAGENS DA DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE	21
2.5 TRATAMENTO TÉRMICO DOS DOSÍMETROS	22
2.6 CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS	23
2.7 SISTEMA DE DETECÇÃO E LEITURA	23
Capítulo 3: materiais e métodos	25
3. MATERIAIS E MÉTODOS	25
3.1 MATERIAIS	25
3.2 MÉTODOS	25
3.2.1 TRATAMENTO TÉRMICO, CALIBRAÇÃO E LEITURA DOS DOSÍMETROS	25
Capítulo IV: Resultados	27
4. RESULTADOS	27
Capítulo V: Discussão e Conclusão	30
5. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	30
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	31

Essa pesquisa foi desenvolvida no Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção da Universidade de São Paulo de Ribeirão Preto (CIDRA-USP), sob supervisão da Profa. Dra. Diana Rodrigues de Pina.

Capítulo I: Introdução

1. INTRODUÇÃO

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

É nesse contexto que surge a dosimetria termoluminescente (TL) como uma ferramenta extremamente versátil para a avaliação da dose absorvida por tecidos humanos, devido à interação dos mesmos com a radiação ionizante. A grande variedade de materiais TL e suas diferentes formas físicas permitem a determinação da qualidade da radiação em um intervalo de doses de μGy (micro Gray) a kGy (kilo Gray) [1]. As características TL do fluoreto de lítio (LiF) têm sido estudadas extensivamente na Universidade de Wisconsin, principalmente por apresentar número atômico muito próximo ao do tecido humano e, portanto, conseguir quantificar com fidelidade a radiação recebida pelos indivíduos a ela expostos.. Daniels e seus colaboradores [2-4] foram os primeiros na investigação das possíveis aplicações dos cristais TL como detectores de radiação. Trabalhos posteriores em Wisconsin estenderam esses estudos [5-8].

Essa pesquisa foi desenvolvida com o objetivo de estudar o preparo do DTL-LiF (Dosímetro Termo Luminescente- Fluoreto de Lítio), tanto na sua calibração para faixa de energia de radiodiagnóstico, quanto ao seu preparo. Esses dosímetros serão usados em trabalhos futuros no controle de exposição de indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) à radiações-x, na faixa de energia de radiodiagnóstico [46].

Essa pesquisa é extremamente importante para o grupo de Física Aplicada ao Radiodiagnóstico, a qual utiliza esse dosímetro para estimativa de dose, uma vez que uma mínima dose, envolve um risco de futuras lesões somáticas e/ou hereditárias [10].

Capítulo 2: Fundamentos Teóricos

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 HISTÓRICO DA DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE

Em meados de 1902, as medidas de dose provenientes da radiação ionizante eram determinadas por imagens fluoroscópicas, obtidas pelas próprias mãos dos radiologistas. A quantificação da radiação era feita através da observação de efeitos biológicos, tais como: eritema, dermatite e necrose [11]. Com isso, tornou-se necessária a criação de métodos que visassem avaliar e quantificar os Níveis de Referências de doses terapêuticas, para as várias partes do corpo humano, considerando-se os malefícios advindos do seu uso indiscriminado e injustificado [10].

Por definição, a radiação ionizante absorvida pela matéria produz ionizações. Parte dessa energia absorvida é transformada em calor, enquanto uma pequena fração é utilizada para quebrar ligações químicas. Em alguns tipos de materiais, a energia pode ser armazenada em estados metaestáveis. O fenômeno da liberação de fótons visíveis por aquecimento térmico é denominado termoluminescência. Esse fenômeno tem sido observado por séculos, sempre que certos fluoretos e pedras calcárias eram aquecidos [10].

O fenômeno da termoluminescência é conhecido há bastante tempo. Robert Boyle, em 1663, notificava a Sociedade Real, em Londres, por haver observado a emissão de luz por um diamante, quando este fora aquecido no escuro [12-14]. Posteriormente, outros cientistas como Henri Becquerel, começaram a trabalhar com o fenômeno [14]. Em 1904, Marie Curie observou que as propriedades TL dos cristais podiam ser restauradas, após a exposição dos mesmos à radiação do elemento Rádio [14]. Entre 1930 e 1940, Urbach realizou trabalhos experimentais e teóricos com o fenômeno TL [12-14]. Em 1945, Randall e Wilkins desenvolveram o primeiro modelo [12-15] que permitiu cálculos quantitativos da cinética TL. Posteriormente, foram desenvolvidos outros modelos baseados no modelo de Randall e Wilkins, na tentativa de ajustar melhor a teoria aos resultados experimentais, como, por exemplo, o modelo de dipolos [16] e modelo de competição de armadilhas [17].

Em 1950, Daniels propôs que a termoluminescência poderia ser utilizada como uma ferramenta útil para a dosimetria de radiação [18]. Ele e seu grupo desenvolveram a

instrumentação para essa proposta [19-21]. As primeiras aplicações da termoluminescência em dosimetria foram executadas por Daniels e seus colaboradores para quantificar a radiação após um teste com uma bomba [21]. A dosimetria TL também foi utilizada por Daniels e Brucer para a dosimetria *in vivo* [21]. O procedimento consistiu de um paciente que recebeu uma dose terapêutica de iodo radioativo (I^{131}) e, logo após, trouxe um cristal de LiF. Posteriormente, esse cristal foi recuperado após a passagem pelo trato digestivo, e a termoluminescência foi medida para determinar a radiação recebida pelo paciente.

Embora tenha sido observada uma relação prévia da termoluminescência com os raios-X ou gama [22-24], a sua aplicação para a dosimetria de radiação não foi sugerida. Alguns alunos de Daniels pesquisaram a termoluminescência [19,25-28], mas os aspectos das dosimetrias TL do trabalho de Daniels foram interrompidos por volta de 1955. Em 1960, as pesquisas com dosimetria TL na Universidade de Wisconsin foram retomadas por J. R. Cameron, em colaboração com Daniels e com N. M. Johnson, um estudante graduado em geologia [29].

No final dos anos 50 diversos outros grupos iniciaram trabalhos com dosimetria TL. O grupo de Schulman no Laboratório de Pesquisas Navais desenvolveu um dosímetro composto por fluoreto de cálcio dopado com manganês ($CaF_2:Mn$) [30]. Outros trabalhos foram executados na Bélgica [31], na União Soviética [32] e na Alemanha [33].

A partir de 1960 o uso da dosimetria TL aumentou rapidamente devido às inúmeras vantagens da técnica e da disponibilidade de fósforos (cristais) comerciais e facilidade de instrumentação [46].

2.2 TERMOLUMINESCÊNCIA

Certos materiais quando aquecidos, após receberem uma exposição à radiação ionizante, tornam-se capazes de emitir luz. Esses materiais são ditos termoluminescentes (TL). A termoluminescência é explicada através do modelo de bandas para os níveis de energia dos elétrons nos sólidos. Os materiais TL são, em

geral, cristais iônicos, nos quais a banda de valência (BV) se encontra repleta de elétrons e a banda de condução (BC) vazia, conhecida como banda proibida (BP).

De um modo geral, quando os elétrons de um sólido são excitados por absorção de radiação eletromagnética ou por outro processo qualquer, eles não permanecem por muito tempo nos respectivos níveis mais altos, decaindo por vários processos competitivos. Se o processo de decaimento mais provável envolve a emissão de radiação eletromagnética na região visível do espectro, dizemos que existe luminescência [46]. A figura 1 esquematiza os processos de excitação e estimulação térmica em um cristal TL.

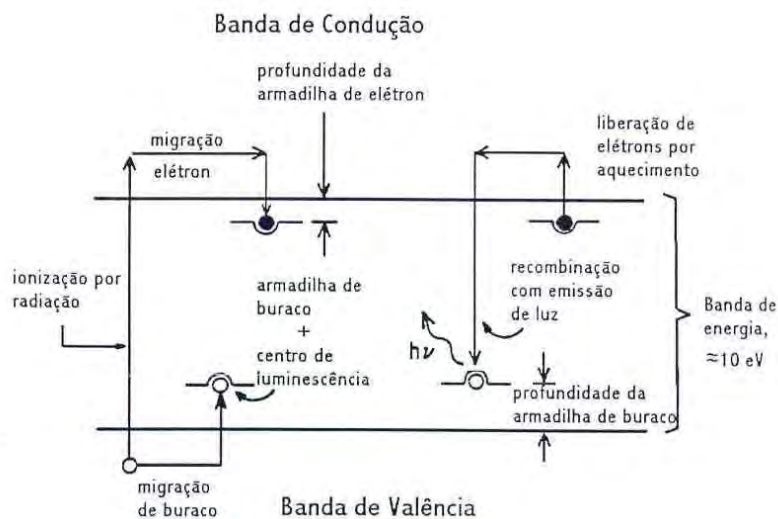


Figura 1: Diagrama esquemático de excitação e estimulação térmica em um cristal TL [14].

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

de impureza superior para um nível de energia de impureza inferior que esteja vazio, com a emissão de radiação eletromagnética com energia que a situe na região visível do espectro, e isso é o que constitui a luminescência.

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

A quantidade de luz é mensurável, aumentando a sua intensidade com a população de elétrons armadilhados, ou seja, essa última é dependente da exposição fornecida ao cristal.

2.3 CARACTERÍSTICAS DOS TLDs

2.3.1 CURVA DE GLOW

O termo “curva de *glow*” refere-se ao gráfico da TL em função da temperatura ou do tempo. Se a taxa de aquecimento é uniforme, essas curvas são bem similares. Entretanto, a integral da TL em função do tempo é proporcional à TL total, enquanto que a integral da TL em função da temperatura não tem uma interpretação tão simples [34]. O termo “curva de *glow*”, a menos que definido de outro modo, refere-se ao gráfico da TL em função do tempo.

A aparição de picos de *glow*, somente a baixas temperaturas, implica que o cristal perdeu sua capacidade de armazenamento TL com o tempo, tornando-se, portanto, inadequado para medidas a longos períodos. A curva de *glow* com picos a temperaturas muito altas indica que o cristal produzirá radiação infravermelha em temperaturas ideais para perder a termoluminescência. Isto constitui um problema para a instrumentação. Uma curva de *glow*, sem picos definidos, induz a uma seleção de pontos finais, causando uma dificuldade de integração. Idealmente uma curva de *glow* deveria apresentar somente um único pico TL, o qual ocorre a uma temperatura suficientemente alta, mantendo-se a estabilidade da temperatura da sala; mas não tão

alta para ocasionar problemas na instrumentação [34]. A figura 2 ilustra a curva de *glow* para o LiF.

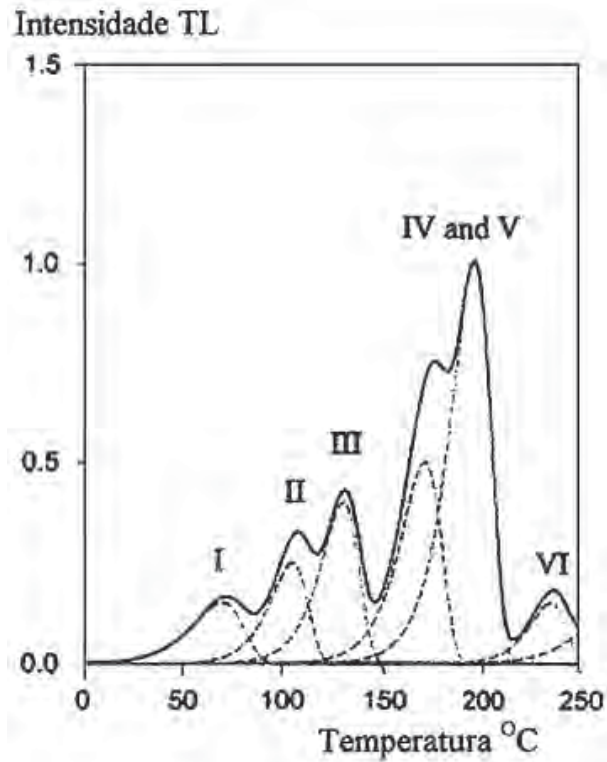


Figura 2: Curva de emissão TL típica do LiF [1].

2.3.2 CURVA DE RESPOSTA DE DOSE

A curva de resposta ideal de um cristal TL é linear sobre todo o intervalo de exposição útil, de modo a simplificar a calibração e o seu uso. Alguns cristais TL não respondem linearmente e necessitam de calibração adequada para o intervalo de dose de interesse. Geralmente, a parte linear é gradual, então, a resposta pode ser aproximada como linear sobre o intervalo limitado [34]. Os leitores TL podem, eventualmente, demonstrar não-linearidade de resposta, dificultando a determinação da resposta do cristal.

Em alguns matérias TL a quantidade de luz emitida cresce, de início, linearmente com a dose absorvida de radiação, observando-se posteriormente um crescimento mais rápido do que linear. A este último comportamento dá-se o nome de supralinearidade, que é representado na figura 3.

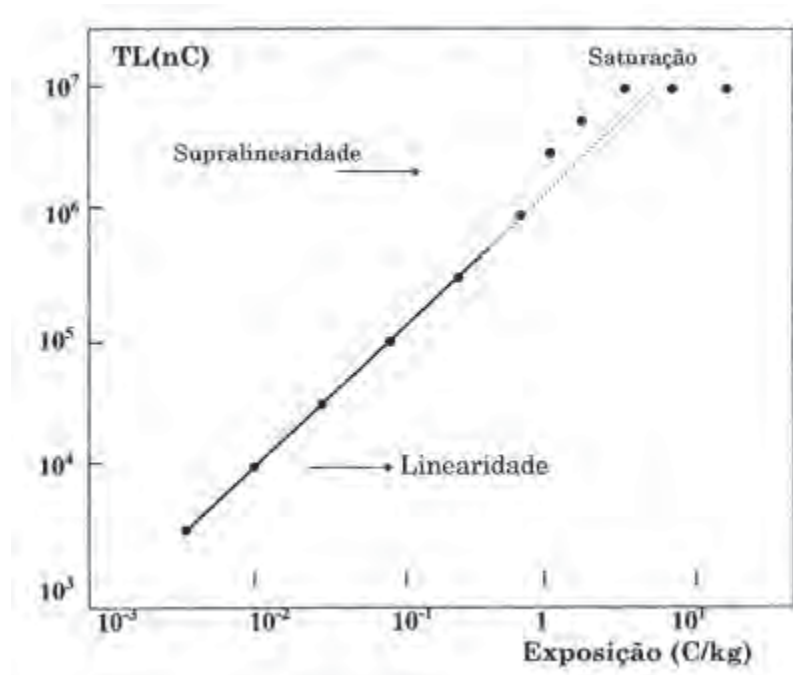


Figura 3: Curva típica de resposta TL de um material em função da exposição à radiação [1].

A resposta com a dose é definida como uma dependência funcional da intensidade da resposta TL em função da dose absorvida. O ideal é que o material apresente uma resposta linear em um largo intervalo de dose, todavia, na prática, muitos materiais apresentam uma variedade de efeitos não lineares, como mostrados na figura 3. Para o uso prático define-se a função dose-resposta normalizada ou índice de supralinearidade conforme demonstrado na equação 1:

$$f(D) = \frac{\left[\frac{F(D)}{D}\right]}{\left[\frac{F(D_1)}{D_1}\right]} \quad (1)$$

Em que:

$f(D)$ = índice de supralinearidade;

$F(D)$ = dose-resposta para a dose D ;

$F(D_1)$ = dose-resposta para a dose D_1 , sendo D_1 a menor dose para a qual a resposta é linear.

O valor de $f(D)$ fornece o grau de linearidade da resposta: $f(D)= 1$ intervalo de linearidade; $f(D)>1$ supralinearidade; $f(D)<1$ sublinearidade.

2.3.3 SENSIBILIDADE

A sensibilidade TL pode ser definida como a quantidade de luz emitida pelo cristal por unidade de exposição à radiação. O menor limite que garante uma sensibilidade útil depende das características do cristal e do leitor TL. A maioria dos leitores comerciais é capaz de medir exposições menores do que 100 mR [34]. O limite superior de intervalo útil é, geralmente, limitado somente pelo cristal. A maioria dos cristais TL mostra um intervalo dinâmico muito maior do que os leitores TL. Entretanto, os leitores comerciais podem ser ajustados ou modificados de modo a permitir a leitura dos cristais expostos a níveis de radiação muito elevados.

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

$$S(D) = \frac{F(D)_{mat}}{F(D)_{TLD-100}} \quad (2)$$

Em que:

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

$F(D)_{mat}$ é a dose-resposta para a dose para o material;

$F(D)_{TLD-100} = 1$.

2.3.4 RESPOSTA ENERGÉTICA

A resposta com a energia é a variação do sinal TL, para uma determinada dose, como função da energia da radiação incidente. Essa variação depende da interação da radiação com o material. Para radiação de fótons a resposta com a energia é definida como:

$$S_E(E) = \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{mat}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{REF}} \quad (3)$$

Em que:

$S_E(E)$ é a resposta energética;

$(\mu_{em}/\rho)_{mat}$ é o coeficiente de absorção de energia do material;

$(\mu_{em}/\rho)_{REF}$ é coeficiente de absorção de energia do material de referência, geralmente o ar.

Na prática a resposta TL para radiação de fótons é fornecida calculando-se a resposta relativa com a energia (RER), definida com a relação à resposta do material à radiação gama do Co^{60} (1,25MeV), então:

$$(RER)_E = \frac{S_E(E)}{S_E(1,25MeV)} \quad (4)$$

O processo de absorção fotoelétrico é predominante para fótons com baixas energias ($E < 100KeV$). Essa interação, a qual envolve os elétrons de camadas mais internas, é dependente da carga nuclear do átomo ou número atômico Z . Conseqüentemente, os detectores de radiação com alto Z apresentam uma melhor resposta para fótons com baixas energias [34]. A resposta energética de um detector, para uma energia particular do fóton, pode ser definida como uma resposta do detector para aquela energia relativa do fóton, em resposta a alguma energia de referência (geralmente 1-3MeV), onde o processo de absorção fotoelétrico é largamente inoperante. Um dosímetro é considerado com uma boa resposta energética se sua resposta por exposição apresenta pequena variação, de acordo com a energia do fóton. Detectores com um Z efetivo, aproximadamente igual ao ar (7,64), apresentam uma boa resposta energética, enquanto que aqueles com Z efetivo muito diferente de 7,64 mostram uma resposta energética muito pequena [34].

Outro problema que influencia a resposta energética é a indicação precisa da qualidade de o feixe de raios-X. Se a fonte de radiação é um emissor gama monoenergético (como, por exemplo, o Cs-137), então, a qualidade do feixe pode ser expressa simplesmente pela energia monoenergética do fóton. Em outras palavras, se a fonte de radiação utilizada é um gerador de raios-X que produz um espectro de energias acima da voltagem máxima, então, a especificação da qualidade do feixe é bem mais difícil. A qualidade do feixe pode ser expressa em termos do “KeV efetivo”, definido

como energia monoenergética do fóton, a qual tem o mesmo valor da camada semi-redutora (*Half Value Layer* – HVL) [34].

A figura 4 mostra as curvas de resposta energética calculadas por comparação dos coeficientes de absorção dos vários cristais TL, de acordo com a energia depositada no tecido.

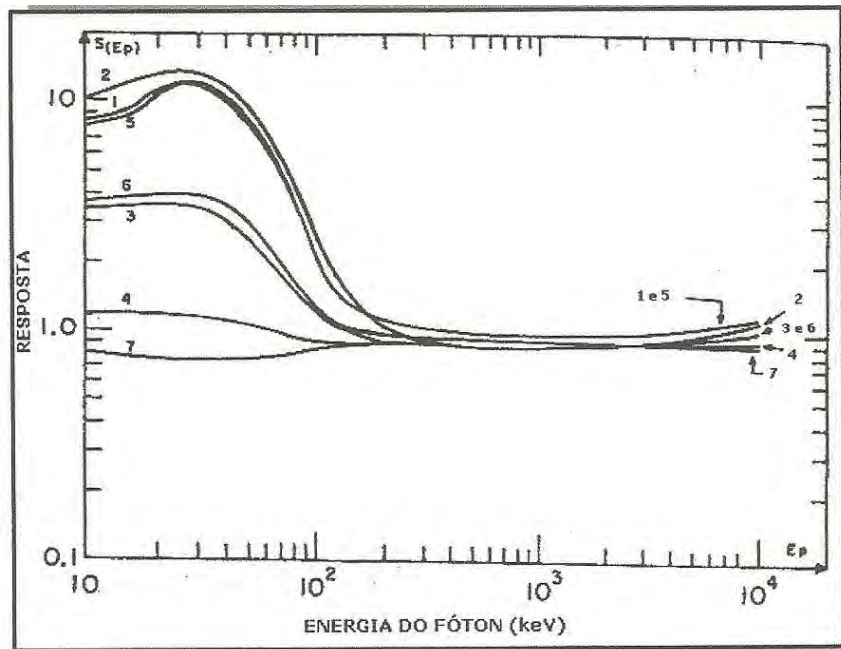


Figura 4: Sensibilidade teórica dos cristais TL em função da energia dos fótons, calculada como a razão da energia depositada no cristal pela energia depositada no tecido: (1) CaSO₄; (2) CaF₂; (3) Al₂O₃; (4) LiF; (5) CaCO₃; (6) SiO₂ e Li₂B₄O₇ [34].

2.3.5 ESTABILIDADE

A termoluminescência é a perda, na forma de luz visível, da energia absorvida por meio de irradiações prévias. A taxa de perda de energia é dependente da temperatura do cristal e, é notável o seu aumento abrupto a altas temperaturas. Se o cristal TL mostra uma perda insignificante de termoluminescência a temperatura ambiente, ele é considerado com boa estabilidade. Geralmente, um cristal tem um pico *glow* a baixa temperatura, o qual é instável a temperatura ambiente. Após esse pico *glow* decair ou ser removido por aquecimento breve, o restante da termoluminescência deve

apresentar boa estabilidade. É desejável utilizar cristais TL com boa estabilidade relativa para a realização de dosimetria [34].

2.3.6 O FLUORETO DE LÍTIO

As características TL do fluoreto de lítio (LiF) têm sido estudadas extensivamente na Universidade de Wisconsin. Daniels e seus colaboradores [2-4] foram os pioneiros na investigação das possíveis aplicações dos cristais como detectores de radiação. Trabalhos posteriores em Wisconsin estenderam esses estudos [5-8].

O LiF em sua forma pura exibe uma termoluminescência relativamente limitada. A presença de impurezas no cristal é necessária para a emissão de radiação TL induzida. A Companhia Química *Harshaw*, em colaboração com Cameron, desenvolveu uma classe de TLD-LiF, classificada como TLD-100, TLD-600 e TLD-700. As abundâncias relativas dos isótopos de Li^6 e Li^7 são mostradas na Tabela 1. Neste estudo foi utilizado o TLD-100. O TLD-100 contém lítio em sua razão natural isotópica e, é no mínimo caro e o mais amplamente utilizado dos cristais TL. A Figura 5 mostra uma curva de aquecimento (curva de *glow*) típica de um TLD-100. Após irradiação, os picos de número 1 até o 5 decaem a temperatura ambiente com as meias-vidas aproximadas de 5 minutos, 10 horas, 0,5 anos, 7 anos e 80 anos, respectivamente [35]. Consequentemente, os picos 4 e 5 são os mais aceitáveis para a realização de dosimetria. Os picos 1 e 2 podem ser removidos por várias combinações de pré e pós-aquecimento.

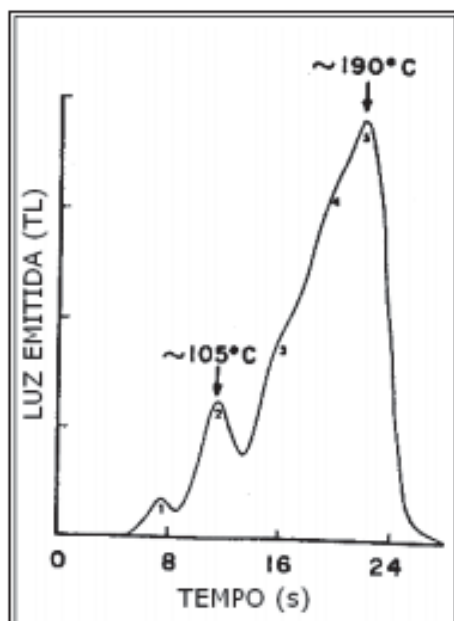


Figura 5: Curva de Glow Típica do LiF (TLD-100) após o cristal ter sido submetido a tratamento térmico a uma temperatura de 400° durante 1 hora, e leitura após exposição [34].

Tabela 1: Composição isotópica de alguns cristais de LiF [34].

Isótopo	TLD-100	TLD-600	TLD-700
Li ⁶	7,50%	95,60%	0,01%
Li ⁷	92,50%	4,40%	99,99%

O procedimento padrão de aquecimento térmico dura 24 horas a uma temperatura de 80° C, eliminando os picos 1 e 2 quase totalmente e minimizando a influência do pico 3. O mesmo efeito também pode ser obtido por pós-aquecimento, durante o período de 10 minutos a 100° C [34]. O aquecimento dos dosímetros tem um efeito pronunciado na estrutura das curvas de *glow* para o TLD-100.

Os espectros de emissão TL de um TLD-100 e de outros cristais são mostrados na Figura 6. O TLD-100 mostra um amplo espectro com o pico de aproximadamente 4000Å. O LiF (TLD-100) possui sensibilidade suficiente para que a termoluminescência de uma amostra com uma massa de 50mg, exposta a 1R, seja visto pelo olho humano. Com a seleção de alto ganho e tubos fotomultiplicadores (TFMs) de baixo ruído, medidas de exposições da ordem de 10mR podem ser detectadas.

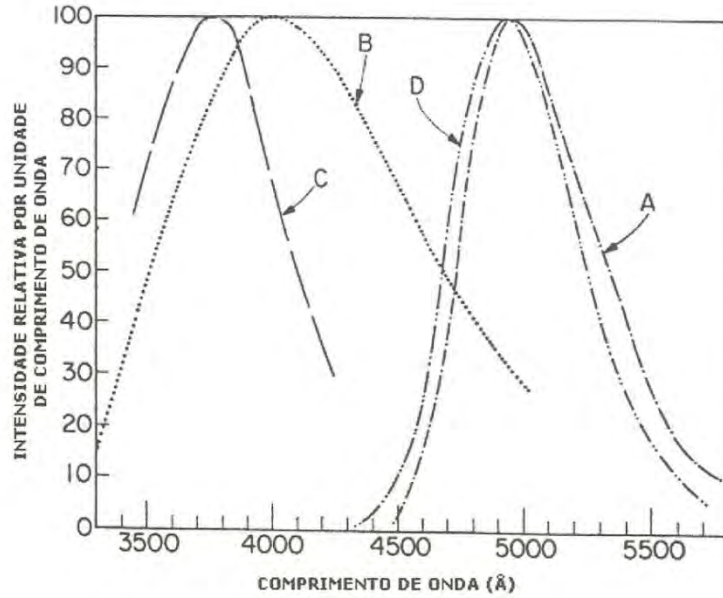


Figura 6: Espectro de emissão TL de diferentes cristais: (A) CaSO₄:Mn; (B) LiF (TLD-100); (C) CaF₂:natural e (D) CaF₂:Mn [34].

A curva de resposta em função da exposição para o TLD-100 é mostrada na Figura 7. Geralmente, a resposta é linear até uma exposição de 10^3 R; além desse valor a resposta torna-se supralinear com platôs a 5×10^5 R e, então, decresce com o aumento da exposição [5].

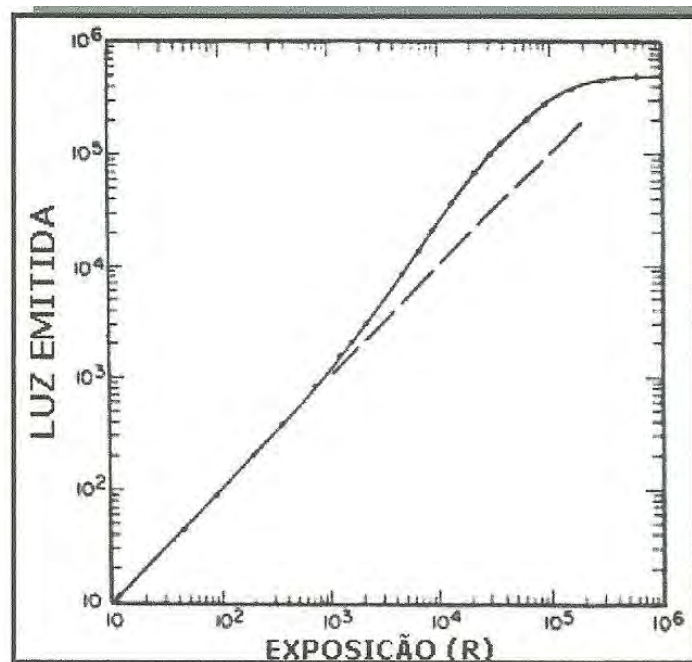


Figura 7: Termoluminescência integrada em função da exposição do LiF (TLD-100). Observar que a supralinearidade da resposta é mostrada pela linha tracejada [34].

O TLD-700 apresenta uma resposta similar à resposta do TLD-100. Entretanto, certos grupos de TLD-700 apresentam supralinearidade a aproximadamente 200R [36], e a quantidade de supralinearidade é maior do que para o TLD-100.

2.4 VANTAGENS E DESVANTAGENS DA DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE

A dosimetria TL é uma das técnicas mais comuns utilizadas na dosimetria *in vivo*. As suas aplicações típicas são as avaliações das doses em órgãos críticos, assim como medidas em geometria difíceis.

As maiores vantagens [37] dos dosímetros TL para a monitoração da dosimetria *in vivo* são:

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

As maiores desvantagens [37] da dosimetria TL são:

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

A escolha do material TL depende do tipo de radiação que se quer medir, pois as radiações interagem de forma diferente com a matéria dependendo do seu tipo (radiação eletromagnética, partículas carregadas leves/pesadas, nêutrons). As principais substâncias utilizadas como materiais TL para dosimetria

utilizadas como materiais TL para dosimetria são o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (sulfato de cálcio dopado com disprósio); o $\text{CaSO}_4:\text{Mn}$ (sulfato de cálcio dopado com manganês); o LiF (fluoreto de lítio) e o CaF_2 (fluorita). A Tabela 2 apresenta algumas propriedades do TLD-LiF e as indicações desse dosímetro na faixa de energia do radiodiagnóstico.

Tabela 2: Propriedades do TLD-LiF [38].

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)	
100KeV	0,808
10MeV	0,809
Coefficiente de absorção de energia por massa (em relação ao ar)	
100keV	0,875
10MeV	0,859

2.5 TRATAMENTO TÉRMICO DOS DOSÍMETROS

O tratamento térmico tem por finalidade devolver ao dosímetro as condições existentes antes da sua primeira exposição à radiação ionizante, ou seja, consiste em remover os sinais residuais referentes a exposições anteriores, tornando-o apto para reutilização, sem perda das duas propriedades dosimétricas [1, 34]. 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 aquecimentos idênticos.

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

2.6 CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS

A técnica de calibração utilizada depende da forma do dosímetro e da exatidão exigida. Ela consiste em adequar a resposta dos dosímetros de acordo com a faixa de energia, na qual eles serão irradiados. Para exames radiodiagnósticos, o valor médio da kilovoltagem de pico (kVp) é aproximadamente 80. A kVp é o indicador de tensão do tubo, ou seja, o seu ajuste determina a máxima energia dos feixes de raios-X gerados pelo tubo.

A calibração do sistema é realizada com o cálculo do fator de calibração (FC) da carga gerada pela emissão da luz proveniente do cristal termoluminescente em valores de doses correspondentes a grandeza de interesse [47].

2.7 SISTEMA DE DETECÇÃO E LEITURA

O sistema de detecção e leitura permite a conversão da quantidade de cargas coletadas (nC) pelo aparato TL em dose absorvida (Gy), através dos fatores de calibração calculados para cada pastilha dosimétrica. Tal sistema baseia-se no princípio de que a intensidade da luz emitida pela pastilha (termoluminescência) é proporcional à dose absorvida.

Após o aquecimento dos TLDs até uma temperatura de 250°, há a emissão de luz na faixa do espectro visível. Essa luz passará por filtros ópticos, o qual selecionará o comprimento de onda adequado para a realização da leitura da carga em nanocoulombs. Em seguida, essa luz interage com um cristal cintilador, provocando várias cintilações no mesmo, gerando, desse modo, vários fótons de luz. Esses, por sua vez, irão interagir com os elétrons do cristal, promovendo o efeito fotoelétrico. Os elétrons ejetados serão captados por um fotocatodo e por tubos fotomultiplicadores (TFMs). Nesses últimos, os elétrons são acelerados através de uma diferença de potencial crescente e descrevem uma trajetória de modo a colidirem com os dinodos existentes nos TFMs. Cada elétron, ao colidir com o dinodo subsequente, arranca 2 ou 3 elétrons devido ao efeito fotoelétrico, promovendo um efeito cascata, o qual permite maximizar o número de elétrons que serão coletados pelo anodo, os quais gerarão uma corrente elétrica, a qual é

medida por um amperímetro pertencente ao sistema de leitura [34]. Com os valores da corrente elétrica e do tempo de aquecimento, é possível calcular o valor da carga gerada em Coulombs. A Figura 8 ilustra o esquema simplificado do leitor TL.

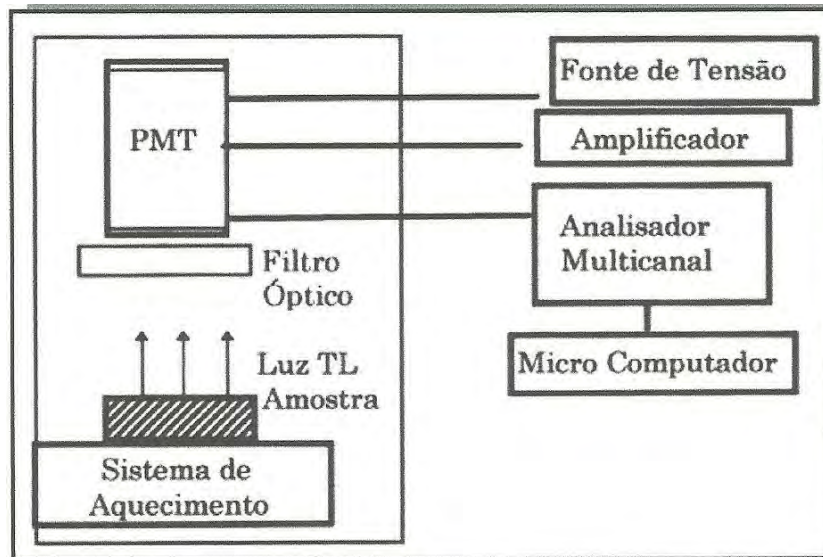


Figura 8: Esquema simplificado do sistema leitor TL [34].

Conforme exemplificado anteriormente, para a conversão da carga fornecida em *coulombs* em valores de dose absorvida em *grays*, é necessário fazer uma calibração das pastilhas, expondo-as, primeiramente, na fonte e faixa de energia que se desejam utilizá-las. Nesse caso, as pastilhas foram calibradas para a fonte de raios-X, em uma faixa de energia de 80kV, conforme descrito anteriormente nesta seção. Então, para obter o valor da dose absorvida, é feita uma regra de três simples: para um valor médio de dose fornecido pelas medidas com a câmara de ionização, gerou-se um valor específico de carga (nC). Após um novo tratamento térmico (pré e pós-irradiação) e posterior exposição dos TLDs são realizadas novas leituras de carga coletadas, as quais equivalerão a um valor de dose “x”.

Capítulo 3: materiais e métodos

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Serão descritos a seguir os materiais utilizados nos seguintes procedimentos:

- Tratamento térmico dos dosímetros;
- Calibração dos dosímetros;
- Sistema de detecção e leitura dos dosímetros;

3.1 MATERIAIS

- 224 pastilhas dosimétricas de LiF;
- Forno marca BRAVAC com potência de 4000W;
- Estufa da marca OLIDEF, modelo CZ;
- Recipiente cerâmico
- Pinça anatômica;
- Computador da marca Spectrum, acoplado aos sistemas do forno e da estufa, responsável pelo gerenciamento dos tempos de aquecimento;
- Placa acrílica;
- Detector termoluminescente da marca Harshaw, modelo 2000-B;
- Plástico transparente;
- Prensa manual;
- Sacos de lixo preto.

3.2 MÉTODOS

3.2.1 TRATAMENTO TÉRMICO, CALIBRAÇÃO E LEITURA DOS DOSÍMETROS

Inicialmente, os 224 (duzentos e vinte e quatro) TLDs-LiF foram enumerados e agrupados em dois suportes acrílicos. A esses grupos foram associados números, facilitando a identificação de cada pastilha de LiF.

Então, cada pastilha foi posicionada no detector TL, afim de obter o valor de BG de cada pastilha.

Para o tratamento térmico, os dois lotes de TLDs foram armazenados em um recipiente cerâmico, com auxílio de uma pinça anatômica, e levados ao forno a uma temperatura de 400°C, durante o período de uma hora. Após serem retirados do forno, os TLDs foram submetidos a aquecimento na estufa, a uma temperatura de 100°, por um período de duas horas. A primeira técnica de aquecimento do forno consistiu em eliminar qualquer registro residual de irradiações anteriores ou até mesmo a sensibilização dos TLDs por luz ultravioleta. A segunda técnica de aquecimento na estufa consistiu em eliminar os picos térmicos inerentes a baixas temperaturas [45].

No processo de calibração, os dosímetros foram posicionados na região central da placa acrílica, de modo a não ficarem sobrepostos. Foram irradiados por uma hora e trinta e oito minutos por uma fonte de Cobalto-60, obtendo-se uma dose de 8,084mGy.

Após a exposição dos TLDs a fonte de radiação, os dosímetros foram submetidos a um tratamento térmico pós-irradiação ou pré-leitura na estufa, por um período de 10 minutos a uma temperatura de 100°C. Posteriormente, a leitura dos dosímetros foi realizada em um detector TL. Nesse processo, cada pastilha dosimétrica é aquecida até uma temperatura de 250°C, durante um período de 25 segundos. O valor da carga coletada, em nanocoulombs (nC), é fornecido através de um display do próprio leitor TL, após o aquecimento.

O processo de calibração, tratamento térmico e leitura das pastilhas foram realizadas no Laboratório CIDRA (Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção da USP- Ribeirão Preto).

Capítulo IV: Resultados

4. RESULTADOS

A seguir será apresentada a sensibilização, quantidade de radiação medida em cada pastilha, após os dosímetros serem irradiados no Cobalto-60. Esses resultados são apresentados na tabela 3, ilustrando 75 grupos (coluna 1) de TLD-LiF, contendo 3 pastilhas com seus respectivos números de identificação (coluna 2) e a sensibilidade de cada pastilha (coluna 3) respectivamente, em nanocoulombs (nC).

Tabela 3: Calibração dos Dosímetros Termoluminescentes LiF.

Grupo	Número	S(nC)
1	1, 2, 3	14,4; 13,9; 14,5
2	4, 5, 6	14,1; 12,7; 14,3
3	7, 8, 9	13,9; 12,9; 12,9
4	10, 11, 12	13,2; 14,4; 13
5	13, 14, 15	12,7; 14,4; 12,6
6	16, 17, 18	13,8; 14,6; 13,7
7	19, 20, 21	14,5; 13,6; 13,7
8	22, 23, 24	14; 13,1; 14,4
9	25, 26, 27	14,6; 14,5; 13,1
10	28, 29, 30	14,5; 14,1; 14,3
11	31, 32, 33	9,33; 14,4; 13,4
12	34, 35, 36	12,2; 13,9; 14,1
13	37, 38, 39	12,4; 14; 12,6
14	40, 41, 42	14,2; 12,5; 15,2
15	43, 44, 45	13,9; 12,7; 13,8
16	46, 47, 48	12,3; 12,7; 14,6
17	49, 50, 51	13,7; 13,1; 12,8
18	52, 53, 54	13,8; 14,4; 13,9
19	55, 56, 57	13,6; 12,4; 14,5
20	58, 59, 60	12,1; 12,4; 13,7
21	61, 62, 63	13,7; 14; 13,7
22	64, 65, 66	13,5; 14,6; 13
23	67, 68, 69	13,7; 11,8; 14,8
24	70, 71, 72	14,1; 14,2; 13,9
25	73, 74, 75	14,5; 13,4; 14,3
26	76, 77, 78	13,3; 15,6; 14,5
27	79, 80, 81	14,3; 12; 11,5
28	82, 83, 84	12,9; 14,6; 15,1

Grupo	Número	S(nC)
29	85, 86, 87	14,6; 13,2; 13,2
30	88, 89, 90	13,8; 14,7; 13,8
31	91, 92, 93	13,1; 13,7; 13,1
32	94, 95, 96	14,9; 14,3; 15
33	97, 98, 99	12,2; 14,2; 12,5
34	100, 101, 102	13,7; 13,9; 12,6
35	103, 104, 105	11,8; 12,9; 14,5
36	106, 107, 108	13,6; 13,9; 13,6
37	109, 110, 111	12,7; 13,5; 13,6
38	112, 113, 114	14,1; 12,9; 13,6
39	115, 116, 117	14,3; 13,4; 14,1
40	119, 120, 121	12,7; 14,7; 13,6
41	122, 123, 124	13,6; 14,2; 12,5
42	125, 126, 127	13,3; 12,9; 13,5
43	128, 129, 130	14; 12,9; 12,7
44	131, 132, 133	13; 13,4; 13,2
45	134, 135, 136	13,8; 12,9; 13
46	137, 138, 139	13,2; 13,1; 12,8
47	140, 141, 142	12,8; 13,4; 13,1
48	143, 144, 145	11,5; 12,9; 13,2
49	146, 147, 148	14,7; 12,4; 12,8
50	149, 150, 151	13,3; 12,3; 12,1
51	152, 153, 154	12,3; 13,2; 13,8
52	155, 156, 157	13; 13,5; 13,2
53	158, 159, 160	12,8; 12,4; 14,4
54	161, 162, 163	12,8; 13,3; 12,9
55	164, 165, 166	15,2; 14,1; 13,4
56	167, 168, 169	13; 13,5; 14,2
57	170, 171, 172	11,8; 13,6; 13,2
58	173, 174, 175	13; 13,8; 13,4
59	176, 177, 178	12,8; 13,9; 13
60	179, 180, 181	12,9; 13; 13
61	182, 183, 184	12,6; 13,9; 12,5
62	185, 186, 187	13,4; 13,4; 11,3
63	188, 189, 190	13,8; 13,4; 12,5
64	191, 192, 193	14,3; 13,3; 12,5
65	194, 195, 196	14,3; 11; 13,1
66	197, 198, 199	12,6; 14,2; 11,4
67	200, 201, 202	12,8; 13; 13,3
68	203, 204, 205	12,9; 13,5; 11,9
69	206, 207, 208	12,9; 13,9; 13,4
70	209, 210, 211	13,2; 13,1; 13,3
71	212, 213, 214	12,3; 11,3; 14
72	215, 216, 217	11,9; 12,6; 13,2

Grupo	Número	S(nC)
73	218, 219, 220	13,9; 13,8; 13,7
74	221, 222, 223	13,4; 13,5; 13,5
75	224	13,1

A média das leituras dos dosímetros irradiados nas mesmas condições (em nC) é denominado L . L_{BG} é a leitura de dosímetros não irradiados (radiação de fundo ou de *background*), e foi medido antes de iniciar a leitura dos dosímetros no detector, obtendo-se um valor médio de 1,4nC. Estes valores serão utilizados para o cálculo da dose na entrada da pele (DEP), conforme descrito na próxima seção.

Capítulo V: Discussão e Conclusão

5.DISSCUSSÃO E CONCLUSÃO

Cada grupo de pastilha devidamente tratada e calibrada esta pronta para ser utilizado no processo de estimativa de dose na superfície de entrada.

Após serem utilizados, os dosímetros passaram por leitura o qual apresentaram um valor em nC. Esse valor será utilizado na equação 5:

$$F_c = \frac{8,084}{S} \quad (5)$$

Em que:

F_c é o fator calibração;

S é a sensibilidade em nanocoulombs descrito na tabela 3.

O valor 8,084mGy, apresentado na equação 1, é a taxa de Kerma no ar, medida durante a exposição utilizada na calibração dos dosímetros, por uma fonte de Cobalto.

A partir dos valores de leitura de cada amostra termoluminescente (S), a Dose de Entrada na Pele (DEP) pode ser calculada utilizando-se a equação a baixo [48]:

$$DEP(mGy) = (L-LBG) \times S \times F_c \quad (6)$$

Em que:

L é a média das leituras dos dosímetros irradiados nas mesmas condições (em nC);

LBG é a leitura de dosímetros não irradiados (radiação de fundo ou de *background*);

S é o fator de sensibilidade para cada amostra;

F_c é o fator de calibração.

Este trabalho foi de suma importância na aplicação dos conceitos físicos abordados durante a formação acadêmica, trazendo contribuições para projetos, em andamento, junto ao grupo de pesquisa de Física Aplicada ao Radiodiagnóstico.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] CAMPOS, L. L. Thermoluminescence of materials and its application on radiation dosimetry. *Cerâmica*, São Paulo, v.44, n. 290, 1998.
- [2] DANIELS, F., SAUNDERS, D. F., 1951. The thermoluminescence of crystals. Final Rept, USAEC Contract AT (11-1)-27 and University of Wisconsin fund 16D-546.
- [3] DANIELS, F. Thermoluminescence dosimetry. Presented at the Sem. On the Effects of Ionization Radiation., 1953. Evans Signal Corps Engineering Laboratories, Belman, New Jersey.
- [4] DANIELS, F., 1956. Thermoluminescence. Final Rept, USAEC Contrat AT (11-1)-178.
- [5] CAMERON, J. R. 1964. Thermoluminescent radioation dosimetry utilizing LiF. *Health Phys.* 10,25
- [6] CAMERON, J. R., ZIMMERMAN, D.W.,BLAND, R.W. thermoluminescence vs. roentgens in lithium fluoride: A proposed mathematical model. *Luminescence Dosimetry. Proc. Int. Conf., Stanford, 1965. AEC Symp. Ser., vol 8. CONF-650637. Division of technical Information, USAEC.*
- [7] CAMERON, J.R. Non-linearity of thermoluminescence as a function of dose for LiF (TLD-100). *Solid State and Chemical Radiation Dosimetry in Medicine and Biology. Proc. Symp., Vienna, 1966. IAEA, Vienna.*
- [8] CAMERON, J. R., ZIMMERMAN, D.W.; RHYNER, C.R., 1968. Annealing characteristics of lithium fluoride. *Thermoluminescence of Geological Materials. Proc. Adv. Res. Inst., Spoleto, Italy, 1966. Academic Press, London and New York.*
- [9] Norma NN-3.01 da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), Diretrizes básicas de proteção radiológica.
- [10] SAW, C.B., *Foundation of Radiological Physics*, Omaha, NE: CBSaw, Inc, 2002.
- [11] Van Loon R. & Van Tiggelen R., *Radiation Dosimetry in Medical Exposure*.

- [12] SCHARMANN, A. "History". In: Thermoluminescence Dosimetry Lecture of a Course held at Ispra, Italy, 12-16 November 1972, Eds. M. Oberhofer, A. Scharmann, Bristol, England, Adam Hilger. 1981.
- [13] HOROWITZ, Y. S. "Introduction". In: Thermoluminescence and thermoluminescent dosimetry, Ed. Y. S. Horowitz, Florida, USA, CRC Press, 1984.
- [14] MCKEEVER, S. W. S. Thermoluminescence of Solids, Cambridge, England, Cambridge University Press, p.8, 1985.
- [15] RANDALL, J.T.; WILKINS, M. H. F. Proc. Royal Soc. Lond. A 184 (1945) 366.
- [16] GRANT, R. M.; CAMERON, J. R. J. Appl. Physics 37 (1966) 3791.
- [17] MAYHUGH, M. R.; CHRISTY, R. W.; JOHNSON, N. M. Proc. 2nd Int. Conf. on Luminescence Dosimetry, Gatlinburg, USAEC Conf. 680920 (1968) p. 294.
- [18] DANIELS, F., 1950. Thermoluminescence and related properties of crystals. Presented at the Symp. On Chem. and Phys. of Radiat. Dosimetry, 1950. Technical Command, Army Chemical Center, Maryland.
- [19] HELCKESBERG, L., 1951. Thermoluminescence of fourteen alkali crystals. Ph. D. Thesis, University of Wisconsin.
- [20] DANIELS, F., SAUNDERS, D. F., 1951. The thermoluminescence of crystals. Final Rept, USAEC Contract AT (11-1)-27 and University of Wisconsin fund 16D-546.
- [21] DANIELS, F.; BOYD, C. A.; SAUNDERS, D. F., 1953. Thermoluminescence as a research tool. Science 117, 343.
- [22] CURIE, M. 1904. Research on Radioactive Substances [in French], p. 105. Gauthier-Villars, Paris.
- [23] WICK, F. G.; SLATTERY, M. K., 1928. Thermoluminescence excited by X-rays: Further experiments upon synthetically prepared materials. J. Opt. Soc. Amer. 16, 398.
- [24] LYMAN, T., 1935. The transparency of the air between 1100 and 1300 Å. Phys. Rev. 48, 149.

- [25] BOYD, C. A., 1948. The thermoluminescence of some pure and mixed alkali halides. Ph. D. Thesis, University of Wisconsin.
- [26] MOREHEAD, F. F., 1953. Thermoluminescence and coloration of lithium fluoride produced by alpha particles, gamma rays, and neutrons. Ph. D. Thesis, University of Wisconsin.
- [27] RIEKE, J. K., 1954. Thermoluminescence behavior in organic crystals. Ph. D. Thesis, University of Wisconsin.
- [28] RIEKE, W. P., 1956. Thermoluminescence dosimeter. Ph. D. Thesis, University of Wisconsin.
- [29] CAMERON, J. R. 1961. Radiation dosimeter utilizing the thermoluminescence of lithium fluoride. *Science* 134, 333.
- [30] GINTHER, R. J.; KIRK, R. D., 1956. Thermoluminescence of $\text{CaF}_2:\text{Mn}$ and its application to dosimetry. Prog Rept, September 1956, NRL.
- [31] SCHAYÈS, R.; 1962-63. Thermoluminescent dosimetry: Pts. I-IV [in French] *Revue MBLE*, vols. V-VI.
- [32] NOSENKO, V. M.; REVZIN, L.S.; JASKOLKO, V. L., 1956. Use of $\text{CaSO}_4:\text{Mn}$ in dosimetry of ionizing radiation [in Russian]. *Izv. Akad. Nauk SSSR (fiz.)* 26, 2046. Also, in *Bull. Acad. Sci. USSR (phys)* 1, 1983 (1956), in English.
- [33] HOUTERMANS, F. G., STAUFFER, H., 1958. Thermoluminescence as a tool in dosimetry [in German]. *Schriftreihe ziv. Bevölkerungsschutz* 11, 135.
- [34] CAMERON, J. R.; SUNTHARALINGAM, N.; KENNEY, G. N., Thermoluminescent Dosimetry, Wisconsin: The Colonial Press Inc., 1968.
- [35] ZIMMERMAN, D. W.; RHYNER, C. R.; CAMERON, J. R., 1965. Thermal annealing effects on the thermoluminescence of LiF . USAEC Rept COO-1105-101. Also in *Health Phys.* 12,525 (1966).
- [36] ALMOND, P. R., 1966. The physical measurements of electron beams from 6-18MeV. *Phys. Med. Biol.* 11, 146 (abstract).

- [37] ATTIX, F. H., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, Wisconsin: Wiley-VCH, 2004.
- [38] WILLIAMS, J. R.; THWAITES, D. I. Radiotherapy Physics in Practice, Department of Medical Physics and Medical Engineering, University of Edinburgh, UK.
- [39] SPRAWLS, P. JR., Physical Principles of Medical Imaging, Gaithersburg: Aspen Publishers, 2. Ed. 1993.
- [40] CURRY, T. S.; DOWDEY, J. E., MURRY, R. C., Christensen's physics of diagnostic radiology, London: Lea & Febiger, 4^a edição, 1990.
- [41] International Commission on Radiological Protection (ICRP). Disponível em: <http://www.icrp.org/>. Acesso em 15 de abril de 2011.
- [42] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)- Report n° 33. Disponível em: <http://www.icru.org/>. Acesso em: 15 de abril de 2011.
- [43] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)- Report n° 51. Disponível em: <http://www.icru.org/>. Acesso em 15 de abril de 2011.
- [44] Norma NN-3.01 da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), Diretrizes básicas de proteção radiológica.
- [45] BARDELLA, L. H. Análise da utilização do LiF e do CaSO₄ como elementos sensíveis no uso de um dosímetro individual. Tese de mestrado. Ribeirão Preto- USP, 1994.
- [46] MATUSHIMA, L. C. Monitoração de doses em pacientes e trabalhadores do Setor de Diagnóstico por Imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu. Trabalho de Conclusão de Curso. Botucatu –UNESP, 2007.
- [47] ISO. International Organization for Standardization. "X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy", ISO 4037-1, 1996.

[48] OLIVEIRA, L.O. Influência da dependência energética de dosímetros termoluminescentes na medida da dose na entrada da pele em procedimentos radiográficos. Radiol Bras. 2010 Mar/Abr;43(2):113–118.