



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

**Implementação da grandeza $H_p(0,07)$ na dosimetria individual de
extremidade utilizando o dosímetro de anel do IPEN contendo detectores
de LiF:Mg,Ti**

GABRIEL GOMES DO NASCIMENTO

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

**Orientadora:
Profa. Dra. Leticia Lucente Campos
Rodrigues**

**São Paulo
2022**

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

**Implementação da grandeza $H_p(0,07)$ na dosimetria individual de
extremidade utilizando o dosímetro de anel do IPEN contendo detectores
de LiF:Mg,Ti**

Versão Corrigida

Versão Original disponível no IPEN

GABRIEL GOMES DO NASCIMENTO

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

**Orientadora:
Profa. Dra. Leticia Lucente Campos
Rodrigues**

**São Paulo
2022**

Auxílio CNPq: Processo No. 426513/2018-5

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

NASCIMENTO, Gabriel. ***Implementação da grandeza $H_p(0,07)$ na dosimetria individual de extremidade utilizando o dosímetro de anel do IPEN contendo detectores de $LiF:Mg,Ti$*** . 2022. 75 p. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP. São Paulo. Disponível em: <<https://repositório.ipen.br/>> (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa)

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de geração automática da Biblioteca IPEN,
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Nascimento, Gabriel Gomes do
Implementação da grandeza $H_p(0,07)$ na dosimetria individual de extremidade utilizando o dosímetro de extremidade do IPEN contendo detectores de $LiF:Mg,Ti$ / Gabriel Gomes do Nascimento; orientadora Leticia Lucente Campos Rodrigues. -- São Paulo, 2022.
74 p.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Tecnologia Nuclear (Aplicações) -- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2022.

1. Dosimetria. 2. Dosímetros. 3. Extremidade. 4. $H_p(0,07)$.
I. Rodrigues, Leticia Lucente Campos, orient. II. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Autor: Gabriel Gomes do Nascimento

Título: Implementação da grandeza $H_p(0,07)$ na dosimetria individual de extremidade utilizando o dosímetro de anel do IPEN contendo detectores de LiF:Mg,Ti

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia Nuclear da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Data: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Dedico este trabalho para meus pais Júlio e Elisa, que mesmo em todas as dificuldades, sempre me incentivaram e apoiaram nos estudos.

*“Viver é enfrentar um problema
atrás do outro. O modo como você o
encara é que faz a diferença”*

(Benjamin Franklin)

AGRADECIMENTOS

À Deus, por me permitir conduzir até aqui, sempre me protegendo e livrando de todo mal.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pelo suporte financeiro.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), por possibilitar o desenvolvimento deste trabalho.

À minha orientadora, Dra. Leticia Lucente Campos Rodrigues, por todo incentivo, confiança, carinho, compreensão, conversas, auxílio, transmissão de conhecimento, ajuda para minha evolução pessoal e acolhimento desde minha chegada na iniciação científica até o presente momento.

Ao MSc. Vicente de Paulo de Campos por todo incentivo, atenção, transmissão de conhecimento, conversas, auxílios prestados de forma imediata e ajuda para minha evolução pessoal.

Ao Dr. Orlando Rodrigues Junior e Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens pela transmissão de conhecimento, acolhimento e auxílios prestados.

Ao Dr. Silas Cardoso dos Santos, Dra. Patrícia de Lara Antonio, Sr. Aldo Ramos de Oliveira, Sr. André Luiz Silva Oliveira, Sr. Allan Naor da Silva, Sr. Renato Giordano, Sr. Raphael Elias Diniz, Sra. Adriana Cristina Terra, Sra. Ana Maria de Souza Silva, MSc. Joel Xavier por toda ajuda e transmissão de conhecimento.

À minha mãe Elisa Gomes dos Santos por todo apoio, carinho, paciência, amor e compreensão. Ao meu pai Júlio do Nascimento, que quando vivo, sempre me incentivou a estudar. À minha avó Joselda Gomes dos Santos, minha tia Dione Gomes dos Santos e minha madrinha Irma Ponce, por todo carinho e apoio.

Aos meus amigos Juan Wanderson, Marcos Bartu, Leandro Bertulino, Felipe José e Antônio Vieira por todo apoio desde o início.

À minha noiva, Jocimara Gomes de Assis, por toda compreensão, apoio, carinho, auxílio e amor.

Ao meu filho(a), que desde o momento da descoberta sobre sua chegada, tornou meus dias muito mais alegres.

RESUMO

NASCIMENTO, Gabriel. ***Implementação da grandeza $H_p(0,07)$ na dosimetria individual de extremidade utilizando o dosímetro de anel do IPEN contendo detectores de LiF:Mg,Ti***. 2022. 75 p. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP. São Paulo.

A dosimetria das radiações possui a finalidade de quantificar a dose recebida pelo indivíduo ocupacionalmente exposto. O dispositivo utilizado nesse processo se chama dosímetro, o dosímetro pode ser utilizado em diferentes situações, por exemplo, o dosímetro utilizado para quantificar a dose recebida nos dedos é o dosímetro no modelo anel, para extremidade, o qual será o foco neste trabalho. Para que um dosímetro possa ser utilizado em sua respectiva rotina, ele deve apresentar resultados dentro de alguns limites pré-estabelecidos em normas de referência. No Brasil ainda não temos normas voltadas para a calibração de dosímetros de extremidade, portanto, neste trabalho, foram utilizadas as recomendações do CASEC, adaptadas para a dosimetria de extremidade. O Objetivo deste trabalho é caracterizar e calibrar os dosímetros de extremidade do IPEN no modelo anel utilizando a grandeza $H_p(0,07)$, para aplicação na rotina de monitoração individual. Para esse propósito, foram realizados os ensaios de homogeneidade do lote, reprodutibilidade, limite inferior de detecção, linearidade, dependência energética e dependência angular. Para calibração dos dosímetros termoluminescentes de LiF:Mg,Ti foi utilizado um *rod phantom*. O *rod phantom* possui a função de simular a região de interesse, no caso deste trabalho, os dedos. Os dosímetros foram irradiados na grandeza $H_p(0,07)$, com as doses e energias recomendados pelas normas do CASEC.

Palavras-chave: Dosimetria, dosímetros, extremidade, $H_p(0,07)$.

ABSTRACT

NASCIMENTO, Gabriel. ***Implementation of the quantity $H_p(0.07)$ in individual extremity dosimetry using the IPEN ring dosimeter containing LiF:Mg,Ti detectors***. 2022. 75 p. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP. São Paulo.

Radiation dosimetry has the purpose of quantifying the dose received by the occupationally exposed individual. The device used in this process is called a dosimeter, the dosimeter can be used in different situations, for example, the dosimeter used to quantify the dose received in the hands is the ring model dosimeter, for extremity, which will be the focus of this work. For a dosimeter to be used in its respective routine, it must present results within some pre-established limits in reference standards. In Brazil, we still do not have standards for the calibration of extremity dosimeters, therefore, in this work, the recommendations of CASEC were used, adapted for extremity dosimetry. The objective of this work is to characterize and calibrate the IPEN extremity dosimeters in the ring model using the quantity $H_p(0.07)$, for application in the individual monitoring routine. For this purpose, batch homogeneity, reproducibility, lower detection limit, linearity, energy dependence and angular dependence tests were performed. A phantom rod was used to calibrate the LiF:Mg,Ti thermoluminescent dosimeters. The phantom rod has the function of simulating the region of interest, in the case of this work, the fingers. The dosimeters were irradiated in the quantity $H_p(0.07)$, with doses and energies recommended by the CASEC standards.

Keywords: Dosimetry, dosimeters, extremity, $H_p(0.07)$.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 OBJETIVOS	17
2.1 Objetivos gerais	17
2.2 Objetivos específicos	17
3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	18
3.1 Dosimetria das radiações	18
3.2 Dosímetro	18
3.3 Dosímetro de extremidade	19
3.4 Termoluminescência e dosimetria termoluminescente	20
3.4.1 Mecanismo básico da termoluminescência	22
3.5 Dosimetria termoluminescente	23
3.5.1 Leitora termoluminescente	24
3.5.2 Vantagens e desvantagens da termoluminescência.....	24
3.6 LiF:Mg,Ti	25
3.6.1 Decaimento térmico do sinal TL	28
3.6.2 Variação do sinal TL em função da dose.....	28
3.7 Grandezas e unidades dosimétricas	29
3.7.1 ICRU e ICRP.....	29
3.8 Grandezas de proteção radiológica	30
3.9 Grandezas operacionais	33
3.10 Equivalente de Dose Individual - Hp(d)	34
3.10.1 Grandeza Hp(10)	34
3.10.2 Grandeza Hp(3)	35
3.10.3 Grandeza Hp(0,07).....	35
3.11 Exposição ocupacional	37
3.12 Limites de dose	38
4 MATERIAIS E MÉTODOS	41
4.1 LiF:Mg,Ti	41
4.2 Leitora termoluminescente	43
4.3 Rod phantom	45

4.4 Sistema Irradiador <i>Caesa-gammatron</i>	46
4.5 Sistema Irradiador <i>Pantak/Seifert</i>	46
4.6 Homogeneidade do lote	47
4.7 Reprodutibilidade	48
4.8 Linearidade	49
4.9 Limite inferior de detecção	49
4.10 Dependência energética	49
4.11 Dependência angular	50
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	52
5.1 Ensaio de homogeneidade de lote	52
5.2 Ensaio de reprodutibilidade	53
5.3 Ensaio de linearidade da resposta	57
5.4 Ensaio do limite inferior de detecção	59
5.5 Ensaio de dependência energética	60
5.6 Ensaio de dependência angular	64
6 CONCLUSÕES	69
7 REFERÊNCIAS	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades dosimétricas do LiF:Mg,Ti-TLD100.....	26
Tabela 2 - Características dos picos dosimétricos do LiF:Mg,Ti.....	28
Tabela 3 - Fatores de peso da radiação, w_R	32
Tabela 4 - Fatores de peso dos tecidos, w_T	33
Tabela 5 - Grandezas operacionais	36
Tabela 6 - Limites de dose anual recomendados pela ICRP	39
Tabela 7 - Níveis de registro, investigação e intervenção propostos na CNEN-NN-3.01	40
Tabela 8 - Qualidades de radioproteção implantadas no sistema Pantak/Seifert .	47
Tabela 9 - Valores em mSv obtidos no ensaio de homogeneidade da resposta TL do lote.....	52
Tabela 10 - Resultados do ensaio de homogeneidade da resposta TL do lote de dosímetros	53
Tabela 11 - Valores obtidos no ensaio de reprodutibilidade da resposta TL dos dosímetros.....	54
Tabela 12 - Resultados do ensaio de reprodutibilidade da resposta TL dos dosímetros de anel	55
Tabela 13 - Valores obtidos em mSv para a reprodutibilidade da resposta TL para uma mesma dose	56
Tabela 14 - Resultados do ensaio de reprodutibilidade da resposta TL das irradiações	57
Tabela 15 - Respostas TL das irradiações com diferentes doses	58
Tabela 16 - Resultados do ensaio de linearidade da resposta TL em função da dose.....	58
Tabela 17 - Valores obtidos no ensaio do LID.....	59
Tabela 18 - Resultado do ensaio de limite inferior de detecção	60
Tabela 19 - Valores obtidos no ensaio de dependência energética para a energia de raios X de 60 kV.....	61
Tabela 20 - Valores obtidos no ensaio de dependência energética para a energia de raios X de 80 kV.....	61
Tabela 21 - Valores obtidos no ensaio de dependência energética para a energia de raios X de 100 kV.....	62

Tabela 22 - Valores obtidos no ensaio de dependência energética para a energia de raios X de 150 kV	62
Tabela 23 - Valores obtidos no ensaio de dependência energética para a energia do Cs-137	63
Tabela 24 - Resultados do ensaio de dependência energética da resposta TL aplicando a equação de referência	64
Tabela 25 - Resultados obtidos em função do ângulo de 0°	65
Tabela 26 - Resultados obtidos em função do ângulo de 20°	65
Tabela 27 - Resultados obtidos em função do ângulo de 40°	66
Tabela 28 – Resultados obtidos em função do ângulo de 60°	66
Tabela 29 - Resultados do ensaio da dependência angular da resposta TL	67

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Processo simplificado da termoluminescência	22
Figura 2 – Mecanismo da Termoluminescência - Modelo da teoria de bandas	23
Figura 3 - Desenho esquemático da curva de emissão do LiF:Mg,Ti (TLD-100) com o formato de cada pico de emissão	27
Figura 4 - Comportamento da resposta TL do TLD-100 em função da dose	29
Figura 5 - Relação entre as grandezas	36
Figura 6 - Cartão dosimétrico utilizado para avaliação da dose TL com 4 detectores de LiF:Mg,Ti (A), cartão dosimétrico sem os detectores (B)	41
Figura 7 - Porta-dosímetro para utilização em campo	42
Figura 8 – Porta-dosímetro sem os detectores de LiF:Mg,Ti	42
Figura 9 - Detectores de LiF:Mg,Ti com suas respectivas identificações	43
Figura 10 - Detectores de LiF:Mg,Ti individuais	43
Figura 11 - Leitora termoluminescente da marca Harshaw modelo 4500	44
Figura 12 - Compartimento da leitora TL Harshaw 4500 para leitura do cartão dosimétrico (A) e outros materiais (B)	44
Figura 13 - Compartimento da leitora TL Harshaw 4500 com espaço para o cartão dosimétrico preenchido	45
Figura 14: <i>Rod phantom</i> do LCI-IPEN	45
Figura 15 - Sistema irradiador Caesa-gammatron	46
Figura 16 - Sistema irradiador Pantak/Seifert modelo Isovolt 60 HS	47
Figura 17: Homogeneidade do lote	52
Figura 18: Reprodutibilidade da resposta TL dos dosímetros	54
Figura 19: Reprodutibilidade da resposta TL para uma mesma dose	56
Figura 20: Linearidade da resposta em função da dose recebida	59
Figura 21: Limite inferior de detecção	60
Figura 22: Dependência energética	63
Figura 23: Dependência angular	67

1 INTRODUÇÃO

Pesquisas na área de dosimetria das radiações ocorrem há mais de 100 anos, sempre buscando novos materiais dosimétricos, mais sensíveis e que acompanhem os constantes avanços tecnológicos.

A metrologia das radiações é a base para alcançar a credibilidade metrológica nas medidas de dose em diversas áreas, também é parte de uma estrutura para assegurar procedimentos de proteção radiológica, de modo que venha evitar ou minimizar os possíveis efeitos biológicos induzidos pela exposição as radiações ionizantes. A confiabilidade metrológica das medidas realizadas na dosimetria de pacientes ou materiais é alcançada ao ser estabelecida uma base metrológica que deve incluir: procedimentos de calibração e avaliação utilizando testes de desempenho dos sistemas dosimétricos experimentais (ICRP, 2007).

Para as práticas que envolvem exposição às radiações ionizantes, os trabalhadores devem utilizar monitores individuais capazes de quantificar a dose efetiva recebida durante o período de utilização (ICRP, 2007).

A utilização do dosímetro se faz necessária para quantificar a dose que o indivíduo ocupacionalmente exposto recebeu em determinada região do corpo, sendo utilizados cálculos específicos para cada região (NASCIMENTO, 2021). Para a extremidade, é utilizado o dosímetro no modelo de anel, que possui a finalidade de quantificar a dose recebida na região da extremidade (SQUAIR, 2005).

A grandeza $H_p(0,07)$ é uma grandeza operacional estabelecida pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas Radiológicas (ICRU, do inglês – *International Commission on Radiation Units and Measurements*), no qual a dose absorvida na região da extremidade possui penetração de 0,07 milímetros de profundidade para radiações fracamente penetrantes.

A monitoração das radiações ionizantes pode ser dividida em 2 grupos, dosimetria de área e dosimetria individual.

A técnica de monitoração individual possui importância tanto na área da saúde quanto na área industrial e de pesquisa, o Ministério da Saúde em sua Portaria 453/98 e a CNEN em sua norma NN-3.01 afirmam a importância da utilização do dosímetro em áreas de atuação distintas (MS/ANVISA, 1998; CNEN, 2005).

Como a monitoração individual é um dos procedimentos que integram qualquer programa de proteção radiológica incluso no planejamento de instalações que realizam atividades com uso da radiação ionizante, a autorização prévia das práticas e a aplicação dos princípios básicos de radioproteção devem ser considerados e integrados na rotina (EUROPEAN, 2009).

O desenvolvimento e implementação de um sistema dosimétrico de extremidade para uso em rotina compreende a realização dos testes de caracterização e calibração do dosímetro a ser utilizado. Estes testes avaliam a consistência dos resultados obtidos com a determinação das características de referência adotados. No Brasil, até o presente momento, não existem recomendações para a dosimetria de extremidade, desse modo, foram utilizadas as recomendações do Comitê de Avaliação de Serviços de Ensaio e Calibração (CASEC), com os procedimentos adaptados para os dosímetros de extremidade (CASEC, 2013).

São estabelecidos três tipos de situações de exposição que ocorrem geralmente em dadas categorias da população, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP - do inglês, *International Commission Radiological Protection*) definiu como categorias de exposição: exposição ocupacional, exposição de indivíduos do público e exposição médica de pacientes. No âmbito deste trabalho, a categoria de interesse é a exposição ocupacional.

Para seguir as recomendações dos limites de dose anual estabelecidos pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), faz-se necessário a utilização de um dispositivo capaz de quantificar a dose recebida pelo profissional durante seu período de trabalho. Para estimar essa dose, nesse caso, são utilizados os dosímetros.

O dosímetro é um dispositivo capaz de fornecer uma leitura que corresponde à dose absorvida pelo material em relação à exposição à radiação ionizante.

A dosimetria de extremidade é possível uma vez que o dosímetro na forma de anel utiliza como elemento detector cristais de Fluoreto de Lítio dopado com Magnésio e Titânio (LiF:Mg,Ti), material esse que possui a propriedade de apresentar resposta termoluminescente.

Para que um material apresente características dosimétricas, o material deve, no mínimo, possuir uma propriedade física que varie em função da grandeza dosimétrica medida (OKUNO, 2016).

O uso do dosímetro é obrigatório, sendo indispensável para os trabalhadores durante o período de atividades profissionais que envolvam a exposição dos mesmos a fontes radioativas (CNEN, 2013), todo indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE) deve utilizar o dosímetro individual durante seu período de trabalho e enquanto permanecer em área controlada (ANVISA, 2019).

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivos gerais

Caracterizar e calibrar os dosímetros de extremidade no modelo anel do IPEN utilizando a grandeza $H_p(0,07)$, para aplicação na rotina de monitoração individual externa.

2.2 Objetivos específicos

- Avaliar a grandeza $H_p(0,07)$ utilizando o *rod phantom* e os dosímetros de LiF:Mg,Ti;
- Avaliar e aplicar os novos parâmetros de leitura TL da leitora Harshaw 4500;
- Avaliar e aplicar os novos parâmetros de tratamento térmico dos dosímetros de LiF:Mg,Ti da leitora Harshaw 4500;
- Caracterizar os dosímetros de LiF:Mg,Ti do IPEN para avaliação da grandeza $H_p(0,07)$.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 Dosimetria das radiações

A dosimetria das radiações consiste na quantificação da dose absorvida num determinado material ou tecido, resultante da exposição à radiação ionizante, a quantificação pode ser realizada utilizando cálculos ou medições (ICRP, 2007). Para quantificar a deposição de energia e o risco de aparecimento de efeitos provenientes da exposição à radiação, foram desenvolvidos dispositivos que tem a finalidade de quantificar a dose recebida.

3.2 Dosímetro

O dosímetro é um dos principais dispositivos utilizados para a medição da radiação ionizante, sendo um monitor que faz a medição de uma grandeza radiológica ou operacional, com resultados que podem ser relacionados ao corpo inteiro, órgão ou tecido humano (TAUHATA, 2013; MANZOLI, 2003). O dosímetro é capaz de fornecer uma leitura que corresponde à dose absorvida pelo material ou tecido em relação a radiação ionizante. O processo é possível pelo fato de o detector possuir, no caso deste trabalho, cristais de fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti) em sua composição. Um material só pode ser utilizado como dosímetro se apresentar algumas características pontuais (CAMPOS, 1998). Esta exigência limita consideravelmente a quantidade de materiais termoluminescentes que podem ser utilizados na dosimetria das radiações. Entre as características que um bom dosímetro deve apresentar para ser empregado na dosimetria das radiações podem ser citadas (CAMPOS, 1998; MCKEEVER, 1995; MAHESH, 1989):

- I. Alta precisão e exatidão (eficiência na emissão de luz associada aos processos de recombinação);
- II. Linearidade do sinal em um grande intervalo de dose e taxa de dose;
- III. Baixa dependência energética;
- IV. Baixa dependência direcional;
- V. Alta resolução espacial;
- VI. Grande intervalo de medidas;
- VII. Alta população de armadilhas de elétrons;

- VIII. Estabilidade suficiente para armazenar elétrons em temperatura ambiente;
- IX. Fornecer resultados em dose absorvida ou dose efetiva;
- X. Ser desenvolvido com material equivalente ao tecido;
- XI. Possuir fator de calibração bem estabelecido;
- XII. Apresentar incertezas bem estabelecidas e adequadas para sua aplicação;
- XIII. Possuir um modelo adequado para cada situação;
- XIV. Ser adequado para cada tipo e intensidade de feixe;
- XV. Possuir baixo custo e facilidade de obtenção;
- XVI. Fácil tratamento térmico de reutilização;
- XVII. Temperatura do pico principal entre 180 e 250°;
- XVIII. Curva de emissão simples; e
- XIX. Resistência a diversos fatores ambientes.

Visivelmente, por tantas características, é difícil encontrar todas esses requisitos em um único material detector. Os dosímetros utilizados comumente apresentam, quando muito, um compromisso razoável entre as características apresentadas (CAMPOS, 1998).

Os materiais termoluminescentes mais populares que são produzidos em laboratório para aplicação em dosimetria das radiações são: LiF:Mg,Ti; LiF:Mg,P,Cu; CaF₂:Mn; CaF₂:Dy; CaSO₄:Dy; CaSO₄:Mn; Li₂B₄O₇:Mn; Li₂B₄O₇:Cu; MgB₄O₇:Dy (CAMPOS, 1998).

O dosímetro pessoal é de uso individual e deve ser utilizado durante todo o período de trabalho do profissional (SOUZA, 2008).

Conforme as regulamentações da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), todo profissional que atua na área do radiodiagnóstico sempre deve estar portando seu dosímetro enquanto estiver nas áreas de risco, o qual deve ser enviado mensalmente para a leitura da dose individual, recebida durante o período de utilização (CUNHA, 1992; SOUZA, 2008; SVS, 1988).

3.3 Dosímetro de extremidade

O crescente aumento em solicitações da utilização da radiação ionizante em técnicas de diagnóstico por imagem e terapia está relacionado com o grande avanço tecnológico a fim de proporcionar uma melhoria da saúde. Entretanto, aumentando as solicitações médicas, a dose recebida pelos indivíduos

ocupacionalmente expostos (IOE), possivelmente, também irá sofrer um aumento. Estas exposições ocorrem principalmente em partes específicas do corpo, como as mãos, que podem estar em contato direto com os materiais emissores de radiação ou no feixe primário. Para situações como essas, é necessário a monitoração individual de partes específicas do corpo, conforme a Regulamentação Nacional de Proteção Radiológica.

O dosímetro de extremidade, em aplicações médicas, é geralmente indicado para profissionais que lidam com equipamentos de fluoroscopia, também, dentro desse ambiente, os profissionais que manipulam radiofármacos em aplicações na área de medicina nuclear também devem utilizar o dosímetro de extremidade (MEDEIROS, 2005; BAN, 2001).

A Comissão Nacional de Energia Nuclear é responsável pela área de medicina nuclear utilizando a NN-3.05 e a ANVISA do Ministério da Saúde é responsável pelas áreas de raios X diagnóstico. Em ambas as situações, é necessária a monitoração destes profissionais para comparação dos valores obtidos com os limites permitidos pela legislação vigente (MS, 2007; CNEN, 2014).

Para que o dosímetro de extremidade possa ser utilizado nas rotinas de interesse, devem ser realizados procedimentos de calibração e caracterização, de modo que possa ser garantida a confiabilidade dos resultados encontrados (SQUAIR, 2005).

No Brasil, até o momento, não existem recomendações para a dosimetria de extremidade, entretanto, neste trabalho, foram utilizadas as recomendações do CASEC, adaptadas para a dosimetria de extremidade.

3.4 Termoluminescência e dosimetria termoluminescente

Alguns materiais, quando aquecidos após serem expostos à radiação ionizante, possuem a propriedade de emitir luz, fenômeno esse conhecido como termoluminescência (TL), resumidamente, o processo se dá pela emissão de luz por estímulo térmico após uma exposição prévia à radiação ionizante (KORTOV, 2007; OLKO, 2010; BRANDAN, 2011). Três requisitos são necessários para que um material possa apresentar essa propriedade:

- I. O material deve ser um isolante ou um semicondutor. Metais não apresentam termoluminescência;

- II. O material deve ser capaz de armazenar a energia após o período de exposição;
- III. A emissão luminescente é liberada pelo aquecimento do material.

A TL é a emissão de luz por um semicondutor ou isolante ao ser aquecido após sua exposição à radiação ionizante. Sendo um processo luminescente, pertence à família da fluorescência (quando a emissão é quase simultânea com a excitação, $t \leq 10^{-8}$ s, sendo que acaba quando a excitação térmica) e fosforescência (quando a emissão continua após a excitação desaparecer e pode continuar por um longo tempo, $t \geq 10^{-8}$ s), em ambas as situações é requerido um meio de excitação da amostra, de modo que eleve-a a um estado metaestável, diferenciando apenas no intervalo de tempo entre a excitação e a emissão (RODRIGUES, 2020).

A TL é um dos muitos processos conhecidos por “fenômenos termicamente estimulados”, estes fenômenos podem ser representados por dois estados fundamentais (PEREIRA, 2009):

- I. No 1º estado, ocorre a perturbação do sistema em estado de equilíbrio tornando-o em um estado metaestável devido a exposição à radiação ionizante, e conseqüentemente, absorção de energia;
- II. No 2º estado, ocorre um relaxamento termicamente estimulado do sistema com retorno ao estado de equilíbrio, acompanhado da emissão de luz.

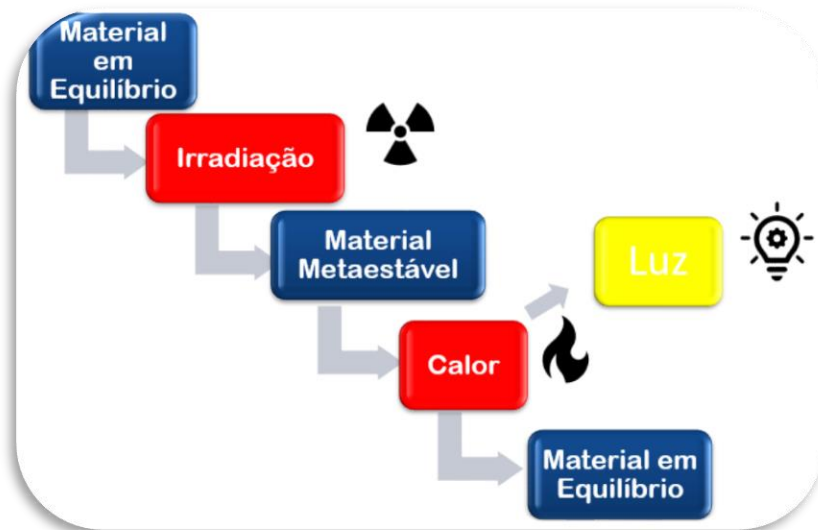
No fenômeno da TL, o 1º estado necessita de uma absorção de energia que irá incidir nele durante a exposição à radiação, com intuito de perturbar o estado estável do material, onde os elétrons passam para um estado de excitação, conhecido como estado metaestável. No 2º estado, em relação ao aumento de temperatura do material termoluminescente, os elétrons retornam ao seu estado fundamental ou estável, liberando então a energia absorvida anteriormente em forma de luminescência (PEREIRA, 2009).

A quantidade de luz emitida pelo processo termoluminescente é mensurável, aumentando sua confiabilidade de acordo com a população de elétrons ou buracos armadilhados (ROSA, 1989).

Uma característica particular da termoluminescência é que após uma vez aquecido até a emissão de luz, o material não é capaz de emitir luz novamente. Para o material possuir novamente a possibilidade de emitir luz, ele deve ser exposto à radiação novamente e absorver parte de sua energia, após a exposição,

se o material for aquecido, ele então poderá produzir emissão de luz novamente. Na Figura 1 é mostrado um processo simplificado da termoluminescência.

Figura 1 - Processo simplificado da termoluminescência



Fonte: autor

3.4.1 Mecanismo básico da termoluminescência

O mecanismo básico da termoluminescência é explicado utilizando o modelo de bandas para os níveis de energia dos elétrons em sólidos, onde um cristal constitui-se de um arranjo tridimensional periódico de átomos. A interação desses átomos gera um potencial energético que afeta os níveis de energia permitidos para os elétrons. Esses níveis de energia permitidos são chamados de bandas de energia, segundo esse modelo, existe nos materiais três níveis de energia:

- I. A banda de valência (elétrons presos à estrutura cristalina);
- II. A banda de condução (os elétrons deslocam-se livremente na rede cristalina até serem capturados pela armadilha de elétrons localizada na banda proibida);
- III. A banda proibida (localizada entre as bandas de condução e valência, região de estados energéticos não permitidos aos elétrons).

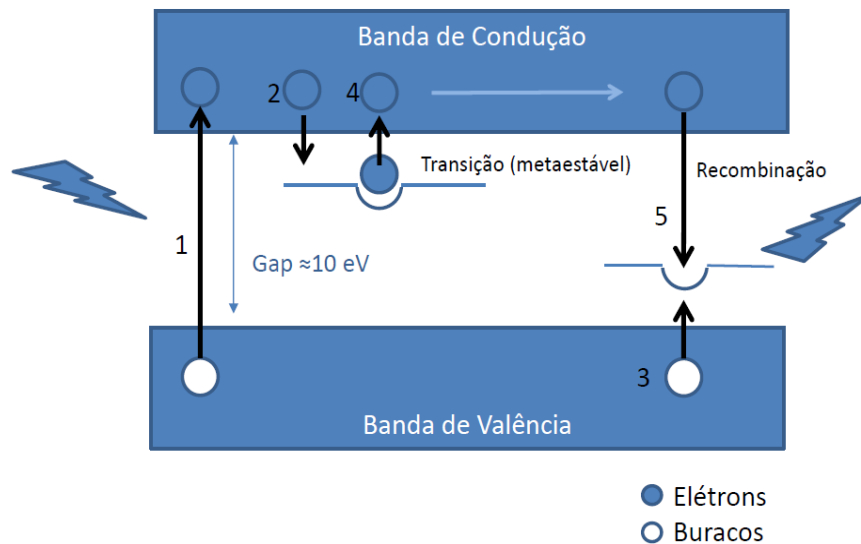
Os materiais TL são, geralmente, cristais iônicos, no qual a banda de valência está repleta de elétrons e a banda de condução vazia, separadas por uma faixa de estados energéticos não permitida aos elétrons, com impurezas na rede cristalina

que dão origem a estados metaestáveis de energia localizados na denominada banda proibida (KNOLL, 2010; DA SILVA, 1992).

Quando o material TL é exposto à radiação ionizante são formados pares de elétrons e buracos, que migram entre eles, até se recombinarem ou serem capturados, tornando-se então materiais metaestáveis. Após os elétrons serem armadilhados, o material é aquecido de modo que os elétrons sejam liberados de suas armadilhas em direção à banda de condução e aos buracos da banda de valência. As armadilhas de elétrons por serem mais rasas, possibilitam aos elétrons escaparem antes que os buracos adquiram energia suficiente para se libertarem de suas armadilhas, os elétrons vão, então, para a banda de condução, podendo movimentar-se livremente no cristal até se recombinarem com os buracos armadilhados, de modo que ocorra a emissão de luz (MORATO, 1970; COSTA, 1989; BASSALO, 1994).

Na Figura 2 é apresentado um diagrama do mecanismo básico da termoluminescência a partir do modelo da teoria de bandas.

Figura 2 – Mecanismo da Termoluminescência - Modelo da teoria de bandas



Fonte: Adaptado de “Tópicos Especiais de Dosimetria das Radiações”, elaborado pelo Dr. Orlando Rodrigues e Dra. Maria da Penha

3.5 Dosimetria termoluminescente

O objetivo da dosimetria termoluminescente é determinar a quantidade de energia absorvida pelo material durante sua exposição utilizando o processo da termoluminescência. A quantidade de luz emitida durante o processo de leitura é

mensurável, e está correlacionada com a quantidade de elétrons e buracos armadilhados.

Existem muitos materiais termoluminescentes, porém, um material só pode ser empregado como dosímetro termoluminescente se apresentar algumas características específicas, características essas estas citadas em tópicos anteriores neste trabalho (CAMPOS, 1988).

A dosimetria TL pode ser utilizada em diversas situações. A escolha do sistema TL deve ser feita levando em consideração as necessidades da aplicação em questão e as limitações dos dosímetros TL disponíveis. Além disso, os procedimentos de manuseio, armazenagem, leitura e calibração também devem ser adequados para cada aplicação específica.

3.5.1 Leitora termoluminescente

A leitora termoluminescente é um equipamento utilizado para quantificar e avaliar a dose em função da luz emitida pelo material. A leitora TL consiste, basicamente, de um sistema de aquecimento e um sistema de detecção de luz, podendo ser pontuados como:

- I. Sistema que faz o aquecimento pré-programado;
- II. Válvula fotomultiplicadora (tem a função de transformar o sinal luminoso em sinal elétrico amplificado);
- III. Sistema de processamento e apresentação do sinal (display); e
- IV. Resfriamento induzido por nitrogênio.

A leitora TL para as aplicações deste trabalho, tem um aquecimento reprodutivo, em temperatura e taxa de aquecimento até temperaturas na ordem de 300°C, um sistema óptico para guiar a luz e barrar o calor do TLD até o detector e um sistema de detecção de luz muito sensível. Esse sistema normalmente é composto por um tubo fotomultiplicador, onde a luz é convertida em corrente elétrica.

3.5.2 Vantagens e desvantagens da termoluminescência

A dosimetria TL é uma das técnicas comuns mais utilizadas na dosimetria externa *in vivo*. As suas aplicações típicas são as avaliações da dose em órgãos

críticos. Algumas das vantagens da termoluminescência são (BATISTA, 2011; RIVERA, 2012):

1. Facilidade de uso devido ao seu tamanho pequeno (possível fazer medidas pontuais);
2. Sensibilidade a doses muito baixas (0,005 mSv e 0,2 mSv);
3. Custo relativamente baixo;
4. Reutilizável após tratamento térmico específico;
5. Acurácia e precisão;
6. Resposta linear para um amplo intervalo de dose;
7. Disponível em vários formatos;
8. Não necessita de cabos.
9. O tratamento térmico pode ser realizado na própria leitora TL (em algumas situações);
10. Equivalente ao tecido;
11. Independente de pressão;
12. Direccionalmente independente;
13. Taxa de dose independente;
14. Pequeno volume sensível.

A dosimetria TL também apresenta algumas desvantagens que podem ser pontuais no momento de escolher (BATISTA, 2011; RIVERA, 2012):

1. Perda de sinal após a leitura TL;
2. Necessita de calibração específica;
3. Calibração e leituras demoradas;
4. Sujeito a decaimento do sinal TL (devido a efeitos de temperatura ou luz).

3.6 LiF:Mg,Ti

O Fluoreto de Lítio tem sido, nos últimos anos, um dos materiais mais estudados e utilizados como dosímetro TL.

Dentre as diversas características que fazem dele um ótimo dosímetro, estão o baixo número atômico efetivo, a equivalência do TLD-100 ao tecido, cujo número atômico equivalente é de apenas 85 a 91% ao do LiF:Mg,Ti e é bastante apropriada,

conforme apresentado na Tabela 1 (RUDÉN, 1977, NUNES, 2008, BATISTA, 2011). Outras qualidades do LiF:Mg,Ti como TLD são:

- Dependência de sua resposta em função da baixa energia;
- Independência da resposta com a taxa de dose;
- Independência da resposta em função da temperatura de utilização
- Baixo número atômico efetivo;
- Não apresenta sensibilidade à luz;
- Resistência química e mecânica;
- Facilidade de ser produzido em diferentes versões (pastilhas, pó, bastões e discos).

A Tabela 1 apresenta as propriedades dosimétricas do LiF:Mg,Ti –TLD100.

Tabela 1 - Propriedades dosimétricas do LiF:Mg,Ti – TLD100

Propriedade	TLD-100
Constituição isotópica:	
6Li (%)	7,4
7Li (%)	92,6
Material ativador	Mg e Ti
Número atômico efetivo	8,2
Densidade (g.cm ⁻³)	2,64
Máximo comprimento de onda da luz emitida (nm)	400
Decaimento térmico do sinal TL do pico principal a 20° C	< 10% ao ano

Fonte: Adaptado de BATISTA, 2011.

Além de ser um material dosimétrico bem estudado em relação a sua resposta TL, o LiF também possui participação em aplicações na luminescência opticamente estimulada (OSL) (MCKEEVER, 1988; BATISTA, 2011; ROSA, 1989; NUNES, 2008).

O uso desse material como dosímetro em feixes de radiação mista (nêutrons e fótons) também é bem estudado e documentado. O LiF:Mg,Ti, principalmente em seu modelo TLD-600 apresenta alta sensibilidade a nêutrons, enquanto o

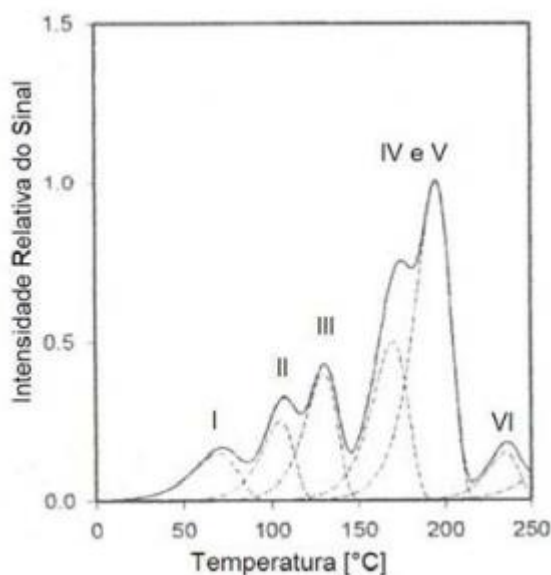
TLD-700, por possuir grande enriquecimento do isótopo 7 do lítio, cuja seção de choque é muito pequena para interações com esse tipo de radiação, é praticamente insensível e possui mais aplicações em dosimetria utilizando radiações gama e beta (BUSUOLI, 1970; NASH, 1977; BUDD, 1979; YOUSSEAN, 1998; KRY, 2007; BATISTA, 2011).

Os TLDs produzidos pela *Thermo Fisher Scientific* podem ser utilizados conforme a necessidade de aplicação:

- Os TLD-100 consistem em Fluoreto de Lítio (Li natural) LiF:Mg,Ti, adequado para aplicações de dosimetria de saúde e física médica;
- Os TLD-600 consistem em Fluoreto de Lítio (isótopo de lítio) LiF:Mg,Ti, adequado para aplicações em dosimetria de nêutrons;
- Os TLD-700 consistem em Fluoreto de Lítio (isótopo de lítio) LiF:Mg,Ti, adequado para aplicações em dosimetria gama e beta.

A curva de emissão do LiF:Mg,Ti apresentada na Figura 3 consiste de vários picos de intensidade luminosa, mas o pico dosimétrico (pico 5) aparece na temperatura de aproximadamente 200°C e, geralmente, vem acompanhado de outro pico (pico 4) de temperatura mais baixa, como apresentado na Tabela 2, (MOSCOVITCH, 2007; NUNES, 2008).

Figura 3 - Desenho esquemático da curva de emissão do LiF:Mg,Ti (TLD-100) com o formato de cada pico de emissão



Fonte: Adaptado de NUNES, 2008

Tabela 2 - Características dos picos dosimétricos do LiF:Mg,Ti

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

Fonte: Adaptado de NUNES, 2008

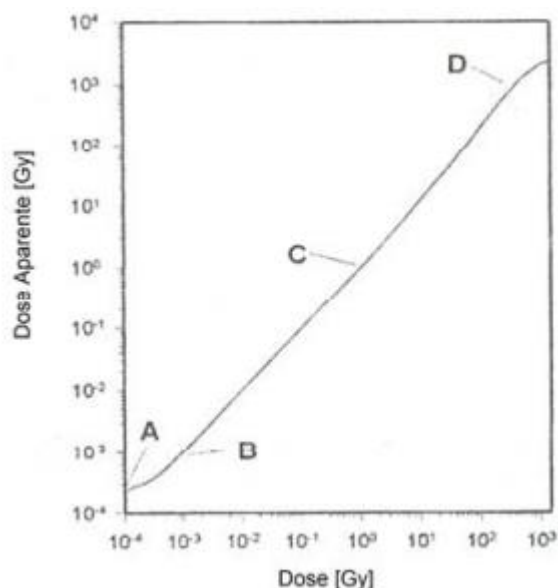
3.6.1 Decaimento térmico do sinal TL

A taxa de decaimento do sinal desse grupo dosimétrico (picos 4 e 5) já foi estudada por diversos autores e os resultados apresentados compreendem uma grande faixa, mas valores como 5-10% ao ano em temperatura ambiente são os mais representativos (METCALFE, 2007; NUNES, 2008; MCKEEVER, 1988; BATISTA, 2011).

3.6.2 Variação do sinal TL em função da dose

A linearidade da resposta TL em função da dose absorvida se mantém no intervalo de dose entre 10^{-5} e 10 Gy, sendo que a saturação do sinal ocorre em doses de aproximadamente 10^3 Gy. A Figura 4 apresenta a variação de resposta TL do TLD-100 em função da dose de radiação de fótons absorvida (MCKEEVER, 1988). O limite mínimo de detecção do TLD-100 é aproximadamente de 500 μ Gy, sua resposta é linear até doses na ordem de 1 Gy (METCALFE, 2007).

Figura 4 - Comportamento da resposta TL do TLD-100 em função da dose



Fonte: Adaptado de METCALFE, 2007

3.7 Grandezas e unidades dosimétricas

A exposição a radiações ionizantes, mesmo em baixas doses, pode causar dano celular, podendo resultar no desenvolvimento de doenças induzidas pela radiação ionizante até muitos anos após a exposição, chamadas doenças hereditárias que podem ser desenvolvidas em certas condições (SILVA, 2009).

A radioproteção preocupa-se com o controle de exposições a radiações ionizantes, no sentido de serem prevenidas as reações nos tecidos e na redução dos riscos de efeitos estocásticos a níveis aceitáveis.

Para avaliar as doses resultantes da exposição à radiação foram desenvolvidas pela ICRP (*International Commission on Radiation Protection*) e ICRU (*International Commission for Radiation Units and Measurements*) as grandezas dosimétricas especiais.

3.7.1 ICRU e ICRP

Essas instituições internacionais possuem a responsabilidade de cuidar da definição das grandezas que envolvem as radiações, das relações entre elas e suas respectivas unidades (TAUHATA, 2013).

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP - do inglês *International Commission on Radiological Protection*), fundada em 1928, promove o desenvolvimento da proteção radiológica, faz recomendações voltadas para as grandezas limitantes de radioproteção.

A Comissão Internacional de Unidades e Medidas da Radiação (ICRU – do inglês *International Commission on Radiation Units and Measurements*) fundada em 1925, cuida especialmente das grandezas básicas e das operacionais.

As grandezas de proteção adotadas pela ICRP são baseadas nas medidas de energia transferida para os órgãos e tecidos do corpo humano. Estas grandezas permitem a quantificação da extensão da exposição a fontes de radiação (externas ou internas). As doses estimadas podem ser comparadas com os limites de dose recomendados para pessoas expostas à radiação e indivíduos do público.

Dois tipos de grandezas são especificamente definidos para uso em proteção radiológica, chamadas de grandezas limitantes, definidas pela ICRP e usadas para indicar o risco à saúde humana por conta da radiação ionizante, e as grandezas operacionais, as quais são definidas pela ICRU e levam em consideração as atividades de radioproteção (CASTRO, 2005).

Em sua Publicação 60, a ICRP incluiu novas grandezas para uso em proteção radiológica. As novas grandezas apresentam uma revisão de muitos conceitos utilizados na proteção contra a exposição de fontes de radiações ionizantes, sejam elas internas ou externas ao corpo humano. Na Publicação 60 da ICRP, as três principais grandezas de proteção recomendadas são (ICRP, 1990):

- I. Dose absorvida Média em um órgão ou tecido (D_T);
- II. Dose Equivalente em um órgão ou tecido ($H_{T,R}$);
- III. Dose Efetiva (E).

3.8 Grandezas de proteção radiológica

3.8.1 Dose Absorvida

A grandeza física básica utilizada em proteção radiológica é a dose absorvida, D_T . Ela é a energia depositada em um único órgão ou tecido definido, T, dividida pela massa daquele órgão, dada pela Equação 1 (ICRP, 1990):

$$D_T = d\varepsilon/dm$$

Equação 1

Onde $d\varepsilon$ é a média depositada pela radiação ionizante em meio de uma massa dm . A dose absorvida é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades e o nome especial dessa unidade é o *gray* (Gy).

3.8.2 Dose Equivalente

Como os efeitos da radiação podem variar com a qualidade da radiação utilizada para uma mesma dose absorvida, fez-se necessário criar um conceito com o qual fosse possível assemelhar os efeitos devido às diferentes qualidades de radiação utilizadas. Assim, algumas radiações são mais efetivas que outras em causas de efeitos estocásticos. Para considerar isso, foi criada a Dose Equivalente, H_T , que é a dose absorvida em um único órgão ou tecido, ($D_{T,R}$) que é multiplicada por um fator de peso adimensional da radiação, w_R , relativo ao tipo de energia incidente R, mostrado na Equação 2 (ICRP, 1990):

$$H_T = D_{T,R} \cdot w_R$$

Equação 2

A Dose Equivalente é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades. A unidade de Dose Equivalente recebe o nome especial de *sievert* (Sv).

Os fatores de peso da radiação w_R foram estabelecidos pela ICRP-60 com base nos valores da Eficácia Biológica Relativa (RBE) da radiação na indução de efeitos estocásticos a baixas doses. Os valores de w_R , que são apresentados na Tabela 3, são relacionados à radiação externa incidente sobre o corpo ou à radiação emitida por radionuclídeos depositados internamente no corpo, (ICRP, 1990; CASTRO, 2005).

Tabela 3 - Fatores de peso da radiação, w_R

Tipos e intervalos de energia	Fator de peso da radiação, w_R
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e muons, todas as energias	1
Nêutrons, energia < 10 keV	5
> 10 keV a 100 keV	10
> 100 keV a 2 MeV	20
> 2 MeV a 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Prótons, exceto os de recuo, energia > 2 MeV	5
Partículas alfa, fragmento de fissão e núcleos pesados	20

Fonte: Adaptado de CNEN-NN-3.01

3.8.3 Dose Efetiva

A Dose Efetiva, E , é a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo, para refletir o detrimento combinado aos efeitos estocásticos causados pelas doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo humano. A dose equivalente em cada órgão e tecido é multiplicada pelo respectivo fator de peso do tecido, w_T , sendo, então, feito o somatório desses produtos para obter a dose efetiva, E , expressa na Equação 3 (ICRP, 1991; CASTRO, 2005).

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad \text{Equação 3}$$

Onde w_T é o fator de peso do tecido T e H_T é a dose equivalente atribuída, no Sistema Internacional de Unidades. A dose efetiva é expressa em J/kg, mas recebe o nome especial de sievert (Sv). Os valores de peso dos tecidos são dados na Tabela 4.

Tabela 4 - Fatores de peso dos tecidos, w_T

Tecido ou órgão	w_T
Gônadas	0,20
Medula óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,05
Mamas	0,05
Fígado	0,05
Esôfago	0,05
Tiroide	0,05
Pele	0,01
Superfície óssea	0,01
Restante	0,05

Fonte: Adaptado de CNEN-NN-3.01

3.9 Grandezas operacionais

As grandezas operacionais são utilizadas na monitoração de área e monitoração individual. Estas grandezas são diretamente mensuráveis e destinam-se a estimar as grandezas de proteção e a calibração de instrumentos (SILVA, 2009).

- I. O equivalente de dose ambiente, H^* (d)
- II. O equivalente de dose direcional, H' (d, Ω)
- III. O equivalente de dose individual, H_p (d)

As grandezas de dose operacionais são usadas para monitoração de exposições externas, visto que:

- São necessárias grandezas pontuais para monitoração de área;
- Na monitoração de área, o valor da grandeza de dose não deve depender da distribuição direcional da radiação incidente;
- Os instrumentos para monitoração da radiação precisam ser calibrados em termos de uma grandeza física, para a qual o padrão de calibração existe.

As grandezas operacionais foram introduzidas pela ICRU para serem utilizadas como estimadores das grandezas de proteção definidas pela ICRP, são aplicadas para as medições práticas, tanto para monitoração de área como individual. Sendo baseadas no equivalente de dose num ponto específico de um *phantom* ou no corpo, elas relacionam-se com o tipo de energia que existe no ponto e podem ser calculadas com base na fluência naquele ponto de interesse (SILVA, 2009; GUIMARÃES, 2000).

Os valores das grandezas operacionais, obtidos por medições realizadas com instrumentos de medição, são utilizados para orientar as ações de proteção contra a radiação e atender aos limites estabelecidos pela proteção radiológica em valores da grandeza de proteção (VIANA, 2006; SILVA, 2009).

Com interesse para a monitoração de área, as duas grandezas que são utilizadas são o equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, e o equivalente de dose direcional, $H'(d, \Omega)$. Para a monitoração individual, é utilizado o equivalente de dose individual $H_p(d)$.

3.10 Equivalente de Dose Individual - $H_p(d)$

O equivalente de dose pessoal $H_p(d)$ é uma grandeza operacional para monitoração individual externa, sendo o produto da dose absorvida em uma região específica, em determinada profundidade do corpo humano, pelo fator de qualidade da radiação nesse ponto. É utilizada para determinar a dose em uma pessoa imersa em um campo de radiação. A unidade utilizada é o $J.kg^{-1}$. Contudo, a unidade espacial para o equivalente de dose individual é o *sievert*, Sv (SILVA, 2009).

Qualquer referência ao equivalente de dose individual deve ser acompanhada de uma especificação da profundidade, d (milímetros). A medição desta grandeza é realizada diretamente pelo dosímetro que deve ser utilizado na superfície do corpo.

3.10.1 Grandeza $H_p(10)$

Equivalente de dose em um ponto com profundidade de 10 mm do corpo em tecido mole. Utilizado em situações de irradiação no corpo todo para as radiações fortemente penetrantes, a profundidade 10 mm é adotada.

3.10.2 Grandeza Hp(3)

Equivalente de dose em um ponto com profundidade de 3 mm do corpo em tecido mole. Utilizado em situações de irradiação no cristalino para radiações fracamente penetrantes, a profundidade 3 mm é adotada.

Estudos em relação a efeitos de radiação em trabalhadores expostos, evidenciam a necessidade de medidas adequadas para uma maior proteção nos olhos e redução das doses anuais. Em particular, a lente do olho é um dos tecidos mais radiosensíveis do corpo (BROWN, 1997; AINSBURY, 2009; KLEIMAN, 2007).

3.10.3 Grandeza Hp(0,07)

Equivalente de dose em um ponto com profundidade de 0,07 mm do corpo em tecido mole. Utilizado em situações de irradiação na extremidade superior do corpo (dedos) para radiações fracamente penetrantes, a profundidade 0,07 mm é adotada.

Para a calibração dos dosímetros de extremidade é utilizado um *rod phantom* em formato de cilindro feito de material PMMA, com um diâmetro de 19 mm e 300 mm de comprimento (ISO, 2006; DIETZI, 2001).

Na Tabela 5 é mostrado, em formato simplificado, a aplicação das radiações externas em relação à monitoração de área e individual (CNEN, 2014; IAEA, 2013).

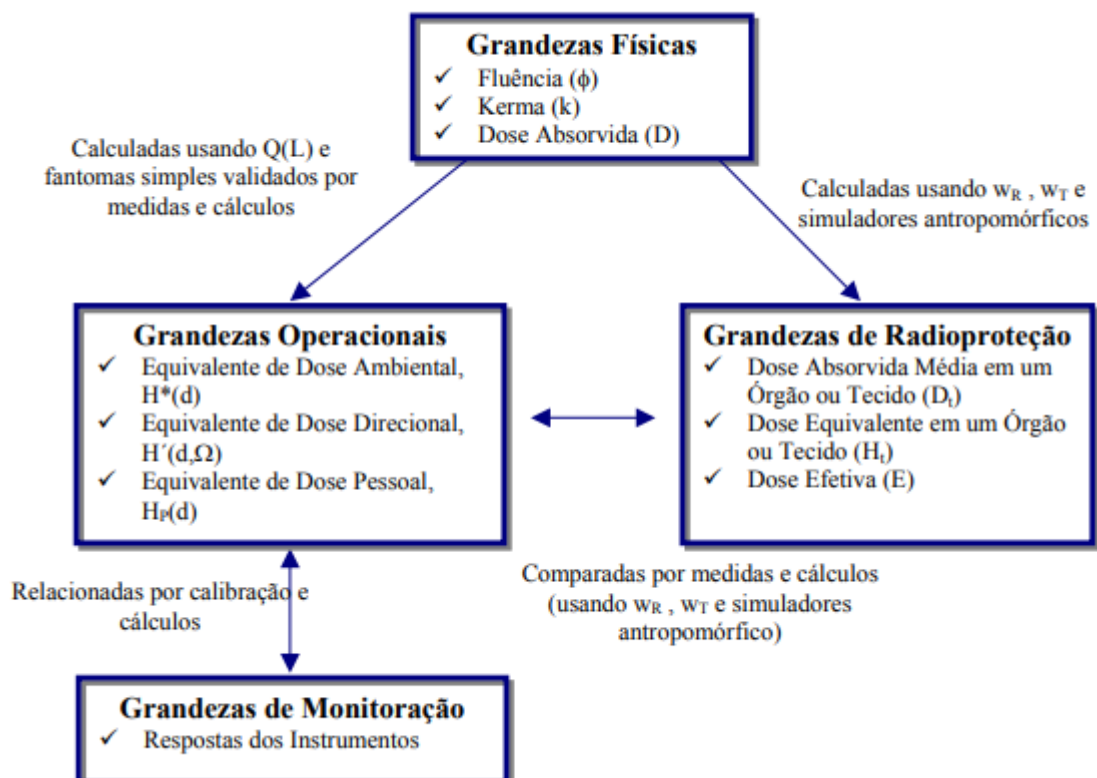
Tabela 5 - Grandezas operacionais

Radiação Externa		Monitoração de área	Monitoração individual	Finalidade
Fortemente penetrante		$H^*(10)$	$H_p(10)$	Monitorar a dose efetiva, E
Fracamente Penetrante	Pele	$H'(0,07)$	$H_p(0,07)$	Monitorar a dose equivalente na pele, H
	Cristalino	$H'(3)$	$H_p(3)$	Monitorar a dose equivalente no cristalino, H

Fonte: Adaptado de CNEN, 2014 e IAEA, 2013.

Resumidamente, as Grandezas Físicas, Operacionais e de Radioproteção podem ser organizadas segundo a Figura 5 (ICRP, 1977).

Figura 5 - Relação entre as grandezas



Fonte: Adaptado de CASTRO, 2005.

3.11 Exposição ocupacional

São estabelecidos três tipos de situações de exposição que ocorrem geralmente em dadas categorias da população, a ICRP definiu como categorias de exposição:

- I. Exposição ocupacional;
- II. Exposição de indivíduos do público;
- III. Exposição médica de pacientes.

No âmbito deste trabalho, a categoria de interesse é a exposição ocupacional.

A exposição ocupacional é o termo utilizado para se referir a toda exposição à radiação, independentemente de sua origem (artificial ou natural), onde os indivíduos ocupacionalmente expostos se encontram em situações em que sua exposição está diretamente relacionada com o trabalho (ICRP, 2007).

De acordo com a ICRP, a exposição ocupacional refere-se a toda exposição recebida pelos trabalhadores durante o período de atividade profissional, com exceção das exposições que:

- I. Sejam exposições médicas;
- II. Sejam provenientes de radiação local ou de fundo; e/ou
- III. Sejam exposições excluídas e exposições de atividades isentas que envolvam radiação ou fontes isentas.

Algumas atividades de rotina em que os trabalhadores estão em situação de exposição à radiação são:

- I. Atuação em diferentes estágios do ciclo do combustível;
- II. Atividades que envolvam manuseio de radionuclídeos, como por exemplo, a produção de radiofármacos; e
- III. Uso de fontes radioativas e equipamentos de raios X na medicina, pesquisa científica, agricultura e indústria.

A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), em sua resolução RDC N°611 de 09 de março de 2022, estabeleceu algumas recomendações para o controle das exposições ocupacionais durante os procedimentos médicos (ANVISA, 2022). Entre elas estão:

1. Estabelecer os requisitos sanitários para organização e funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista;

2. Regulamentar o controle das exposições médicas, ocupacionais e dos indivíduos do público decorrente do uso de tecnologias radiológicas, diagnósticas ou intervencionistas;
3. Definir os níveis de atenção primária, secundária e terciária;
4. Exigir a prevenção e aprimoramento constantes dos procedimentos radiológicos e em proteção radiológica;
5. Utilizar o dosímetro individual e equipamentos de proteção individual;
6. Todo indivíduo ocupacionalmente exposto deve usar dosímetro individual durante sua jornada de trabalho e enquanto permanecer em área controlada;
7. O dosímetro deve ser utilizado estritamente como estabelecido nas instruções de uso do fabricante e no Programa de Proteção Radiológica;
8. O dosímetro deve ser trocado mensalmente; e
9. Cada dosímetro deve ser utilizado por um único usuário, exclusivamente no serviço de saúde ou setor para qual foi adquirido.

Em situações rotineiras, é inevitável que o IOE receba certa quantidade de dose, minimamente que seja, portanto, é obrigatório a utilização do dosímetro.

3.12 Limites de dose

Os limites de dose propostos pela ICRP são aplicados apenas em situações de exposição planejada, portanto, exclui-se a exposição médica de pacientes. Em sua Publicação 60 (ICRP, 1990), foram estabelecidos limites de dose para exposições ocupacionais e para indivíduos do público, que se mantêm inalteradas na Publicação 103 (ICRP, 2007) que continuam a providenciar níveis apropriados de proteção. Os limites de dose recomendados pela ICRP são referentes a valores anuais e são mostrados na Tabela 6.

Tabela 6 - Limites de dose anual recomendados pela ICRP

Limites de Dose Anuais			
Grandeza	Órgão	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto (IOE)	Indivíduo do Público (IP)
Dose Efetiva	Corpo Inteiro	20 mSv/ano	1 mSv/ano
Dose Equivalente	Cristalino	20 mSv/ano	15 mSv/ano
	Pele	500 mSv/ano	50 mSv/ano
	Extremidade	500 mSv/ano	--

Fonte: Adaptado de CNEN-NN-3.01

A exposição de extremidade do corpo humano não pode ultrapassar a dose de 500 mSv/ano.

No Brasil, a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), estabelece diretrizes de proteção radiológica em todo território nacional, conforme a NN-3.01 “Diretrizes básicas de proteção radiológica”.

A NN-3.01 estabelece algumas recomendações para restrição de dose, níveis de registro e investigação e, também, é responsável por classificar as áreas em controladas (os níveis de radiação são superiores a 3 mSv/mês), supervisionadas (os níveis de radiação estão entre 1 mSv/mês e 3 mSv/mês) e livres (a radiação não ultrapassa 1 mSv/mês) (AZEVEDO, 2005). Na Tabela 7 é mostrado, em formato simplificado, as informações de níveis de registro, investigação e intervenção que são apresentadas na NN-3.01.

Tabela 7 - Níveis de registro, investigação e intervenção propostos na CNEN-NN-3.01

Nível	Área de aplicação	Grandeza limitante	Valor
Registro	Monitoração Individual de IOE	Dose Efetiva	0,20 mSv
Investigação	Monitoração Individual de IOE	Dose Efetiva	6 mSv/ano ou 1 mSv em qualquer mês
	Pele, mãos e pés	Dose Equivalente	150 mSv/ano ou 20 mSv em qualquer mês
	Cristalino	Dose Equivalente	50 mSv/ano ou 6 mSv em qualquer mês
Intervenção	Equipe de Emergência	Dose Efetiva	< 100 mSv

Fonte: Adaptado de CNEN-NN-3.01

4 MATERIAIS E MÉTODOS

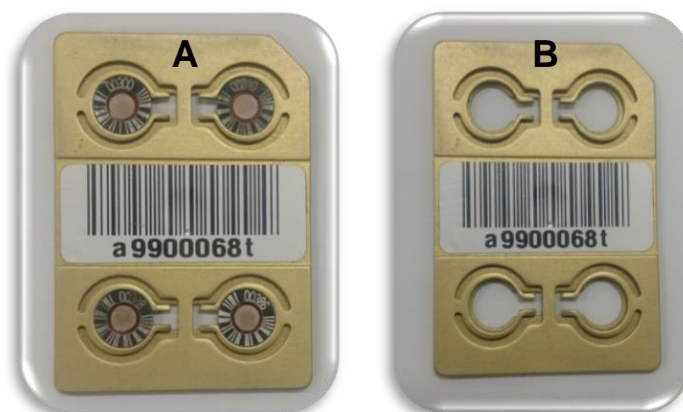
Nesta seção são apresentadas todas as características, definições e informações relevantes dos materiais, métodos e equipamentos utilizados para caracterização e calibração dosímetros das amostras de LiF:Mg,Ti, utilizando o *rod phantom* que foram empregados neste trabalho.

As equações utilizadas nesta sessão são recomendadas pela apostila do CASEC, para dosimetria de corpo inteiro, porém, neste trabalho, adaptadas para dosimetria de extremidade.

4.1 LiF:Mg,Ti

Os dosímetros de LiF:Mg,Ti foram utilizados em cartões dosimétricos do SEGMR-IPEN com capacidade para até 4 detectores (Figura 6) para a avaliação da dose e acoplados nos porta-dosímetros (Figura 7) para as situações de exposição à radiação. A Figura 8 mostra os porta-dosímetros sem os detectores de LiF:Mg,Ti.

Figura 6 - Cartão dosimétrico utilizado para avaliação da dose TL com 4 detectores de LiF:Mg,Ti (A), cartão dosimétrico sem os detectores (B)



Fonte: autor

Figura 7 - Porta-dosímetro para utilização em campo



Fonte: autor

Figura 8 – Porta-dosímetro sem os detectores de LiF:Mg,Ti



Fonte: Autor

Os detectores possuem um código de barras e uma numeração de identificação em sua borda, conforme mostra a Figura 9. Na Figura 10 são mostrados os detectores de LiF:Mg,Ti individuais.

Figura 9 - Detectores de LiF:Mg,Ti com suas respectivas identificações



Fonte: autor

Figura 10 - Detectores de LiF:Mg,Ti individuais



Fonte: Autor

4.2 Leitora termoluminescente

As medições termicamente estimuladas foram realizadas utilizando um sistema leitor Harshaw modelo 4500 com um computador pessoal para a aquisição de dados. Antes de iniciar a leitura é feito um pré-aquecimento de 170°C durante 20 s, as medições foram realizadas com uma temperatura máxima de 300°C durante 23 s, com uma taxa de aquecimento de 15°C/s.

A temperatura máxima do tratamento térmico foi de 300°C durante 15 s. O tratamento térmico foi realizado na leitora Harshaw modelo 4500 conforme as recomendações do fabricante (HARSHAW, 1988). O resfriamento do equipamento foi realizado por um fluxo constante de N₂. A avaliação das amostras foi feita em uma temperatura ambiente entre 22°C e 25°C, utilizando um umidificador em situações específicas.

Na Figura 11 é mostrado a leitora TL utilizada neste trabalho.

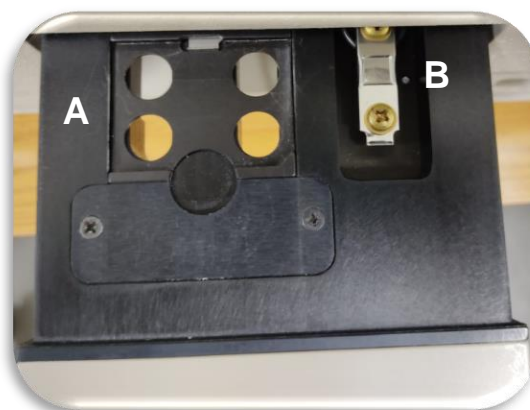
Figura 11 - Leitora termoluminescente da marca Harshaw modelo 4500



Fonte: autor

A leitora TL Harshaw modelo 4500 possui compartimentos para leitura de cartões em seu lado direito e outros materiais como vidro, por exemplo, em seu lado esquerdo, mostrados na Figura 12. Na Figura 13 é mostrado o compartimento de cartão dosimétrico preenchido.

Figura 12 - Compartimento da leitora TL Harshaw 4500 para leitura do cartão dosimétrico (A) e outros materiais (B)



Fonte: autor

Figura 13 - Compartimento da leitora TL Harshaw 4500 com espaço para o cartão dosimétrico preenchido



Fonte: autor

4.3 Rod phantom

Neste trabalho, as irradiações foram realizadas na grandeza $H_p(0,07)$ empregando um *rod phantom* (Figura 14). O *rod phantom* utilizado neste trabalho pertence ao LCI-IPEN (Laboratório de Calibração de Instrumentos), e tem um formato de cilindro confeccionado em material PMMA (polimetilmetacrilato, popularmente conhecido como acrílico), com dimensões de 19 mm de diâmetro e 300 mm de comprimento.

Figura 14: *Rod phantom* do LCI-IPEN



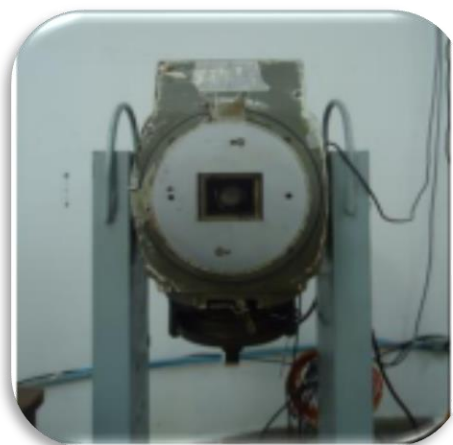
Fonte: autor

4.4 Sistema Irradiador *Caesa-gammatron*

Para os testes que exigem a radiação gama foi utilizado um sistema irradiador Caesa-gammatron com uma fonte de radiação gama de Césio-137, com atividade de 17.862,3 GBq em 19/06/2010 (IREMAR, 2012) (Figura 15), no período de realização deste trabalho, a fonte apresentou uma atividade de aproximadamente 13.847,08 GBq.

O equipamento foi utilizado nos ensaios de homogeneidade do lote, reprodutibilidade, linearidade, limite inferior de detecção e dependência energética. As irradiações foram realizadas em temperatura ambiente, utilizando 1 filtro.

Figura 15 - Sistema irradiador Caesa-gammatron



Fonte: Iremar, 2012

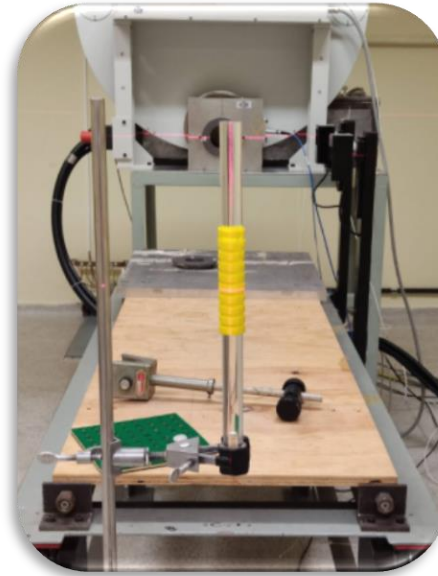
4.5 Sistema Irradiador *Pantak/Seifert*

Para os testes utilizando radiação X foi utilizado um irradiador Pantak/Seifert modelo Isovolt 60 HS na faixa do radiodiagnóstico (50 kV – 150 kV) com as qualidades N-60, N-80, N-100 e N-150 (Figura 16). Na Tabela 8 são apresentados os parâmetros e qualidades de radioproteção utilizados neste trabalho.

O equipamento foi utilizado nos ensaios de dependência energética e dependência angular. As irradiações foram realizadas em temperatura ambiente, utilizando os filtros necessários para cada finalidade.

Os dosímetros foram posicionados conforme a avaliação do tamanho do campo, de modo que, não apresente influencia devido a variação do tamanho do campo.

Figura 16 - Sistema irradiador Pantak/Seifert modelo Isovolt 60 HS



Fonte: autor

Tabela 8 - Qualidades de radioproteção implantadas no sistema Pantak/Seifert

Qualidade	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Filtração (mmAl)	Distância (cm)	Taxa de kerma no ar (mGy/min)
N-60	60	20	0,6Cu +4,0Al	250	0,3367
N-80	80	20	2,0Cu +4,0Al	250	0,1781
N-100	100	20	5,0Cu + 4,0Al	250	0,8221
N-150	150	20	2,5Sn + 4,0Al	250	0,7046

Fonte: Elaborado pelo Dr. Daniel Villani

4.6 Homogeneidade do lote

Para o ensaio de homogeneidade do lote, foi utilizado um grupo com 23 TLDs, irradiados em uma fonte de Cs-137 na grandeza $H_p(0,07)$ com o valor verdadeiro convencional de 2 mSv com uma distância objeto-fonte de 1 m, a

avaliação da dose foi feita 60 minutos após as irradiações na leitora TL Harshaw 4500.

O valor avaliado A para cada dosímetro foi determinado e foram identificados os detectores que apresentaram o maior e menor valor, a fim de verificar o desempenho do sistema, conforme a Equação 4.

$$\frac{A_{max}-A_{min}}{A_{min}} \leq 0,3 \quad \text{Equação 4}$$

4.7 Reprodutibilidade

Para o ensaio de reprodutibilidade foram utilizados 10 dosímetros irradiados com um valor verdadeiro convencional de 10 mSv na grandeza $H_p(0,07)$ com uma distância objeto-fonte de 1 m. A avaliação da dose foi realizada 60 min após as irradiações, utilizando a leitora TL Harshaw 4500. O procedimento foi repetido 10 vezes para avaliação da reprodutibilidade de uma mesma dose e 10 vezes para avaliação da reprodutibilidade de um mesmo TLD.

Primeiro, foram realizados os ensaios da reprodutibilidade da resposta TL para uma mesma dose de radiação, onde \bar{A}_i é a média de todas as 10 doses avaliadas, s_i é o desvio padrão das 10 doses avaliadas, i refere-se a cada irradiação ao grupo, t_n é o número de amostras em um nível de confiança de 95% e l_i é o intervalo de confiança de s_i , onde os resultados devem estar dentro dos limites estabelecidos, conforme a Equação 5.

$$\bar{A}_i = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n A_{ij} \quad \frac{s_i + l_i}{\sum_{i=1}^{10} \frac{\bar{A}_i}{10}} \leq 0,075 \quad \text{Equação 5}$$

Em seguida foi executado o ensaio de reprodutibilidade da resposta TL dos dosímetros, onde \bar{A}_j é a média do grupo em cada irradiação, s_j é o desvio padrão das series de irradiação, onde j refere-se a cada irradiação ao grupo, t_n é o número de amostras em um nível de confiança de 95% e l_j é o intervalo de confiança de s_j , onde os resultados devem estar dentro dos limites estabelecidos, conforme a Equação 6.

$$\bar{A}_j = \frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} A_{ij} \quad \frac{s_j + l_j}{\bar{A}_j} \leq 0,075 \quad \text{Equação 6}$$

4.8 Linearidade

Para o ensaio de linearidade da resposta TL em função da dose, foram utilizados 10 dosímetros, irradiados e avaliados. As irradiações foram realizadas na grandeza $H_p(0,07)$ com uma distância objeto-fonte de 1 m. A avaliação da dose foi realizada 60 min após as irradiações.

Os dosímetros foram separados em 5 grupos que receberam doses de 0,2; 1; 10; 100 mSv e 1 Sv. A variação da resposta relativa em função da dose de cada grupo não deve exceder os limites apresentados na Equação 7. Na equação abaixo, \bar{A}_i é a média de cada um dos 5 grupos, C_i é o valor verdadeiro convencional das doses avaliadas, s_i é o intervalo de confiança para cada irradiação e I_i é o intervalo de confiança de s_i , onde os resultados devem estar dentro dos limites estabelecidos.

$$0,90 \geq \frac{\bar{A}_i + I_i}{C_i} \leq 1,10 \quad \text{Equação 7}$$

4.9 Limite inferior de detecção

No ensaio para verificar o limite inferior de detecção do dosímetro, foi selecionado um grupo com 20 dosímetros, irradiado com um valor verdadeiro convencional de 0,20 mSv na grandeza $H_p(0,07)$. Após a irradiação foi realizado um tratamento térmico de reutilização e imediatamente ao fim do tratamento térmico foi realizada a avaliação da dose. O resultado do limite inferior de detecção deve ser inferior ao apresentado na Equação 8, onde \bar{A} é a média dos valores avaliados, t_n são os números de amostras em um nível de confiança de 95% e $s_{\bar{A}}$ é o desvio padrão da média para todos os 23 dosímetros.

$$t_n \cdot s_{\bar{A}} \leq 0,20 \text{ mSv} \quad \text{Equação 8}$$

4.10 Dependência energética

Para o ensaio de dependência energética, foram selecionados 10 TLDs, os dosímetros foram irradiados em diferentes qualidades de energias em raios X (48, 65, 83 e 118 kV) e uma fonte de radiação gama a fim de ser utilizada como parâmetro, as irradiações foram realizadas em $H_p(0,07)$. Os dosímetros foram irradiados em uma distância foco-objeto de 2,5 m para as irradiações utilizando o

equipamento de raios X e 1 m nas irradiações utilizando a fonte gama. A avaliação dos dosímetros foi realizada 60 min após as irradiações. As irradiações foram realizadas em temperatura ambiente, utilizando uma dose de 10 mGy, sendo realizadas 5 repetições em cada energia utilizada. A variação da resposta TL em função da energia da radiação incidente e da dose de cada grupo não deve exceder os limites apresentados na Equação 9, onde A é o valor avaliado para cada dosímetro, \bar{A}_i é a média dos valores avaliados, C é o valor verdadeiro convencional, s_i é o desvio padrão das amostras e l_i é o intervalo de confiança de s_i .

$$0,7 \geq \frac{\bar{A}_i}{\bar{A}_5} \pm I_i \leq 1,3 \quad \text{Equação 9}$$

- Grupo 1: irradiação em 48 kV;
- Grupo 2: irradiação em 65 kV;
- Grupo 3: irradiação em 83 kV;
- Grupo 4: irradiação em 118 kV;
- Grupo 5: irradiação em Césio-137.

4.11 Dependência angular

Para o ensaio de dependência angular, foram selecionados 10 TLDs, os dosímetros foram irradiados em diferentes ângulos (0°, 20°, 40° e 60°) com a rotação em sentido horário, as irradiações foram realizadas utilizando um irradiador de raios X aplicando doses de 10 mSv na grandeza $H_p(0,07)$. Os dosímetros foram irradiados em temperatura ambiente com uma distância foco-objeto de 2,5 m. A avaliação dos dosímetros foi realizada 60 min após as irradiações, sendo o processo repetido 5 vezes. A variação da resposta TL em função do ângulo de incidência da radiação de cada grupo não deve exceder os limites apresentados na Equação 10, onde C é o valor verdadeiro convencional, A é o valor avaliado para cada dosímetro, \bar{A}_i é a média dos valores avaliados, s_i é o desvio padrão das amostras e l_i é o intervalo de confiança de s_i .

$$0,85 \geq \frac{\sum_{i=1}^4 \bar{A}_i}{4\bar{A}_1} \mp I_i \leq 1,15 \quad \text{Equação 10}$$

Grupo 1: incidência normal (zero grau);

Grupo 2: 20° em relação à normal;

Grupo 3: 40° em relação à normal;

Grupo 4: 60° em relação à normal.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Inicialmente, os testes começaram com um lote de 43 dosímetros, número que foi reduzido para 23 após o ensaio de homogeneidade. Todos os testes foram realizados utilizando as amostras dentro deste grupo selecionado de 23 detectores.

5.1 Ensaio de homogeneidade de lote

A Tabela 9 apresenta os valores obtidos no ensaio de homogeneidade do lote, em mSv. Na Tabela 10 os resultados do ensaio de homogeneidade do lote são aplicados na equação de referência, onde A_{max} é o maior valor obtido e A_{min} é o menor valor obtido.

Tabela 9 - Valores em mSv obtidos no ensaio de homogeneidade da resposta TL do lote

1,908	1,922	1,903	1,927	1,973	1,991	1,913	
1,906	1,865	1,895	2,077	2,105	1,848	2,032	
1,825	2,098	1,864	1,868	1,935	2,008	1,712	
1,971	1,893						

Figura 17: Homogeneidade do lote

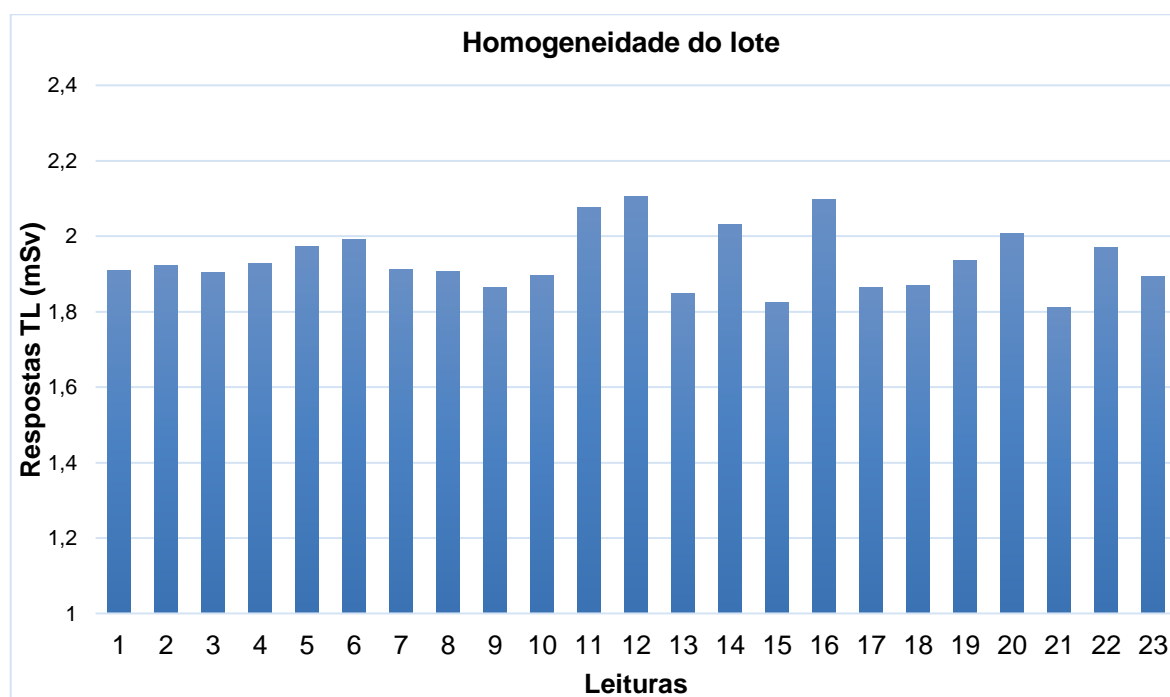


Tabela 10 - Resultados do ensaio de homogeneidade da resposta TL do lote de dosímetros

Requisitos	Resultado do ensaio de desempenho
A_{max}	2,105
A_{min}	1,712
Critério	$\frac{A_{max} - A_{min}}{A_{min}} \leq 0,3$
$\frac{2,105 - 1,712}{1,712} = 0,2$	
Condição	Aceito

O resultado obtido garante um bom nível de homogeneidade na resposta do sistema dosimétrico de extremidade.

5.2 Ensaio de reprodutibilidade

A Tabela 11 apresenta os valores obtidos no ensaio de reprodutibilidade para os dosímetros. A Tabela 12 apresenta os resultados do ensaio de reprodutibilidade da resposta TL dos dosímetros. Aplicando a equação de referência, onde \bar{A}_j é a média do grupo em cada irradiação, s_j é o desvio padrão das séries de irradiações, onde j se refere a cada irradiação ao grupo, t_n é o número de amostras em um nível de confiança de 95% e l_j é o intervalo de confiança de s_j .

Tabela 11 - Valores obtidos no ensaio de reprodutibilidade da resposta TL dos dosímetros

Reprodutibilidade da resposta TL dos dosímetros – 10 mSv										
	TLD 1 mSv	TLD 2 mSv	TLD 3 mSv	TLD 4 mSv	TLD 5 mSv	TLD 6 mSv	TLD 7 mSv	TLD 8 mSv	TLD 9 mSv	TLD10 mSv
01	9,83	10,05	10,09	10,09	9,88	9,91	9,96	9,73	9,62	9,83
02	9,72	10,78	10,53	10,70	10,18	10,39	10,03	10,62	10,21	9,72
03	9,59	9,38	9,34	9,56	9,41	9,48	9,56	9,41	9,38	9,59
04	9,91	10,15	9,93	10,17	10,63	10,19	10,08	10,07	9,75	9,91
05	10,58	10,10	10,15	10,05	9,71	10,16	10,32	10,49	10,36	10,58
06	9,72	10,78	10,91	10,27	9,49	10,73	10,61	10,90	10,32	9,72
07	10,21	10,18	9,69	9,75	9,93	9,84	10,06	9,99	9,83	10,21
08	10,12	10,63	9,98	9,92	9,99	10,05	9,92	9,96	10,01	10,12
09	9,77	9,66	9,96	9,25	9,03	9,19	9,04	9,94	9,70	9,77
10	9,83	10,31	9,77	10,28	10,21	10,36	10,13	10,37	10,20	9,83

Figura 18: Reprodutibilidade da resposta TL dos dosímetros

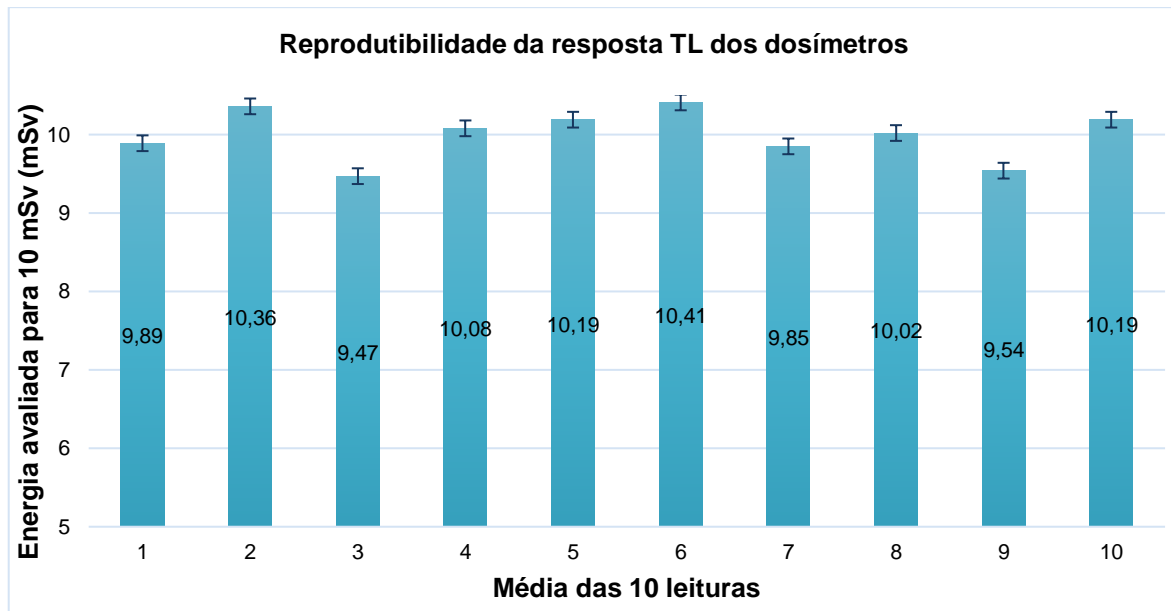


Tabela 12 - Resultados do ensaio de reprodutibilidade da resposta TL dos dosímetros de anel

Dosímetro N°	\bar{A}_j mSv	s_j	l_j	Critério	$\frac{s_j + l_j}{\bar{A}_j}$	Condição
01	9,89	0,16	0,08	$\frac{s_j + l_j}{\bar{A}_j} \leq 0,075$	0,025	Bom
02	10,36	0,33	0,17		0,049	Bom
03	9,47	0,09	0,05		0,015	Bom
04	10,08	0,24	0,13		0,036	Bom
05	10,19	0,25	0,14		0,038	Bom
06	10,41	0,49	0,26		0,071	Bom
07	9,85	0,34	0,18		0,053	Bom
08	10,02	0,24	0,13		0,037	Bom
09	9,54	0,38	0,20		0,061	Bom
10	10,19	0,22	0,12		0,034	Bom

A Tabela 13 apresenta os valores obtidos no ensaio de reprodutibilidade para as irradiações. A Tabela 14 apresenta os resultados do ensaio de reprodutibilidade da resposta TL para uma mesma dose de radiação, utilizando a equação de referência, onde \bar{A}_i é a média de todas as 10 doses avaliadas, s_i é o desvio padrão das 10 doses avaliadas, onde i se refere a cada irradiação ao grupo, t_n é o número de amostras em um nível de confiança de 95% e l_i é o intervalo de confiança de s_i .

Tabela 13 - Valores obtidos em mSv para a reprodutibilidade da resposta TL para uma mesma dose

Reprodutibilidade da resposta TL para uma mesma dose – 10 mSv										
TLD	Resultado de cada irradiação									
	01	02	03	04	05	06	07	08	09	10
01	9,83	9,72	9,59	9,91	10,58	9,72	10,21	10,12	9,77	9,83
02	10,05	10,78	9,38	10,15	10,10	10,78	10,18	10,63	9,66	10,31
03	10,09	10,53	9,34	9,93	10,15	10,91	9,69	9,98	9,96	9,77
04	10,09	10,70	9,56	10,17	10,05	10,27	9,75	9,92	9,25	10,28
05	9,88	10,18	9,41	10,63	9,71	9,49	9,93	9,99	9,03	10,21
06	9,91	10,39	9,48	10,19	10,16	10,73	9,84	10,05	9,19	10,36
07	9,96	10,03	9,56	10,08	10,32	10,61	10,06	9,92	9,04	10,13
08	9,73	10,62	9,41	10,07	10,49	10,9	9,99	9,96	9,94	10,37
09	9,62	10,21	9,38	9,75	10,36	10,32	9,83	10,01	9,70	10,20
10	9,77	10,46	9,54	9,93	10,01	10,41	9,01	9,67	9,90	10,43

Figura 19: Reprodutibilidade da resposta TL para uma mesma dose

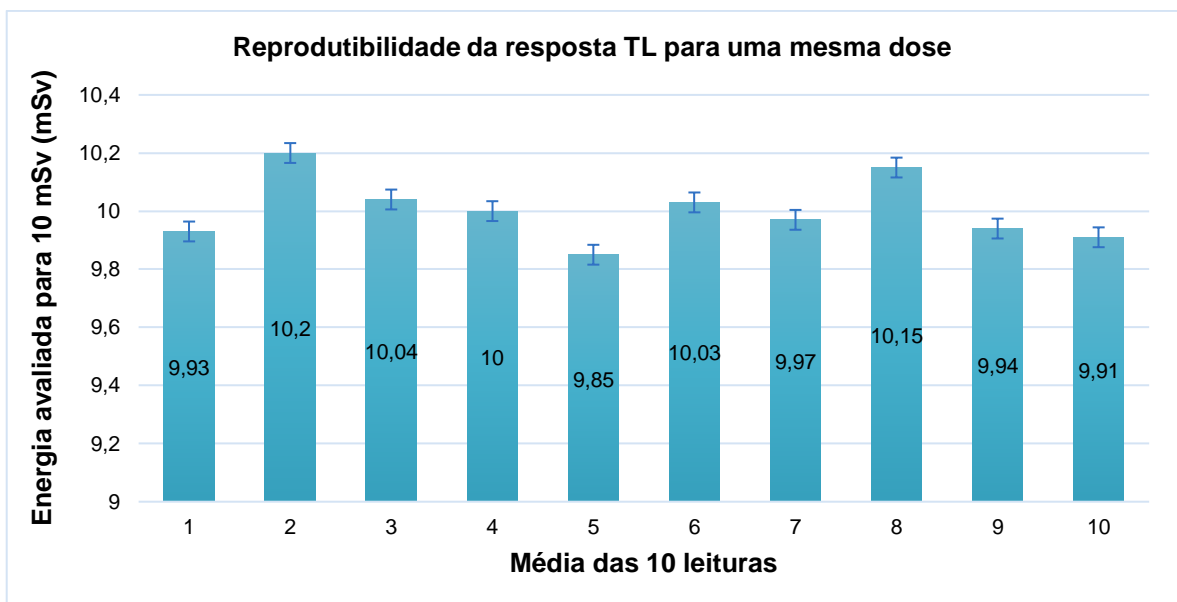


Tabela 14 - Resultados do ensaio de reprodutibilidade da resposta TL das irradiações

Irradiação	\bar{A}_i mSv	s_i	l_i	$\frac{\bar{A}_i}{10}$	$\sum_{i=1}^{10} \frac{\bar{A}_i}{10}$	Critério	$\frac{s_i + l_i}{\sum_{i=1}^{10} \frac{\bar{A}_i}{10}}$
01	9,93	0,30	0,16	0,99	10,00	$\frac{s_i + l_i}{\sum_{i=1}^{10} \frac{\bar{A}_i}{10}} \leq 0,075$	0,045
02	10,20	0,46	0,24	1,02	10,00		0,070
03	10,04	0,44	0,23	1,00	10,00		0,067
04	10,00	0,41	0,22	1,00	10,00		0,063
05	9,85	0,46	0,24	0,98	10,00		0,070
06	10,03	0,45	0,24	1,00	10,00		0,069
07	9,97	0,42	0,23	1,00	10,00		0,065
08	10,15	0,45	0,24	1,01	10,00		0,068
09	9,94	0,33	0,18	0,99	10,00		0,051
10	9,91	0,45	0,24	0,99	10,00		0,070

Os resultados apresentam boa reprodutibilidade das irradiações e do sistema dosimétrico avaliado, atendendo os requisitos.

5.3 Ensaio de linearidade da resposta

Na Tabela 15 são mostrados os valores obtidos das irradiações com diferentes doses. A Tabela 16 apresenta os resultados do ensaio de linearidade da resposta TL em função da dose utilizando a equação de referência, onde \bar{A}_i é o valor avaliado médio, C_i é o valor verdadeiro convencional de cada irradiação e l_i é o intervalo de confiança do desvio padrão para cada irradiação. A Figura 17 mostra a linearidade em relação aos valores obtidos

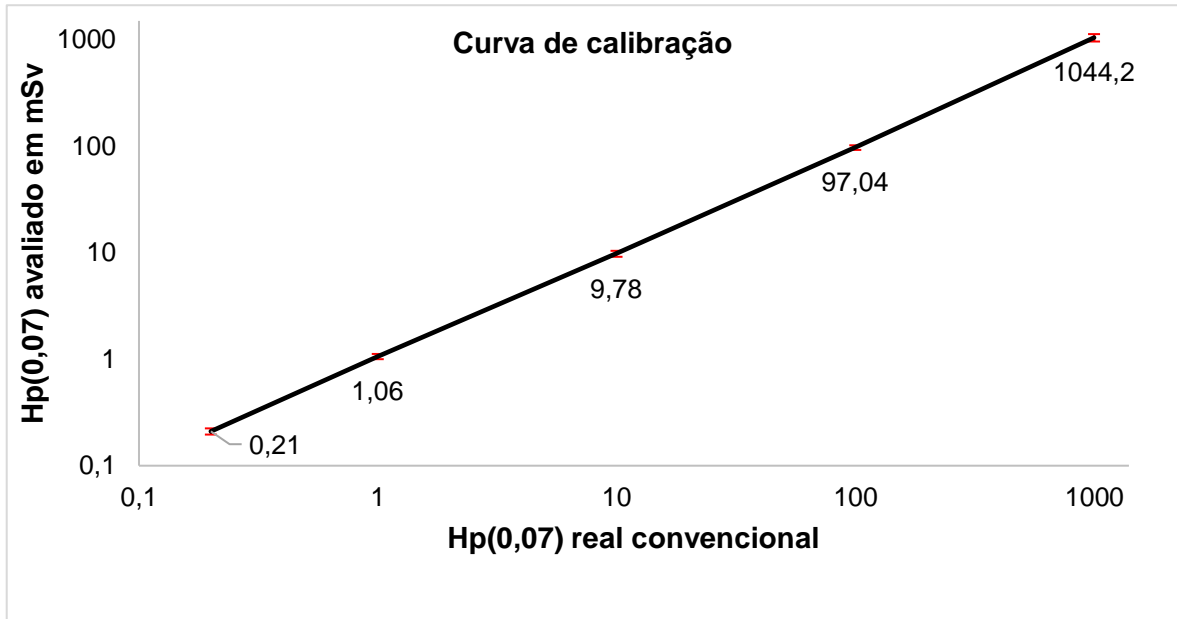
Tabela 15 - Respostas TL das irradiações com diferentes doses

Dose	Respostas das leituras em mSv				
0,2 mSv	0,21	0,23	0,23	0,19	0,22
	0,21	0,20	0,20	0,20	0,20
1 mSv	1,12	1,10	1,11	1,01	1,12
	1,10	1,07	0,99	0,97	0,97
10 mSv	10,11	10,59	9,27	10,09	10,13
	10,46	9,42	9,52	8,47	9,78
100 mSv	99,26	102,6	92,86	98,58	98,21
	102,3	96,08	95,46	86,02	98,98
1 Sv	1063	1156	1101	1008	1010
	1162	1010	1015	879,5	1048

Tabela 16 - Resultados do ensaio de linearidade da resposta TL em função da dose

	Grupo 0,2 mSv	Grupo 1 mSv	Grupo 10 mSv	Grupo 100 mSv	Grupo 1 Sv
\bar{A}_i mSv	0,2	1,06	9,78	97,04	1044,2
I_i	0,01	0,05	0,45	3,48	59,59
C_i	0,2	1	10	100	1000
Critério	$0,90 \geq \frac{\bar{A}_i + I_i}{C_i} \leq 1,10$				
$\frac{\bar{A}_i + I_i}{C_i}$	1,09	1,10	1,02	1,01	1,10
Condição	Bom	Bom	Bom	Bom	Bom

Figura 20: Linearidade da resposta em função da dose recebida



Os resultados do ensaio de linearidade indicam que a resposta TL tem comportamento linear no intervalo de dose estudado.

5.4 Ensaio do limite inferior de detecção

Na Tabela 17 são apresentados os valores obtidos no ensaio. A Tabela 18 apresenta o resultado do ensaio de limite inferior de detecção dos dosímetros avaliados utilizando a equação de referência, onde \bar{A} é a média dos valores avaliados, t_n é o valor de t de *Student* para $n-1$ e $s_{\bar{A}}$ é o desvio padrão da média para todos os 23 dosímetros.

Tabela 17 - Valores obtidos no ensaio do LID

Valores do LID em mSv									
0,09	0,12	0,11	0,11	0,08	0,09	0,07	0,06	0,08	0,11
0,08	0,07	0,06	0,13	0,11	0,09	0,07	0,11	0,10	0,07
0,09	0,11	0,08							

Figura 21: Limite inferior de detecção

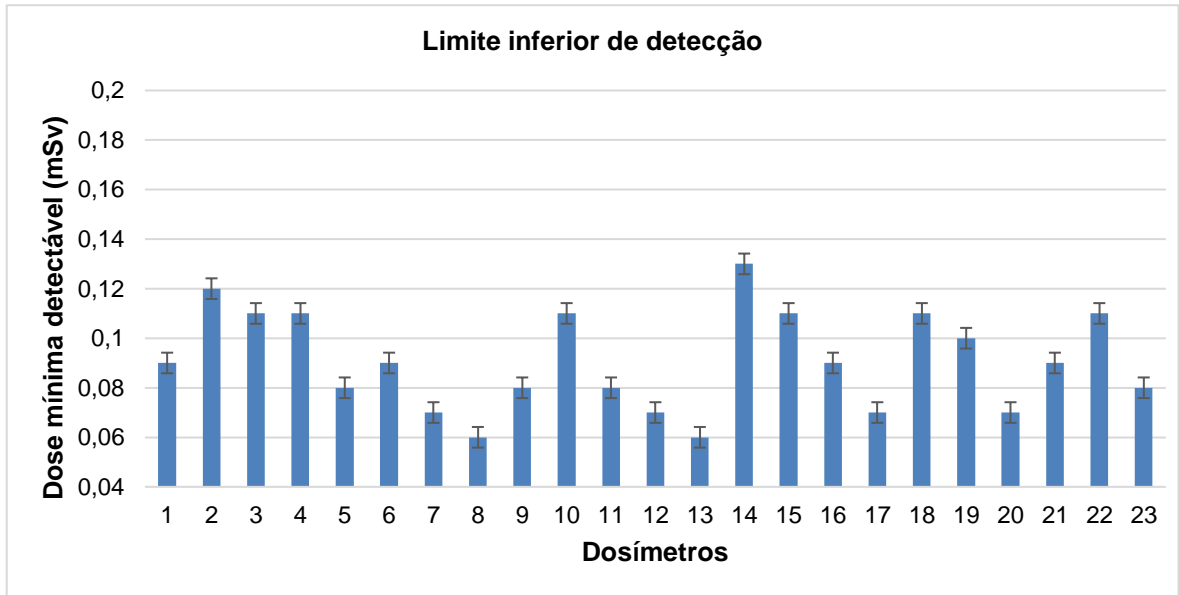


Tabela 18 - Resultado do ensaio de limite inferior de detecção

\bar{A}	0,09
t_n	2,09
$s_{\bar{A}}$	0,019
Critério	$t_n \cdot s_{\bar{A}} \leq 0,20 \text{ mSv}$
$t_n \cdot s_{\bar{A}} \leq 0,20 \text{ mSv}$	$2,09 \cdot 0,019 = 0,039$

O limite inferior de detecção obtido é melhor que o limite máximo permitido.

5.5 Ensaio de dependência energética

As Tabelas 19, 20, 21, 22 e 23 apresentam os valores da resposta TL dados em mSv, obtidos no ensaio de dependência energética para as energias de 60 kV, 80 kV, 100 kV, 150 kV e Cs-137, respectivamente. A Tabela 24 apresenta os resultados do ensaio de dependência energética da resposta TL utilizando a equação de referência, onde \bar{A}_i é a média dos valores avaliados e I_i é o intervalo de confiança do desvio padrão.

Tabela 19 - Valores obtidos no ensaio de dependência energética para a energia de raios X de 60 kV

Grupo 1 – 60 kV – Dose 10 mSv									
01	02	03	04	05	06	07	08	09	10
8,83	8,62	8,65	9,29	9,07	8,67	8,75	10,89	11,10	10,69
10,60	9,38	9,23	9,43	8,48	8,13	8,82	11,00	10,98	10,84
9,71	9,94	10,42	9,36	9,69	9,87	9,96	8,91	9,47	9,11
9,15	10,25	10,54	10,02	9,45	9,60	9,32	8,86	9,36	9,08
9,02	10,11	9,80	10,04	9,39	10,00	9,50	8,93	9,09	9,35
\bar{A}_i mSv			s_i			l_i			
9,58			0,265			0,19			

Tabela 20 - Valores obtidos no ensaio de dependência energética para a energia de raios X de 80 kV

Grupo 2 – 80 kV – Dose 10 mSv									
01	02	03	04	05	06	07	08	09	10
9,47	10,38	11,48	10,48	11,00	10,48	10,48	9,60	10,04	9,84
10,00	11,45	10,57	10,51	10,13	9,86	10,42	9,78	9,78	9,59
9,59	9,78	10,53	9,91	10,13	9,63	10,51	10,42	10,14	9,07
9,96	10,69	10,35	10,48	10,87	10,36	9,88	10,79	10,08	9,32
9,33	10,55	10,36	9,96	9,87	10,08	10,16	10,75	10,04	9,42
\bar{A}_i mSv			s_i			l_i			
10,17			0,378			0,27			

Tabela 21 - Valores obtidos no ensaio de dependência energética para a energia de raios X de 100 kV

Grupo 3 – 100 kV – Dose 10 mSv									
01	02	03	04	05	06	07	08	09	10
10,45	11,46	11,37	10,2	10,56	11,10	11,01	9,05	10,31	10,82
10,31	11,05	11,33	10,3	10,51	11,46	10,69	11,19	10,50	9,78
10,34	10,75	10,63	10,5	10,89	10,29	10,12	11,15	9,90	9,83
10,36	11,09	11,11	10,4	10,65	10,95	10,61	10,46	10,24	10,15
10,33	9,64	11,12	10,35	10,78	10,61	10,79	11,46	10,00	9,33
\bar{A}_i mSv			s_i			l_i			
10,57			0,341			0,24			

Tabela 22 - Valores obtidos no ensaio de dependência energética para a energia de raios X de 150 kV

Grupo 4 – 150 kV – Dose 10 mSv									
01	02	03	04	05	06	07	08	09	10
11,01	11,51	11,27	11,32	11,01	10,81	10,79	10,77	10,44	10,62
10,31	10,94	11,41	11,09	11,18	10,28	10,49	10,55	10,48	10,62
10,65	11,5	11,33	11,34	10,61	10,66	11,11	10,58	10,43	10,4
10,39	10,87	11,5	11,03	10,69	11,06	10,88	10,65	10,47	10,41
10,46	10,91	11,23	11,55	11,08	10,39	10,98	10,47	10,56	10,66
\bar{A}_i mSv			s_i			l_i			
10,83			0,322			0,23			

Tabela 23 - Valores obtidos no ensaio de dependência energética para a energia do Cs-137

Grupo 5 – Cs-137 – Dose 10 mSv									
01	02	03	04	05	06	07	08	09	10
9,91	11,04	11,17	10,23	10,89	9,58	11,10	10,46	9,76	9,74
9,96	10,32	11,01	10,29	9,94	9,60	9,83	9,97	9,74	9,69
9,82	10,12	10,49	10,93	9,67	9,68	9,99	9,74	9,91	9,61
9,91	10,49	10,93	10,48	10,24	9,62	10,59	10,06	9,84	9,68
9,90	10,84	10,89	10,56	10,17	9,67	10,31	9,91	9,80	9,69
\bar{A}_i mSv			s_i			l_i			
10,16			0,419			0,30			

Figura 22: Dependência energética

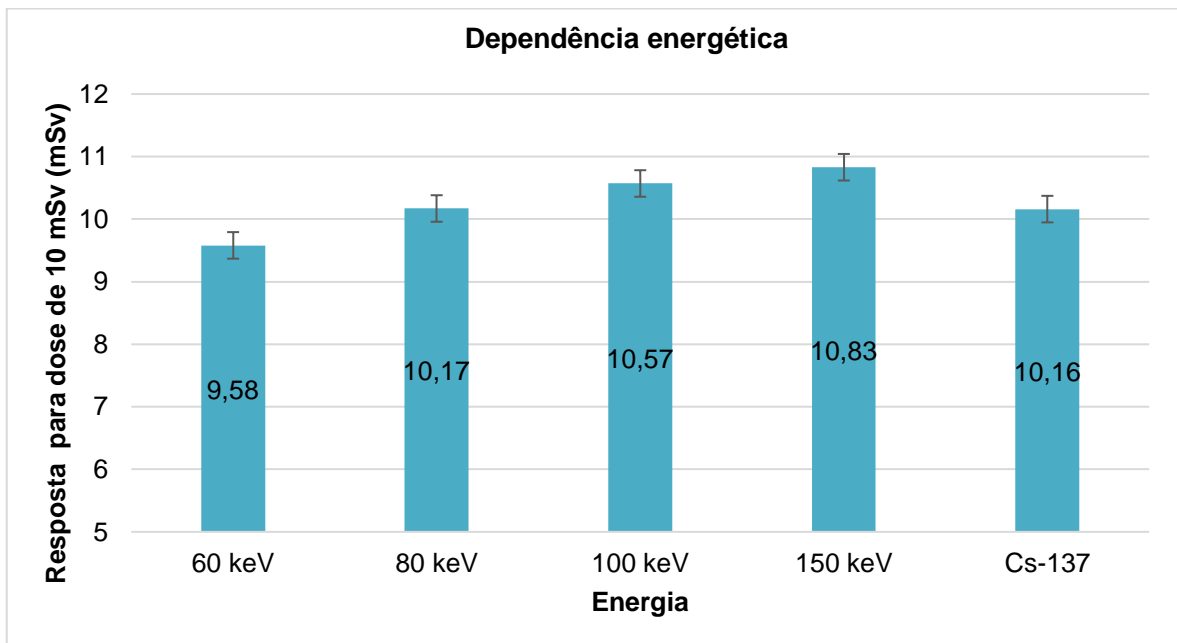


Tabela 24 - Resultados do ensaio de dependência energética da resposta TL aplicando a equação de referência

	Grupo 01	Grupo 02	Grupo 03	Grupo 04	Grupo 05
\bar{A}_i mSv	9,58	10,17	10,57	10,83	10,16
I_i	0,19	0,27	0,24	0,23	0,30
C	10	10	10	10	10
Critério	$0,7 \geq \frac{\bar{A}_i}{\bar{A}_5} \pm I_i \leq 1,3$				
$\frac{\bar{A}_i}{\bar{A}_5} \pm I_i$	1,1	1,2	1,2	1,3	1,3
Condição	Boa	Boa	Boa	Boa	Boa

Os resultados do ensaio de dependência energética da resposta TL apresentam baixa dispersão em relação às energias utilizadas.

5.6 Ensaio de dependência angular

As Tabelas 25, 26, 27 e 28 apresentam os valores obtidos em função da variação dos ângulos de 0°, 20°, 40° e 60°, respectivamente. A Tabela 29 apresenta os resultados do ensaio de dependência angular da resposta TL aplicando a equação de referência, onde \bar{A}_i é a média dos valores avaliados, s_i é o desvio padrão e I_i é intervalo de confiança do desvio padrão.

Tabela 25 - Resultados obtidos em função do ângulo de 0°

Grupo – 0° - Dose 10 mSv									
01	02	03	04	05	06	07	08	09	10
9,99	10,95	10,30	10,24	10,43	10,28	10,92	10,09	9,98	10,06
10,43	10,89	10,37	10,02	10,89	10,73	10,93	10,56	10,52	10,54
10,57	11,02	10,39	10,15	10,96	10,72	10,72	10,66	10,46	10,55
10,28	10,41	10,27	10,04	10,78	10,48	10,83	10,43	10,16	10,39
10,47	11,02	10,32	11,03	10,96	10,44	10,86	10,53	10,49	10,56
\bar{A}_i mSv			s_i			l_i			
10,52			0,229			0,16			

Tabela 26 - Resultados obtidos em função do ângulo de 20°

Grupo 2 – 20° - Dose 10 mSv									
01	02	03	04	05	06	07	08	09	10
10,35	10,31	10,29	10,33	10,51	10,15	10,72	9,971	9,90	10,10
10,22	10,48	10,37	10,46	10,55	10,33	10,66	10,05	9,96	10,14
10,31	10,45	10,48	10,27	10,25	10,39	10,68	10,29	9,88	10,41
10,29	10,44	10,41	10,34	10,39	10,33	10,68	10,16	9,91	10,27
10,33	10,38	10,39	10,30	10,38	10,27	10,70	10,13	9,89	10,26
\bar{A}_i mSv			s_i			l_i			
10,31			0,205			0,15			

Tabela 27 - Resultados obtidos em função do ângulo de 40°

Grupo 3 – 40° - Dose 10 mSv									
01	02	03	04	05	06	07	08	09	10
10,25	10,41	10,26	10,44	10,37	10,44	10,56	9,95	10,25	10,34
9,79	10,67	10,34	10,58	10,22	10,20	10,59	10,17	9,83	10,05
10,06	10,52	10,29	10,50	10,31	10,34	10,57	10,04	10,08	10,22
10,02	10,54	10,30	10,51	10,30	10,32	10,58	10,06	10,04	10,20
10,14	10,48	10,28	10,48	10,33	10,38	10,57	10,01	10,15	10,27
\bar{A}_i mSv			s_i			l_i			
10,29			0,198			0,14			

Tabela 28 – Resultados obtidos em função do ângulo de 60°

Grupo 4 – 60° - Dose 10 mSv									
01	02	03	04	05	06	07	08	09	10
10,17	10,42	10,49	10,39	10,49	9,794	10,41	9,96	10,41	10,2
10,00	10,43	10,27	10,42	10,26	10,03	10,28	9,93	9,93	9,88
9,98	10,47	10,19	10,38	10,26	9,95	10,56	9,96	9,93	9,92
9,89	10,37	10,28	10,29	10,18	10,52	10,33	9,92	9,90	9,95
10,01	10,42	10,32	10,35	10,31	10,09	10,43	9,95	10,08	10,02
\bar{A}_i mSv			s_i			l_i			
10,19			0,189			0,14			

Figura 23: Dependência angular

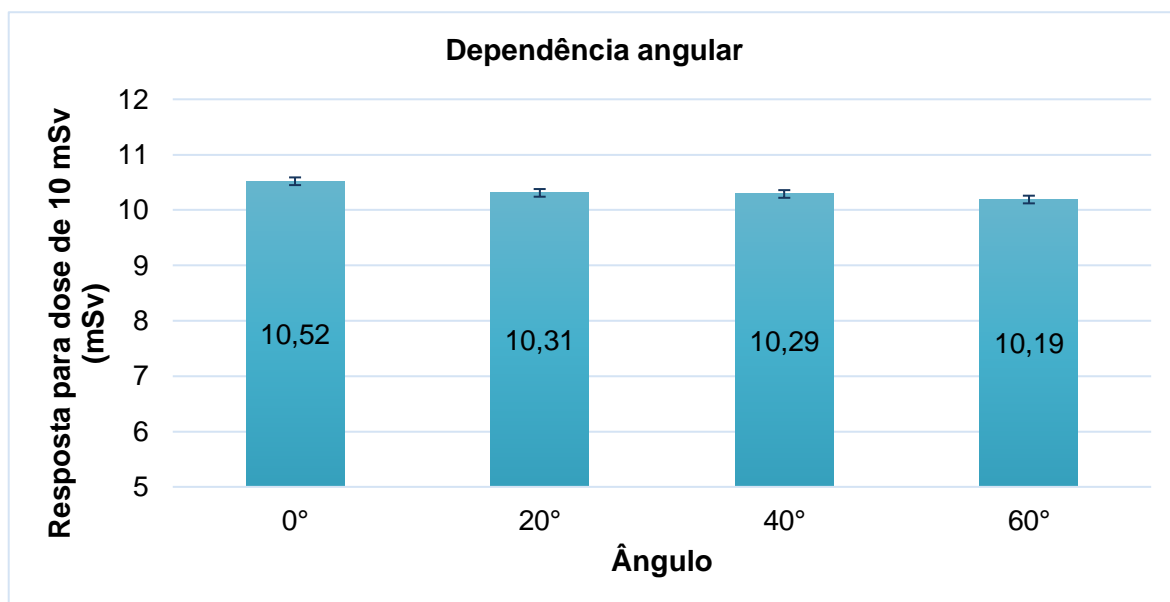


Tabela 29 - Resultados do ensaio da dependência angular da resposta TL

Ângulo	0°	20°	40°	60°
\bar{A}_i mSv	10,52	10,31	10,29	10,19
I_i	0,16	0,15	0,14	0,14
C	10	10	10	10
Critério	$0,85 \geq \frac{\sum_{i=1}^4 \bar{A}_i}{4\bar{A}_1} \mp I_i \leq 1,15$			
$\frac{\sum_{i=1}^4 \bar{A}_i}{4\bar{A}_1} \mp I_i$	1,146	1,148	1,145	1,149

Os resultados do ensaio de dependência angular da resposta TL apresentam pequena variação de resposta em relação aos ângulos avaliados.

Para os ensaios de homogeneidade do lote, os dosímetros apresentaram um intervalo de 22,96%, sendo o limite estipulado de 30% utilizando a equação de referência.

No ensaio de reprodutibilidade dos dosímetros, foi obtido um intervalo médio de 6,37%, sendo o limite estipulado de 7,50%. Para o ensaio de reprodutibilidade das irradiações, foi obtido um intervalo médio de 4,18%, sendo o limite estipulado

de 7,50%. Nenhuma das amostras ultrapassou os limites propostos pela equação de referência no valor acima de 0,075.

No ensaio de linearidade foi obtido um resultado médio no valor de 1,066. Todos os resultados ficaram dentro dos limites estabelecidos de $0,90 > < 1,10$.

No ensaio para avaliar o limite inferior de detecção, foi obtido um valor de 0,04 mSv, um valor melhor do que o limite proposto na equação de referência.

No ensaio de dependência energética, a média das energias avaliadas utilizando a equação de referência foi de 1,26. Nenhuma das amostras ultrapassou os limites estabelecidos pela equação de referência nos valores de $0,70 > < 1,30$.

No ensaio de dependência angular, a média das respostas TL em função do ângulo avaliado teve o valor de 1,147. Nenhuma das amostras ultrapassou os limites estabelecidos pela equação de referência nos valores de $0,85 > < 1,15$.

6 CONCLUSÕES

Os parâmetros de leitura TL ajustados para a leitora se mostraram adequados, apresentando resultados reprodutíveis e satisfatórios.

Os resultados obtidos nos testes de calibração e caracterização dos dosímetros termoluminescentes de LiF:Mg,Ti na grandeza $H_p(0,07)$ foram satisfatórios; os dosímetros apresentaram uma boa homogeneidade, o que facilitou a obtenção das respostas dos demais testes com uma variação de resultados consideravelmente baixa.

Para o ensaio de reprodutibilidade dos dosímetros e das irradiações, os resultados apresentaram uma baixa variação considerando a média dos valores avaliados.

O limite inferior de detecção dos dosímetros avaliados foi bem abaixo do que o limite recomendado, tornando possível a utilização dos dosímetros na avaliação de doses mais baixas.

Os detectores apresentaram baixa dependência energética, podendo ser utilizados em um amplo intervalo de energias, sem necessidade de aplicação de fatores de correção.

Também foi comprovado que os dosímetros apresentam uma baixa dependência da resposta TL em função do ângulo de incidência.

A utilização do *rod phantom* e os resultados obtidos foram satisfatórios na avaliação da grandeza $H_p(0,07)$, ficando sempre dentro dos limites estabelecidos pela norma utilizada, além do seu fácil manuseio.

Todos os resultados ficaram dentro dos limites estabelecidos pelo CASEC e adaptados para a dosimetria de extremidade, sendo viável a sua utilização nas rotinas de dosimetria individual de extremidade.

7 REFERÊNCIAS

1. ICRP, International Commission on Radiological Protection. *The recommendations of the Internation Commission on Radiological Protecion*. Publication 103, 2007.
2. NASCIMENTO, G. G., CAMPOS, V. P., CAMPOS, L. L. *Characterization and calibration of thermoluminescent dosimeters of LiF :Mg,Ti in the quantity Hp(0.07)*, INAC, 2021.
3. SQUAIR, P. L., NOGUEIRA, M. S., OLIVEIRA, P. M. C. *Calibração e Caracterização de Dosímetros de Extremidade*. Santos, INAC, 2005.
4. MS/ SVS, Secretária de Vigilância Sanitária – Ministério da Saúde. Portaria nº 453, de 1º de junho de 1998. **Diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Diário Oficial da União, República Federativa do Brasil, 2002.
5. CNEN, Comissão Nacional de Energia Nuclear. **Diretrizes Básicas de Radioproteção**. Resolução CNEN-NN 3.01. Diário Oficial da União, Brasília, 2005.
6. EUROPEAN COMMISSION. *Technical Recommendations for Monitoring Individuals Occupationally Exposed to External Radiation*. Radiation Protection nº 160, Luxembourg, 2009.
7. CASEC, Comitê de Avaliação de Serviços de Ensaio e Calibração. **Desempenho de Monitoração Individual – Critérios e Condições**, 2013.
8. OKUNO, Emico; YOSHIMURA, Elisabeth Mateus. **Física das radiações**. Oficina de Textos, 2016.
9. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **NN 3.05: Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Medicina Nuclear**. Rio de Janeiro, 2013.
10. MS/ANVISA. Agência Nacional de Vigilância Sanitária – Ministério da Saúde. **Resolução da Diretoria Colegiada. RDC nº611, de 20 de dezembro de 2022**.
11. TAUHATA, Luiz et al. **Radioproteção e dosimetria: fundamentos**, 2013.
12. MANZOLI, José Eduardo et al. **Selecionamento de Detectores de Radiação Segundo sua Sensibilidade e Viabilidade para Dosimetria Termoluminescente**, 2003.
13. CAMPOS, Letícia L. **Termoluminescência de materiais e sua aplicação em dosimetria da radiação**. Cerâmica, v. 44, p. 244-251, 1998.
14. MCKEEVER, Stephen WS; MOSCOVITCH, Marko; TOWNSEND, Peter David. *Thermoluminescence dosimetry materials: properties and uses*, 1995.
15. MAHESH, K. et al. **Thermoluminescence in Solids and its Applications**. Nuclear Technology Pub., 1989.
16. SOUZA, Edvaldo de; SOARES, José Paravidino de Macedo. **Correlações técnicas e ocupacionais da radiologia intervencionista**. Jornal Vascular Brasileiro, v. 7, n. 4, pág. 341-350, 2008.
17. CUNHA, P.; FREIRE, B.; DREXLER, G. *Occupational exposure in X Ray diagnosis in Brazil*. Radiation Protection Dosimetry, v. 43, n. 1-4, p. 55-58, 1992.
18. Brasil, Ministério da Saúde. Portaria 453, 1 jun. 1998. **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Brasília: Diário Oficial da República Federativa do Brasil, Poder Executivo, 02 jun. 1998, seção 1, p. 29.

19. MEDEIROS, Regina Bitelli. **Proteção radiológica em procedimentos com fluoroscopia**, 2005.
20. BAN, N. et al. **Development of a real-time hand dose monitor for personnel in interventional radiology**. Radiation protection dosimetry, v. 93, n. 4, p. 325-329, 2001.
21. SECRETARIA DE VIGILANCIA SANITÁRIA. Portaria nº 453: **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**, 2007.
22. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **NN 3.01: Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. Rio de Janeiro, 2014.
23. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, **Implications for Occupational Radiation Protection of the New Dose Limit for the Lens of the Eye**, IAEA-TECDOC-1731, IAEA, Vienna, 2013.
24. KORTOV, K. **Materials for thermoluminescent dosimetry: Current status and future trends**, 2007.
25. OLKO, P. **Advantages and disadvantages of luminescence dosimetry. Radiation Measurements**, v. 45, p. 506–511, 2010.
26. BRANDAN, M. E. **Dosimetry: The Art of Measuring the Energy Deposited by Ionizing Radiation in a Medium**, 2011.
27. RODRIGUES JR, O.; ALBUQUERQUE, M. P. P. **Métodos de dosimetria por processos térmicos; Métodos de dosimetria por processos ópticos; Outros métodos de dosimetria**. Notas de Aula do Curso TNA5755 – Tópicos Especiais de Dosimetria das Radiações, 2020.
28. PEREIRA, Miguel Nuno Ferreira. **Optimização de um sistema de dosimetria individual para monitorização de extremidades**, 2009.
29. ROSA, L. A. R. **Termoluminescência do LiF:Mg,Ti entre 77 e 315K**. Tese de Doutorado. São Paulo, 1989.
30. KNOLL, G. F. **Radiation detection and measurement**. John Wiley & Sons, 2010.
31. DA SILVA, C. M. **Introdução a teoria de bandas em sólidos**, 1992.
32. MORATO, SPERO P. **Modelo contínuo para armadilhas termoluminescentes**, 1970.
33. COSTA, Laercio Muniz da. **Mecanismo da termoluminescência fototransferida pela luz ultravioleta**. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo, 1989.
34. BASSALO, José MF. **A Crônica da Física do Estado Sólido: III Teoria de Bandas**. Revista Brasileira de Ensino de Física, v. 16, p. 1-4, 1994.
35. BATISTA, Bernardo José Braga. **Avaliação de dosímetros termoluminescentes para uso em radioterapia com fótons de alta energia**. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo, 2011.
36. RIVERA, T. **Termoluminescência em dosimetria médica**. Radiação aplicada e isótopos, v. 71, p. 30-34, 2012.
37. RUDÉN, B.-I.; BENGTTSSON, LG. **Precisão da dosimetria de radiação megavolt usando fluoreto de lítio termoluminescente**. Acta Radiológica: Terapia, Física, Biologia, v. 16, n. 2, pág. 157-176, 1977.

38. NUNES, Maíra Goes. **Avaliação do desempenho dos detectores termoluminescentes de CaSO₄: Dy e LiF: Mg, Ti na dosimetria de feixes clínicos de elétrons**. M. Sc. Dissertação, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares-IPEN, São Paulo, SP, Brasil, 2008.
39. MCKEEVER, Stephen WS. **Thermoluminescence of solids**. Cambridge University Press, 1988.
40. BUSUOLI, G. et al. **Mixed radiation dosimetry with LiF (TLD-100)**. Physics in Medicine & Biology, v. 15, n. 4, p. 673, 1970.
41. NASH, Albert E.; JOHNSON, Tommy L. **Detectores de termoluminescência LiF (TLD-600) para dosimetria de nêutrons térmicos mistos e gama**. In: Proceedings of the Fifth International Conference on Luminescence Dosimetry. 1977.
42. BUDD, T. et al. **The low-and high-temperature response of lithium fluoride doseimeters to X-rays**. Physics in Medicine & Biology, v. 24, n. 1, p. 71, 1979.
43. YOUSSEAN, D.; HOROWITZ, YS. **Estimativa de dose gama em dosimetria de nêutrons usando relações de pico 4 a pico 5 em LiF: Mg, Ti (TLD-100/600)**. Dosimetria de proteção radiológica, v. 77, n. 3, pág. 151-158, 1998.
44. KRY, Stephen F. et al. **O uso de LiF (TLD-100) como um dosímetro fora de campo**. Journal of Applied Clinical Medical Physics, v. 8, n. 4, pág. 169-175, 2007.
45. MOSCOVITCH, M.; HOROWITZ, Y. S. **Thermoluminescent materials for medical applications: LiF: Mg, Ti and LiF: Mg, Cu, P**. Radiation measurements, v. 41, p. S71-S77, 2006.
46. METCALFE, P.; KRON, T.; HOBAN, P. **The physics of radiotherapy X-rays and electrons**. Madison, WI: Medical Physics, 2007.
47. SILVA, Hugo Miguel Martins Ferreira da. **Estudo comparativo de três câmaras de ionização para medição directa do equivalente de dose individual, a 10 mm de profundidade, Hp (10)**. 2009. Tese de Doutorado. FCT-UNL.
48. CASTRO, R. S. **Cálculo de Dose Equivalente em órgãos de pacientes devido a fotonêutrons gerados em Aceleradores Lineares Clínicos**, RJ, 2005.
49. ICRP, Commission International on Radiological Protection, **Publication 60**, 1990.
50. GUIMARÃES, Carla da Costa. **Implementação de grandezas operacionais na monitoração individual e de área**. 2000. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.
51. VIANA, Ronaldo do Nascimento. **Avaliação da implantação das grandezas operacionais do ICRU para a radiação de fótons nas usinas nucleares Angra I e II**. 2006.
52. BROWN NP. **The lens is more sensitive to radiation than we had believed** *British Journal of Ophthalmology* 1997;**81**:257.
53. AINSBURY, E. A. et al. **Radiation cataractogenesis: a review of recent studies**. Radiation research, v. 172, n. 1, p. 1-9, 2009.
54. Kleiman NJ. **Radiation cataract Directorate-General for Energy and Transport**. Radiation Protection Series 145 2007 New Insights in Radiation Risk and Basic Safety Standards. European Commission.2007. p. 81–95.

55. ISO 6980-3, International Organization for Standardization, **Reference beta-particle radiation — part 3: calibration of area and personal dosimeters and the determination of their response as a function of beta radiation energy and angle of incidence**, 2006.
56. DIETZE, G. **Dosimetric concepts and calibration of instruments**. IRPA, 2001.
57. CNEN NN – 3.01 – COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**, 2011.
58. ICRP, Commission International on Radiological Protection, **Publication 26**, 1977.
59. AZEVEDO, Ana Cecília Pedrosa de. **Radioproteção em serviços de saúde**. FIOCRUZ-Rio de Janeiro, 2005.
60. Harshaw-Bicron, **model 4500 TLD Workstation Operators Manual**, Publication N°4500-0-0-0598-002, 1998.
61. IREMAR, 2012. **Desenvolvimento e Implementação de um Sistema Automatizado para Adequação do Processo de Calibração de Monitores de Radiação Gama**. Tese de doutorado. 2012.

ANEXO A

A.1 Nível de confiança de 95% para n_i medidas

Tabela A.1

n_i	t_{ni}
2	12,71
3	4,30
4	3,18
5	2,78
6	2,57
7	2,45
8	2,37
9	2,31
10	2,26
15	2,15
20	2,09
25	2,06
30	2,05
40	2,02
60	2,00
120	1,98
∞	1,96

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) 3133-8908
SÃO PAULO – São Paulo – Brasil
<http://www.ipen.br>

O IPEN é uma Autarquia vinculada à Secretaria de Desenvolvimento, associada à Universidade de São Paulo e gerida técnica e administrativamente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do Ministério da Ciência, Tecnologia, Inovações e Comunicações.
