UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA

Luiza Monteiro Horta

PROPOSTAS DE REQUISITOS DE DESEMPENHO PARA SISTEMAS DOSIMÉTRICOS DE CRISTALINO COM FINS REGULATÓRIOS NO BRASIL

RIO DE JANEIRO
2022

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA

Luiza Monteiro Horta

PROPOSTAS DE REQUISITOS DE DESEMPENHO PARA SISTEMAS DOSIMÉTRICOS DE CRISTALINO COM FINS REGULATÓRIOS NO BRASIL

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Dr. Marcus Alexandre Vallim de Alencar

RIO DE JANEIRO
2022

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA

Luiza Monteiro Horta

PROPOSTAS DE REQUISITOS DE DESEMPENHO PARA SISTEMAS DOSIMÉTRICOS DE CRISTALINO COM FINS REGULATÓRIOS NO BRASIL

Rio de Janeiro, 12 de agosto de 2022.

Aprovado por:

_____

Dr. Marcus Alexandre Vallim de Alencar – IRD/CNEN
(Orientador)

_____

Dr. Marcelo Marques Martins – IRD/CNEN

_____

Dra. Simone Coutinho Cardoso – IF/UFRJ

AGRADECIMENTOS

A Deus, por ter me dado saúde e força para superar todas as dificuldades que encontrei durante a graduação.

Aos meus pais, Fernando e Glaucia, que sempre apoiaram minhas decisões e estiveram comigo, me incentivando, torcendo, rezando e comemorando comigo a cada conquista. Agradeço todo o amor, dedicação, carinho e também pelo investimento nos meus estudos. A vocês, o meu eterno obrigado.

À minha irmã, Eloah, que esteve comigo desde o início da minha vida, que me inspira e incentiva. Muito obrigada pela amizade, pelos conselhos, pelo apoio e também pelos momentos de risada.

Ao Antônio Bernardo, meu companheiro, pela sua presença, carinho, amor e paciência. Agradeço por sempre acreditar em mim, na minha capacidade, por comemorar minhas vitórias e não medir esforços para me ajudar nos momentos difíceis. Te admiro muito e aprendo com você todos os dias. Obrigada também por me dar uma segunda família, que me acolheu com tanto carinho. Vocês são muito especiais para mim.

À toda a minha família, pelo cuidado e amor, e por ser sempre meu porto seguro. Por trazer momentos de muita alegria e paz. Em especial, à minha saudosa avó Dirce, a qual me ensinou que as coisas difíceis valem a pena. Sinto muito que tenha partido durante a minha graduação, mas sei que a senhora estaria muito orgulhosa.

Ao meu orientador, Marcus Vallim, sem o qual o trabalho não seria possível. Agradeço pela oportunidade, compreensão e generosidade durante o desenvolvimento deste trabalho.

Aos técnicos do LDT, Sergio Alves Gonçalves e, principalmente, à Rosângela Pinto Guimarães Seda, que foi fundamental para a conclusão deste trabalho. Obrigada pela sua dedicação e carinho comigo, Rô. À Aninha pelas irradiações no LNMRI. À Isabel e à Beth pelo auxílio com as irradiações longas. À Bruna por toda ajuda e gentileza.

Ao colega Yohan, por toda generosidade e paciência. Obrigada por ter disponibilizado seu tempo a me ajudar e por nunca ter duvidado da minha capacidade.

A todos os professores que eu tive até hoje, pelos conselhos e ensinamentos. Principalmente, ao Prof. Odair Dias Gonçalves, pela criação e pelos esforços constantes em prol da melhoria do curso de física médica da UFRJ. Agradeço, ainda, pela oportunidade de estágio que me concedeu e pela monitoria, ambas foram de extrema importância para mim, profissional e pessoalmente.

Aos físicos médicos que abriram suas portas para que eu conseguisse realizar os estágios obrigatórios em meio à pandemia: em medicina nuclear, José Augusto e Luana; em Radioterapia, Maíra, Marina e Joseilson; em Radiodiagnóstico, Natália e Sérgio.

Ao IRD pela oportunidade de iniciação científica e ao CNPQ pela concessão da bolsa.

RESUMO

De acordo com a legislação brasileira, a monitoração individual externa de corpo inteiro para fótons deve ser realizada por Serviços de Monitoração Individual Externa (SMIE) autorizados pelo Comitê de Avaliação e Serviços de Ensaio e Calibração (CASEC/IRD). Como parte do processo de autorização, os sistemas dosimétricos devem atender a certos requisitos técnicos de desempenho, descritos no regulamento IRD-RT N° 002.01/95 do CASEC/IRD. No entanto, ainda não existe uma regulamentação no Brasil para os SMIE de cristalino e, consequentemente, não há padronização no método de medição de dose e nem confiabilidade nos valores de dose de cristalino avaliados.

O presente trabalho tem por escopo desenvolver uma metodologia para análise do desempenho de sistemas dosimétricos de cristalino e, desta forma, propor os requisitos técnicos mínimos necessários para fins regulatórios no Brasil. O sistema dosimétrico de cristalino utilizado constou com o monitor de cristalino EYE-D™ da fabricante RadPro International GmbH. Assim, cinco testes foram selecionados: homogeneidade do lote, reprodutibilidade, linearidade, dependência energética e angular e Limite Inferior de Detecção (LID). Para a realização destes, utilizou-se como referência o documento de regulamento técnico do CASEC/IRD RT 002.01/95 e as normas internacionais IEC 62387:2020 e ANSI/HPS N13.11:2009.

O sistema dosimétrico de cristalino avaliado atendeu aos requisitos estipulados em todos os testes de desempenho, exceto no teste de linearidade, onde o resultado para o valor de dose de 0,1 mSv ultrapassou o limite superior estabelecido. No entanto, para este valor de dose, se a incerteza do resultado for considerada (tipo A), esta se encontra dentro dos limites estabelecidos pela IEC 62387:2020.

Palavras-chave: dosimetria de cristalino, dosimetria termoluminescente, monitoração individual.

ABSTRACT

According to Brazilian legislation, whole body individual external monitoring for photons must performed by External Individual Monitoring Services (SMIE) authorized by the Evaluation Committee of Assay and Calibration Services (CASEC/IRD). As part of the authorization process, whole body dosimetry systems must meet certain technical performance requirements, described in the standard technical regulation CASEC/IRD RT 002.01/95. However, there is still no regulation for eye lens dosimetry systems and, therefore, there is no standardization in the dose measurement method and no reliability in the evaluated values of eye lens dose.

The aim of this work is to develop a methodology of performance analysis of eye lens dosimetry systems, thus to proposing the minimum technical requirements necessary for regulatory purposes in Brazil. The eye lens dosimetry system used consists of a badge called EYE-D™ from the manufacturer RadPro International GmbH. Thus, five tests were selected: homogeneity, reproducibility, linearity, energy and angular dependence and Lower Limit of Detection (LID). These tests were based on the standard technical regulation CASEC/IRD RT 002.01/95 and the international standards IEC 62387:2020 and ANSI/HPS N13.11:2009.

The evaluated eye lens dosimetry system met the requirements in all performance tests performed, except for the linearity test, where the result for the dose value of 0.1 mSv exceeded the established upper limit. However, for this dose value, if the uncertainty of the result is considered (type A), the result is within the limits established by IEC 62387:2020.

Keywords: eye lens dosimetry, thermoluminescence dosimetry, individual monitoring.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Importância relativa dos três efeitos dominantes da interação de fótons com a matéria. 3
Figura 2: Representação do efeito fotoelétrico. 4
Figura 3: Representação do efeito Compton. 5
Figura 4: Processo de produção de pares. 6
Figura 5: Visualização do processo de transferência de energia (dE) por uma partícula carregada (elétron) em função da distância percorrida (dx) num meio material. . 10
Figura 6: Representação esquemática do procedimento de definição das grandezas e as relações entre elas estabelecidas na ICRP 26 e CNEN-NE-3.01 de 1988, e na ICRP 60 e CNEN-NN-3.01 de 2011. 11
Figura 7: Geometria de irradiação da esfera ICRU em um ponto com profundidade d. 13
Figura 8: Simuladores alternativos propostos pela ICRU 47: tronco, pilar e haste. 14
Figura 9: : Simulador alternativo cilíndrico proposto pela ICRU 47. 14
Figura 10: Dosímetros de tórax. 17
Figura 11: Dosímetros de extremidades nas formas de anel (a) e pulseira (b). 17
Figura 12: Dosímetro de cristalino. 17
Figura 13: Curvas trombeta definidas pela ISO 14146:2018 e as adotadas pelo CASEC/IRD. 20
Figura 14: Esquema de níveis energéticos mostrando os processos de fluorescência (a) e fosforescência (b). 21
Figura 15: Representação esquemática dos dois estágios da termoluminescência. 22
Figura 16: Estrutura cristalina do LiF. 23
Figura 17: Representação planar das bandas de energia do LiF no estado de equilíbrio termodinâmico. 23
Figura 18: Esquema simplificado da Termoluminescência: (a) formação de pares elétron-buraco; (b) armadilhamento de elétron e buraco; (c) liberação do elétron com o aquecimento; (d) recombinação e emissão de luz. 24
Figura 19: Curva de emissão termoluminescente a partir do modelo matemático de Randall-Wilkins, com os parâmetros E= 1,2 eV; s = 1012/s e β = 1°C/s. 26
Figura 20: Resposta TL em função da energia dos fótons para kerma no ar: 1- CaF2: Mn (TLD-400); 2- CaSO4: Dy (TLD-900); 3- LiF: Mg, Ti (TLD-100); 4- BeO. 29

Figura 21: Curva TL do LiF: Mg, Ti: intensidade TL em função da temperatura. 31
Figura 22: Curva de resposta TL com o valor de dose para o TLD-100. 31
Figura 23: Resposta de variados detectores para diferentes energias normalizada para a energia do ^{137}Cs. 32
Figura 24: Esquema de um leitor TL. 33
Figura 25: Esquema simplificado do sistema de aquecimento de um leitor TL através do gás nitrogênio aquecido. 34
Figura 26: Representação de um tubo fotomultiplicador. 35
Figura 27: Curva de emissão do LiF: Mg, Ti obtida 24 horas após irradiação com ^{60}Co e dose de 10 mGy (leitura feita com aquecimento de 5 °C/s até 280 °C). 35
Figura 28: Ciclos térmicos. 36
Figura 29: Monitores de cristalino EYE-D™ fechados (a) e abertos (b). 37
Figura 30: Simulador de cabeça com monitores de cristalino acoplados. 37
Figura 31: Forno PTW TLDO do Laboratório de Dosimetria Termoluminescente (LDT). 38
Figura 32: Leitores HARSHAW 5500 (a) e 3500 do LDT (b). 38
Figura 33: Configuração do TTP no programa WinREMS™ (TTP Setup) no leitor automático (a) e no leitor manual (b). 41
Figura 34: Curvas TL experimentais exibidas pelo software WinREMS™ para o leitor automático (a) e manual (b). 42
Figura 35: Montagem experimental utilizada para irradiação do Lote B e posterior separação do lote para o estudo (LABIR/IRD). 43
Figura 36: Irradiação dos monitores de cristalino em um simulador ISO de cabeça na qualidade S-Cs a 0° com camada de build up de 2 mm no LABIR. 45
Figura 37: Aparato experimental no LNMRI para qualidade N-200 com angulação de 0° utilizando o simulador de cabeça; imagem frontal (a), posterior (b) e lateral (c). 46
Figura 38: Aparato experimental no LNMRI para qualidade N-80 com angulação de +60° utilizando o simulador de cabeça. 47
Figura 39: Irradiação de monitores de cristalino em simulador ISO de cabeça na qualidade S-Cs a 0° com uma camada de build up de 3 mm no LNMRI; imagem frontal (a) e posterior (b). 47
Figura 40: Boxplot das leituras dos detectores TL no teste de homogeneidade do lote. 60
Figura 41: Leitura dos dosímetros em cada irradiação do teste de reprodutibilidade. 61
Figura 42: Dispersões das leituras de cada dosímetro em todas as irradiações do teste de reprodutibilidade. 63

Figura 43: Resposta TL em relação ao valor de dose para o teste de linearidade realizado (Curva de Calibração). 64
Figura 44: Resultado do teste de linearidade. 65
Figura 45: Respostas dos dosímetros em diferentes energias. 66
Figura 46: Resultado do teste de dependência energética e angula para o ângulo de 0° 66
Figura 47: Resultado do teste de dependência energética e angular para o ângulo de -60°. 67
Figura 48: Resultado do teste de dependência energética e angula para o ângulo de +60°. 67
Figura 49: Intervalo de Confiança para uma distribuição normal. 70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Limites anuais de dose ocupacional e de público recomendados. 16
Tabela 2: Leitores utilizados em cada teste de desempenho. 39
Tabela 3: Resultados da análise realizada para a troca de leitor. 40
Tabela 4: Especificações das irradiações para separação do lote do trabalho. 43
Tabela 5: Lote de estudo formando. 44
Tabela 6: Distâncias entre a fonte e os monitores nas irradiações feitas no LABIR. 45
Tabela 7: Qualidades dos campos de irradiação segundo a ISO 4037-1:2019. 46
Tabela 8: Testes selecionados para verificação do desempenho de sistemas dosimétricos de cristalino. 50
Tabela 9: Doses selecionadas para o teste de Linearidade. 55
Tabela 10: Divisão dos grupos para o teste de dependência energética e angular. 56
Tabela 11: Resultado do teste de Homogeneidade do Lote. 60
Tabela 12: Resultado do teste de Homogeneidade do Lote a partir do teste t de Student. 61
Tabela 13: Resultados do critério 1 de reprodutibilidade. 62
Tabela 14: Resultados do critério 2 de reprodutibilidade. 63
Tabela 15: Resultado para o teste do LID. 68

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária

CASEC – Comitê de Avaliação e Serviços de Ensaio e Calibração

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear

CPE – Equilíbrio de Partículas Carregadas

DIDOS – Divisão de Dosimetria

GDOSE – Gerência de Dose Ocupacional Externa

ICRP – Comissão Internacional em Proteção Radiológica

ICRU – Comissão Internacional em Unidades de Radiação

IEC – *International Electrotechnical Commission*

IF – Instituto de Física

IOE – Indivíduo Ocupacionalmente Exposto

IRD – Instituto de Radioproteção e Dosimetria

ISO – *International Organization for Standardization*

LABIR – Laboratório de Irradiação

LDT – Laboratório de Dosimetria Termoluminescente

LET – Transferência Linear de Energia

LID – Limite Inferior de Detecção

LNMRI – Laboratório Nacional de Metrologia em Radiações Ionizantes

MTE – Ministério do Trabalho e Emprego

NCRP – National Council on Radiation Protection and Measurements

NR – Nível de Registro

OSL – Luminescência Opticamente Estimulada

PMMA – Polimetilmetacrilato

PPR – Plano de Proteção Radiológica

PTB – *Physikalisch-Technische Bundesanstalt*

RBE – Resposta Biológica Efetiva

RDC – Resolução da Diretoria Colegiada

RE – Equilíbrio de Radiação

SMIE – Serviço de Monitoração Individual Externa

TCPE – Equilíbrio Transiente de Partículas Carregadas

TL – Termoluminescente

TLD – Detector Termoluminescente

TTP – *Time Temperature Profile* (Perfil Tempo-Temperatura)

UFRJ – Universidade Federal do Rio de Janeiro

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS ..... **iv**

RESUMO ..... **vi**

ABSTRACT ..... **vii**

LISTA DE FIGURAS ..... **viii**

LISTA DE TABELAS ..... **xi**

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS ..... **xii**

SUMÁRIO ..... **xiv**

1 INTRODUÇÃO **1**

1.1 Apresentação 1

1.2 Objetivos 2

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS **3**

2.1 Interação da Radiação com a Matéria 3

2.1.1 Efeito Fotoelétrico 3

2.1.2 Efeito Compton 4

2.1.3 Produção de Pares 5

2.1.4 Elétrons 6

2.2 Grandezas 7

2.2.1 Grandezas Físicas 7

2.2.2 Grandezas Limitantes 9

2.2.3 Grandezas Operacionais 12

2.3 Monitoração Individual Externa 15

2.3.1 Radioproteção 16

2.3.2 Dosimetria Ocupacional Externa 16

2.3.3 Requisitos de Desempenho de Sistemas Dosimétricos de Monitoração Individual 19

2.4 Dosimetria Termoluminescente (TL) 21

2.4.1 Luminescência 21

2.4.2 Termoluminescência 22
2.4.3 Dosimetria 27
3 MATERIAIS E MÉTODOS 37
3.1 TLD-100 37
3.2 Monitores de Cristalino 37
3.3 Simulador 37
3.4 Forno e Leitor 38
3.5 Software para Análise de Dados 40
3.6 Separação do Lote 42
3.7 Irradiações 44
3.8 Calibração dos Dosímetros de Cristalino 48
3.9 Testes de Desempenho 49
3.9.1 Homogeneidade do Lote 50
3.9.2 Reprodutibilidade 51
3.9.3 Linearidade 54
3.9.4 Dependência Energética e Angular 55
3.9.5 LID (Limite Inferior de Detecção) 57
3.9.6 Incerteza 58
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO 60
4.1 Homogeneidade do Lote 60
4.2 Reprodutibilidade 61
4.3 Linearidade 64
4.4 Dependência Energética e Angular 65
4.5 LID (Limite Inferior de Detecção) 68
5 CONCLUSÃO 68
5.1 Conclusões 68
ANEXO A 70

A.1 Intervalo de Confiança para Média de uma Distribuição Normal de Desvio Padrão Estimado 70

A.2 Intervalo de Confiança para o Desvio Padrão Estimado 71

REFERÊNCIAS 72

1 INTRODUÇÃO

1.1 Apresentação

Diversas atividades humanas envolvendo radiação ionizante podem acarretar a exposição ocupacional de trabalhadores. Estas práticas incluem desde trabalhos relacionados aos diferentes estágios do ciclo do combustível nuclear, à utilização de fontes radioativas e equipamentos de raios X na medicina, investigação científica, agricultura, indústria, e às profissões que envolvem o manuseio de materiais com alta concentração natural de radionuclídeos.

Exposições ocupacionais devem ter atenção especial, visto que podem causar efeitos deletérios à saúde, tais como câncer, catarata e riscos genéticos. Assim, com o intuito de controlar esta exposição, é necessário analisar a magnitude das doses envolvidas em tais atividades. A avaliação e controle das doses de radiação são feitos através de programas de monitoração individual, que têm como objetivo geral avaliar as exposições dos indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE), bem como suas condições locais de trabalho, verificando se os limites de dose ocupacionais não são excedidos. A monitoração individual é realizada a partir da utilização de um ou mais monitores por parte dos IOE.

No Brasil, a monitoração individual é exigida por três órgãos: a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e o Ministério do Trabalho (MTE) (ANVISA, 2022; CNEN, 2011[a]; CNEN, 2013; MTE, 2005).

A grandeza operacional para o uso em monitoração individual é o equivalente de dose individual, $H_p(d)$, em uma profundidade d (em milímetros), a partir de um ponto especificado na superfície do corpo. Para a monitoração de corpo inteiro, o IOE deve utilizar o dosímetro no tórax e assim, é possível estimar a dose efetiva na grandeza equivalente de dose individual na profundidade de 10 mm, $H_p(10)$. Esta grandeza é muitas vezes suficiente para determinar a exposição do trabalhador à radiação. No entanto, de acordo com os órgãos regulatórios do Brasil, se o IOE manipular fontes radioativas ou estiver exposto a um campo de radiação com baixo poder de penetração (como partículas beta ou fótons de energia inferior a 15 keV), deve-se determinar também o equivalente de dose individual para o cristalino na profundidade de 3,0 mm, ou seja, deve-se determinar o $H_p(3)$ (CNEN, 2018). Para esta avaliação, o dosímetro dever ser posicionado próximo aos olhos.

No que tange à Física Médica, a monitoração individual é exigida em todas as suas áreas: na medicina nuclear, devido à manipulação de radiofármacos, onde a face do trabalhador pode ficar exposta à radiação; na radiologia, em procedimentos de radiologia

intervencionista e de hemodinâmica que são realizados com auxílio de raios X, onde é habitual que alguns membros da equipe, como médicos e instrumentistas, tenham seus rostos colocados próximos ao feixe de raios X; na radioterapia, devido à utilização de fontes seladas nos procedimentos de braquiterapia manual.

De acordo com a legislação do Brasil, a monitoração individual externa de corpo inteiro para fótons é realizada mensalmente por Serviços de Monitoração Individual Externa (SMIE) devidamente autorizados pelo Comitê de Avaliação e Serviços de Ensaio e Calibração (CASEC/IRD/CNEN) e, para isso, os sistemas dosimétricos destes serviços precisam atender a uma série de requisitos técnicos de desempenho. No entanto, apesar da redução do limite anual de dose no cristalino pela ICRP em 2011, fato que demonstra sua maior radiosensibilidade – e portanto, a importância da monitoração de cristalino – ainda não existe uma legislação no Brasil que regule o funcionamento dos SMIE que realizam este tipo de monitoração. Desta forma, não existe controle da qualidade e confiabilidade na avaliação dos valores de dose de cristalino.

1.2 Objetivos

Considerando os fatos apontados, este trabalho tem por objetivo:

- Desenvolver uma metodologia para análise do desempenho de sistemas dosimétricos de cristalino, através da aplicação de testes baseados nos requisitos presentes no documento de regulamento técnico do CASEC/IRD RT 002.01/95 para serviços de monitoração individual de corpo inteiro para fótons e nas normas internacionais IEC 62387:2020 e ANSI/HPS N13.11:2009 (IRD, 1995b; IEC, 2020; ANSI, 2009).
- Aplicar a metodologia desenvolvida num sistema dosimétrico de cristalino, verificando sua resposta.
- Propor os requisitos técnicos mínimos necessários para a autorização de serviços de monitoração individual de cristalino no Brasil.

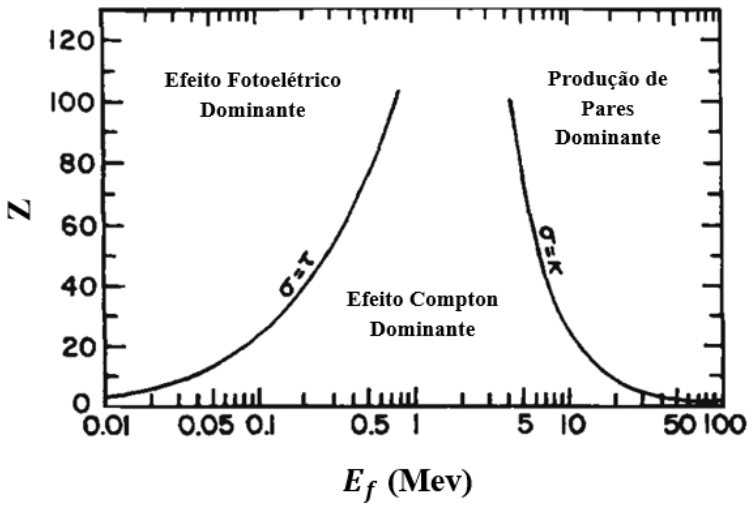
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Interação da Radiação com a Matéria

A interação da radiação indiretamente ionizante, mais especificamente de fótons, com a matéria ocorre por três efeitos dominantes, nos quais há espalhamento ou absorção de radiação: efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares (EISBERG e RESNICK, 1979).

A probabilidade de ocorrência destes três efeitos depende da energia do fóton ($E_f = h\nu$, sendo h a constante de Planck e ν a frequência da radiação incidente) e do número atômico (Z) do meio absorvedor, como ilustra a Figura 1 (ATTIX, 1986).

Figura 1: Importância relativa dos três efeitos dominantes da interação de fótons com a matéria.



Fonte: Adaptado de Attix (1986).

Desta forma, fótons com energias menores apresentam maior probabilidade de interagir por Efeito Fotoelétrico. À medida que a energia da radiação incidente aumenta, tem-se uma maior probabilidade de ocorrência do espalhamento Compton e, somente a partir de 1,02 MeV, é possível haver a Produção de Pares com uma probabilidade de ocorrência em relação ao número atômico do absorvedor.

2.1.1 Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é um fenômeno no qual um fóton transfere toda sua energia ($h\nu$) para um elétron orbital, fazendo com que este elétron seja ejetado de seu orbital, tornando o

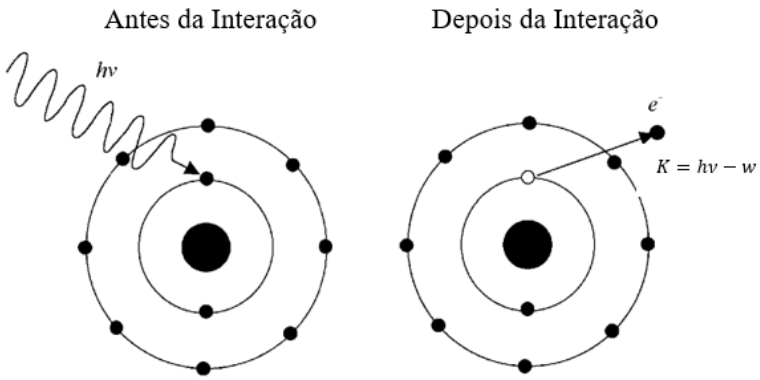
átomo ionizado. No entanto, somente parte da energia do fóton incidente é utilizada para remover o elétron do átomo. O excedente energético é transformado em energia cinética do elétron emitido, definida pela Equação 1 (EISBERG e RESNICK, 1979).

$$K = h\nu - w \tag{1}$$

onde K é a energia do elétron emitido, $h\nu$ é a energia do fóton incidente e w é o trabalho necessário para remover o elétron do material.

Um diagrama do efeito fotoelétrico é ilustrado na Figura 2.

Figura 2: Representação do efeito fotoelétrico.



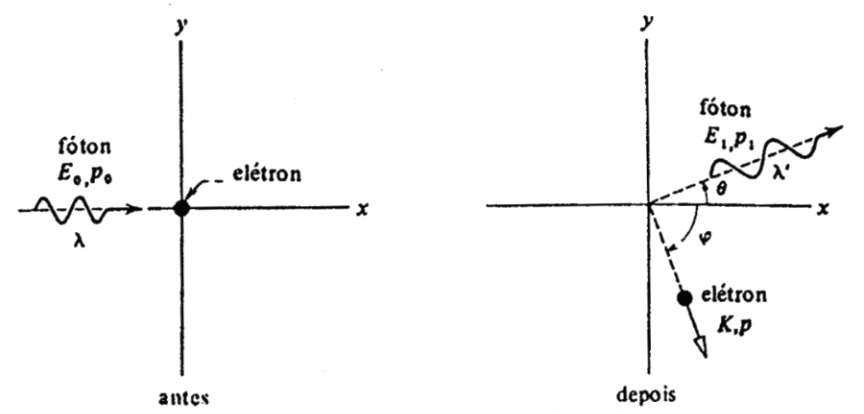
Fonte: Adaptado de Podgorsak (2010).

2.1.2 Efeito Compton

Em 1923, Compton confirmou a natureza corpuscular da radiação ao incidir um feixe de raios X com essencialmente um único comprimento de onda λ sobre um alvo de grafite. Como resultado, os raios X foram espalhados com máximos de intensidade em dois comprimentos de onda; um deles é o mesmo que o comprimento de onda incidente, e o outro, λ', é maior que λ por uma quantidade $\Delta\lambda$ ($\lambda' - \lambda$). Este é o chamado *deslocamento Compton.*

O modelo básico proposto por Compton, e que explica o fenômeno, consiste em uma colisão entre o fóton incidente e um elétron estacionário e livre (elétron cuja energia de ligação é muito menor que a energia do fóton incidente). Nesta interação, o fóton é espalhado de um ângulo θ e se afasta com energia relativística E_1 e momento p_1. Por sua vez, o elétron recebe parte da energia do fóton incidente é espalhado em um ângulo φ em relação ao eixo de colisão, com energia cinética K e momento p. A Figura 3 ilustra o espalhamento Compton.

Figura 3: Representação do efeito Compton.



Fonte: Eisberg e Resnick (1979).

A energia final do fóton espalhado E_1 depende da energia do fóton incidente E_o e do ângulo de espalhamento θ, em relação à direção do fóton incidente, dada pela Equação 2.

$$E_1 = \frac{E_o}{1+\alpha(1-cos\theta)} \quad , \quad \alpha = \frac{E_o}{m_o c^2} \tag{2}$$

Onde $m_o c^2$ é a energia de repouso do elétron.

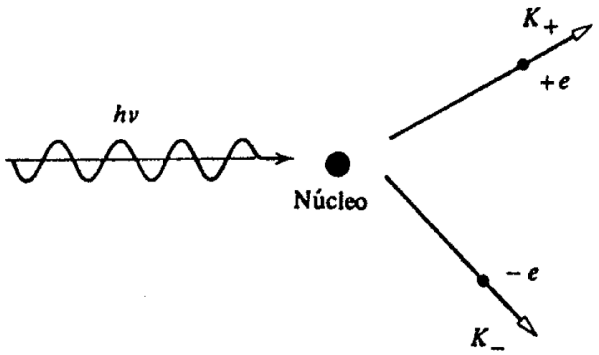
A energia cedida ao elétron (K) é igual diferença entre as energias final e inicial do fóton, representada pela Equação 3.

$$\mathrm{K} = \mathrm{E_o} - \mathrm{E_1} = \mathrm{E_1} - \frac{\mathrm{E_o}}{1+\alpha(1-\cos\theta)} \tag{3}$$

2.1.3 Produção de Pares

A produção de pares é um processo de absorção no qual um fóton desaparece e dá origem a um par elétron-pósitron, convertendo energia radiante em massa de repouso e energia cinética, Equação 4. Neste processo, ilustrado na Figura 4, um fóton de alta energia perde toda sua energia $h\nu$ em uma colisão com um núcleo, criando um par elétron-pósitron, com certa energia cinética (EISBERG e RESNICK, 1979).

Figura 4: Processo de produção de pares.



Fonte: Eisberg e Resnick (1979).

A energia de recuo absorvida pelo núcleo é desprezível por causa de sua grande massa, e assim a equação da conservação da energia total relativística no processo de produção de pares é simplesmente:

$$h\nu = E_- + E_+ = (m_o c^2 + K_-) + (m_o c^2 + K_+) = K_- + K_- + 2m_o c^2 \qquad (4)$$

Onde:

E_- e E_+: energias relativísticas totais do elétron e do pósitron, respectivamente;

K_- e K_+: energias cinéticas do elétron e do pósitron, respectivamente;

$m_o c^2$: energia de repouso do elétron e do pósitron (as duas partículas têm a mesma energia de repouso).

Desta forma, para que a Produção de Pares ocorra é necessário que o fóton incidente tenha energia de, no mínimo, 1,022 MeV.

2.1.4 Elétrons

No que se refere à interação dos elétrons ionizados com a matéria, pode-se definir a grandeza *"stopping power"*, ou poder de freamento. Esta é caracterizada pela perda de energia dos elétrons por unidade de comprimento e pode ser representada pela expressão dE/dx, sendo sua unidade [MeV/cm]. Uma parte da energia cinética do elétron é perdida através do processo de Bremsstrahlung, onde há a produção de raios X mediante a desaceleração do elétron que interage com o núcleo, definindo assim o stopping power

radiativo. A outra parte é perdida por colisões do elétron com átomos do meio, definindo o stopping power de colisão (ATTIX, 1986).

2.2 Grandezas

Com a descoberta dos raios X e da radioatividade em 1895 e 1896, respectivamente, iniciou-se o uso desenfreado das radiações ionizantes.

No entanto, não demorou muito para os pesquisadores perceberem que estavam diante de um agente potente que poderia causar danos à saúde. Desta forma, havia a necessidade da criação de uma comissão que tratasse das questões relativas às radiações ionizantes, principalmente no que concerne ao desenvolvimento de equipamentos, aos protocolos para medir níveis de radiação e aos cuidados ao se trabalhar com ela.

As instituições internacionais responsáveis pela definição das grandezas de medição da radiação, relação entre elas e suas respectivas unidades são:

- ICRP (International Commission on Radiological Protection): promove o desenvolvimento da proteção radiológica e faz recomendações voltadas para as grandezas limitantes.
- ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements): cuida especialmente das grandezas físicas e das operacionais.

2.2.1 Grandezas Físicas

Também chamadas de Grandezas Dosimétricas ou Radiológicas, estas estão associadas à quantidade de radiação a qual um material foi submetido ou absorveu. São estas: Fluência, Fluência de Energia, Exposição, Kerma e Dose Absorvida. Onde as duas últimas foram de suma importância para este trabalho e portanto, são descritas adiante.

a. Kerma (K)

O Kerma (**k**inectic **e**nergy **r**eleased per unit of **ma**ss) é definido, somente para radiações indiretamente ionizantes, pela relação,

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \qquad (J.\ kg^{-1} = gray = Gy) \qquad (5)$$

onde dE_{tr} é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa dm (TAUHATA *et al.*, 2013).

Após, a energia transferida para as partículas carregadas é perdida por dois processos diferentes: perdas radiativas e colisões. Os elétrons, especificamente, podem perder parte da energia transferida através de colisões ou serem frenados pelo núcleo (*Bremsstrahlung*). Assim, uma vez que o Kerma inclui a energia total recebida pelas partículas carregadas, é possível subdivi-lo em duas componentes:

$$K = K_c + K_r = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_{Z,E} \tag{6}$$

Sendo:

$$(1 - g)\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_{Z,E} = \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{Z,E} \tag{7}$$

Onde:

Ψ: fluência de energia do campo de radiação;

$\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_{Z,E}$: coeficiente mássico de transferência de energia;

Z: número atômico do material;

E: energia do fóton;

g: fator que representa a fração de energia transferida pelos fótons que é posteriormente perdida através de interações radiativas, por partículas carregadas secundárias;

$\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_{Z,E}$: coeficiente mássico de absorção de energia.

b. Dose Absorvida (D)

É definida como a derivada da energia média absorvida ($\bar{\varepsilon}$) pelo material de massa infinitesimal (dm) (ICRU, 1993):

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \qquad (J\,.\,kg^{-1} = gray = Gy) \tag{8}$$

Não existe uma relação matemática direta da dose absorvida com a fluência de energia, como no caso do Kerma, tornando necessários alguns pressupostos para a

determinação de D. Assim, conhecendo o campo de radiação e sua interação com a matéria, é possível determinar a dose absorvida a partir da Teoria de Cavidade (ATTIX, 1986).

2.2.2 Grandezas Limitantes

São grandezas relacionadas ao risco biológico associado à radiação ionizante. Estas têm a finalidade de limitar a dose no tecido ou órgão. Para tal, são introduzidos fatores de peso associados às grandezas físicas.

a. Dose Equivalente (H)

A ICRP 26 (1977) foi base para a definição da grandeza Dose Equivalente ("*Dose Equivalent"*), a qual ficou estabelecida nas normas CNEN-NE-3.01 de 1988. A tradução correta seria "Equivalente de dose", pois o conceito definido para tal foi o de equivalência entre doses de diferentes radiações para produzir o mesmo efeito biológico (TAUHATA *et al.*, 2013). Assim, a Dose Equivalente, pondera a dose com fatores de qualidade de radiação (ICRP, 1977).

Esta grandeza é obtida multiplicando-se a dose absorvida D pelo fator de qualidade (Quality factor), Q, Equação 9.

$$H = D\,.\,Q \qquad (J.kg^{-1} = Sievert = Sv) \qquad (9)$$

O fator de qualidade Q é adimensional e constitui um fator de peso proveniente da simplificação dos valores da Efetividade Biológica Relativa (RBE) dos diferentes tipos de radiação, na indução de determinado tipo de efeito biológico (TAUHATA *et al.*, 2013).

Dado um tipo de radiação A, a RBE é definida pela Equação 10.

$$RBE\ (A) = \frac{Dose_{ref}}{Dose_{radA}} \qquad (10)$$

Onde:

$Dose_{ref}$: dose da radiação de referência necessária para produzir um específico nível de resposta;

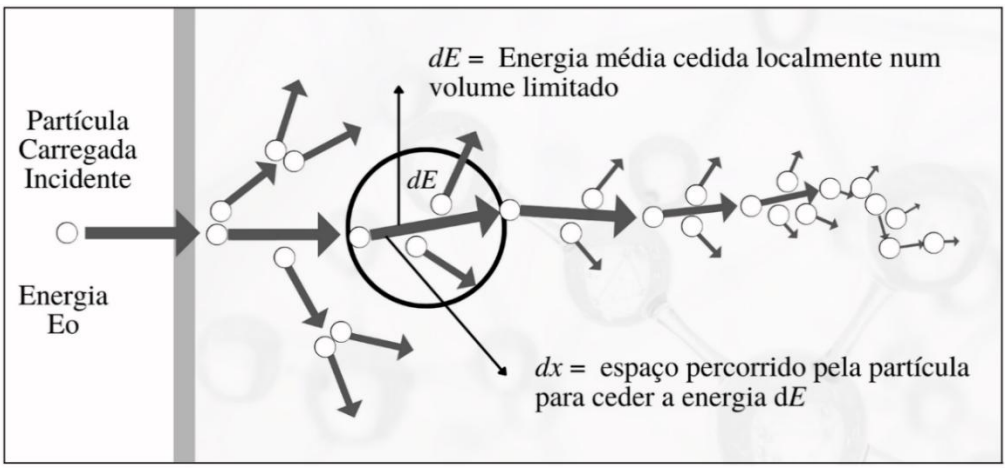
$Dose_{radA}$: dose da radiação A necessária para produzir igual resposta.

Para propósitos de proteção radiológica, a RBE é considerada como sendo função da qualidade da radiação, expressa em termos da Transferência Linear de Energia (LET). Desta forma, o fator Q é escolhido pela ICRP, com base em uma faixa de RBE relacionados ao LET da radiação (KHAN e GIBBONS, 2014). Em outras palavras, o valor de Q é obtido em função do LET.

O conceito de LET provém da simplificação do Poder de Freamento de Colisão Linear, como sendo a perda média de energia, por colisão, de uma partícula carregada por unidade de comprimento, Figura 5. Este expressa o efeito da partícula carregada no meio e é dado pela Equação 11.

$$LET = \frac{Energia\ média\ cedida}{Espaço\ percorrido} = \frac{dE}{dx} \qquad (keV/\mu m\ ou\ MeV/cm) \qquad (11)$$

Figura 5: Visualização do processo de transferência de energia (dE) por uma partícula carregada (elétron) em função da distância percorrida (dx) num meio material.



Fonte: Autora.

Devido ao fato de os valores de Q estabelecidos pela ICRP terem muitas incertezas e aproximações embutidas, foi estabelecido em seu lugar em 1990, através da ICRP 60, um fator de peso denominado Fator de Ponderação da Radiação (w_R). Este último foi obtido por meio de uma revisão das consequências biológicas relativas à cada tipo de radiação. Consequentemente, com a introdução do fator w_R, fez-se necessário a definição da grandeza "*Equivalent Dose*" no tecido ou no órgão H_T, que substituiu a grandeza "*Dose Equivalent*" (ICRP, 1990; CNEN, 2011$_a$, TAUHATA et al., 2011).

b. Dose Equivalente no tecido ou no órgão (H_T)

Esta grandeza é definida para qualquer tipo de radiação e é expressa pela Equação 12 (ICRP, 2007).

$$H_T = w_R \, . D_{T,R} \qquad (J.kg^{-1} = Sievert = Sv) \qquad (12)$$

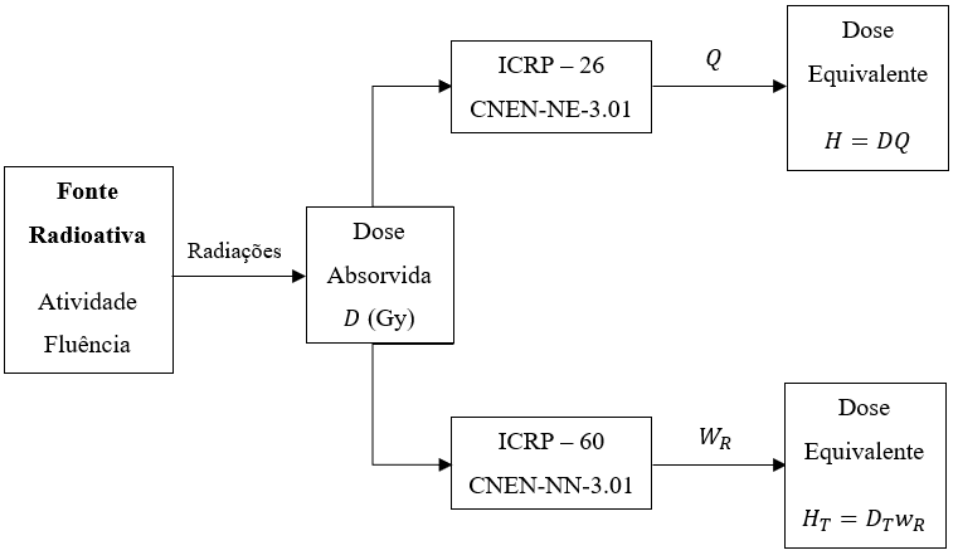
Onde:

w_R: fator de ponderação da radiação R;

$D_{T,R}$: dose absorvida média da radiação R em um tecido ou órgão T.

A norma CNEN NN-3.01 de 2011 adotou este conceito como Dose Equivalente, descrito conforme a Figura 6. Portanto, a partir deste ponto, entende-se "Dose Equivalente" como o conceito de "*Equivalent Dose*", associado ao fator w_R.

Figura 6: Representação esquemática do procedimento de definição das grandezas e as relações entre elas estabelecidas na ICRP 26 e CNEN-NE-3.01 de 1988, e na ICRP 60 e CNEN-NN-3.01 de 2011.



Fonte: Adaptado de Tauhata *et al.* (2013).

c. Dose Efetiva (E)

As exposições de corpo inteiro raramente são uniformes. Para uma dada exposição, as Doses Equivalentes para vários tecidos podem diferir acentuadamente. Além disso, os tecidos variam em sensibilidade à radiação.

Para levar em conta essas situações de irradiação não uniforme, o conceito de Dose Efetiva foi adotado pelo ICRP e NCRP (National Council on Radiation Protection and Measurements) (KHAN e GIBBONS, 2014).

A Dose Efetiva é definida então como a soma ponderada das Doses Equivalentes (H_T) em todos os tecidos e órgãos do corpo, Equação 13.

$$E = \sum_T w_T \, . \, H_T \qquad (J.kg^{-1} = Sievert = Sv) \qquad (13)$$

Onde:

w_T: fator de ponderação de órgão ou tecido T;

H_T: dose equivalente no tecido ou órgão T.

Os valores do fator w_T foram inicialmente estabelecidos pela ICRP 26 de 1977, modificados na ICRP 60 de 1990 e atualizados na ICRP 103 de 2007. Os novos valores da ICRP 103 resultaram de estudos epidemiológicos mais recentes de sobreviventes das bombas atômicas de Hiroshima e Nagasaki e de dosimetrias mais precisas. (OKUNO, 2010).

2.2.3 Grandezas Operacionais

Tendo em vista que as grandezas limitantes não são mensuráveis ou de fácil estimativa, foi necessário estabelecer uma referência para servir de padrão para a definição das grandezas e contornar as diferenças de tamanho e forma física dos indivíduos expostos à radiação.

O papel destas grandezas é fornecer uma estimativa aceitável das grandezas limitantes para o planejamento prospectivo das medidas de controle e otimização e para a avaliação retrospectiva do cumprimento dos limites legais (ICRU 95, 2020).

As grandezas operacionais são obtidas a partir de grandezas físicas por meio de coeficientes de conversão, calculados por simulação computacional através do método de Monte Carlo e são encontrados na norma ISO 4037:2019 (ISO, 2019$_b$).

2.2.3.1 Grandeza Operacional para Monitoração Individual

São grandezas definidas no indivíduo, em um campo de radiação real, e devem ser medidas diretamente sobre o indivíduo. Como seus valores podem variar de pessoa para pessoa e com o local do corpo onde são feitas as medições, é necessária a obtenção de valores que sirvam de referência.

Assim sendo, em 1980, a ICRU, em sua publicação 33, propôs uma esfera de 30 cm de diâmetro, feita de material tecido-equivalente e densidade de 1 $\mathrm{g/cm^3}$, como um simulador do tronco humano, baseado no fato de que quase todos os órgãos sensíveis à radiação poderiam ser nela englobados. Sua composição química, em massa, é de 76,2% de oxigênio, 11,1% de carbono, 10,1% de hidrogênio e 2,6% de nitrogênio. Desta forma, todos os valores utilizados como referência para as grandezas radiológicas deveriam ter como corpo de prova de medição, a esfera da ICRU.

Devido à dificuldade de fabricação da esfera ICRU, são utilizados simuladores alternativos, como exemplificado adiante.

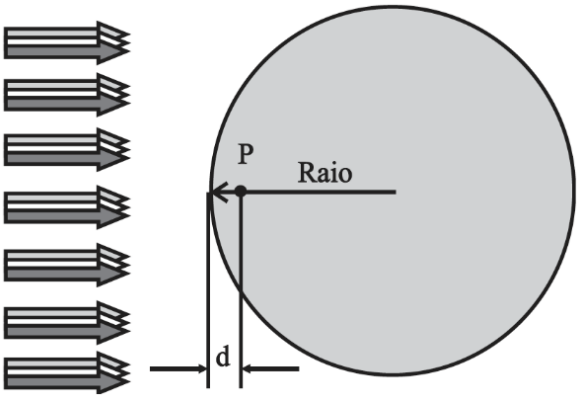
a. Equivalente de Dose Individual ($H_p(\mathrm{d})$)

É o equivalente de dose em tecido mole, numa profundidade d em milímetros, abaixo de um ponto especificado sobre o corpo.

Com o intuito de se alcançar a melhor estimativa da Dose Efetiva, a grandeza é padronizada na profundidade de 10 mm; para a estimativa de dose na pele e extremidades, na profundidade de 0,07 mm; para a estimativa da dose no cristalino, na profundidade de 3 mm.

Todos os equivalentes de dose foram definidos originalmente a partir da esfera ICRU, conforme a Figura 7.

Figura 7: Geometria de irradiação da esfera ICRU em um ponto com profundidade d.

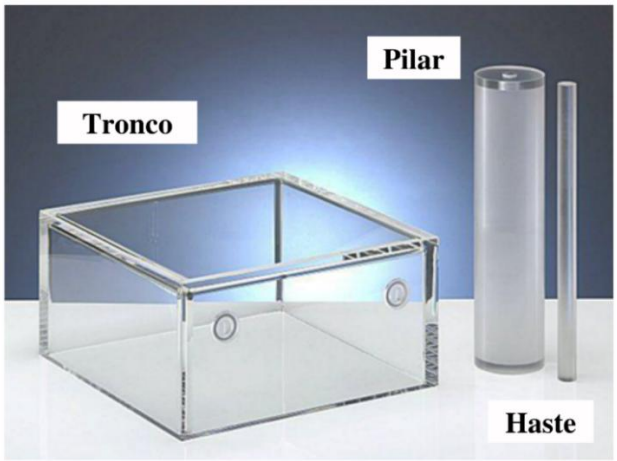


Fonte: Tauhata *et al.* (2013).

De forma alternativa, a ICRU 47 (1992) recomendou o uso de simuladores de polimetilmetacrilato (PMMA), com densidade de 1,19 $\mathrm{g/cm^3}$ de composição de 8,05% de hidrogênio, 59,99% de carbono e 31,96% de oxigênio, para a calibração dos dosímetros, pois estes apresentam densidade e retroespalhamento similares ao da esfera ICRU. Logo, $H_p(\mathrm{d})$

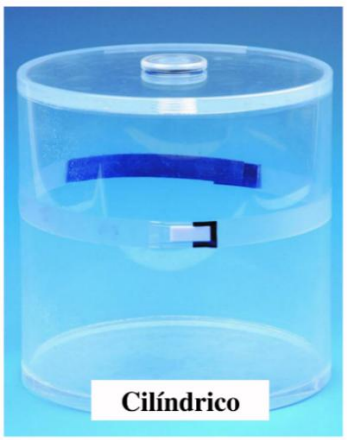
foi estendido para simuladores adequados padronizados pela ISO 4037:2019 (ISO, 2019$_b$). Estes são exibidos nas Figuras 8 e 9.

Figura 8: Simuladores alternativos propostos pela ICRU 47: tronco, pilar e haste.



Fontes: Adaptado de https://www.ptwdosimetry.com/en/products-metrology/iso-calibration-phantoms/ (acessado no dia 25/07/2022, 22:30).

Figura 9: : Simulador alternativo cilíndrico proposto pela ICRU 47.



Fonte: Adaptado de https://www.rotundascitech.com/products/eye-dosimetry-hp3-head-phantom (acessado no dia 25/07/2022, 22:23).

i. Simulador de tronco

Representa o tronco humano ao simular o retroespalhamento da radiação incidente. Este simulador é constituído por um paralelepípedo de PMMA, preenchido com água, com dimensões de 300 mm x 300 x 150 mm. A face frontal possui 2,5 mm de espessura e as demais 10 mm.

ii. Simulador de haste

Representa um dedo ao simular o retroespalhamento da radiação incidente. É constituído por um cilindro de PMMA de 19 mm de diâmetro e 300 mm de comprimento.

iii. Simulador pilar

Representa o pulso ou tornozelo ao simular o retroespalhamento da radiação incidente. Este é constituído por um cilindro oco de PMMA, preenchido com água, com diâmetro externo de 73 mm e comprimento de 300 mm. A parede deste cilindro tem espessura de 2,5 mm enquanto a base e o topo possuem 10 mm de espessura.

iv. Simulador cilíndrico

Representa a cabeça ao simular o retroespalhamento da radiação incidente. Este é constituído por um cilindro oco de PMMA, preenchido com água, de diâmetro externo e comprimento iguais a 200 mm. A parede, a base e o topo do cilindro possuem espessura de 5 mm.

2.3 Monitoração Individual Externa

A Monitoração Individual Externa tem por finalidade a avaliação da dose de radiação ionizante depositada em tecidos e órgãos de um indivíduo exposto a fontes externas a ele. Para exposições ocupacionais, especificamente, isto é feito através da utilização de um ou mais dosímetros individuais e permite a avaliação das condições de trabalho e exposições acidentais, bem como a comparação com os limites de dose estabelecidos.

Na Monitoração Individual Externa, as doses de radiação ionizante são medidas na forma de grandezas operacionais que possam ser correlacionadas com os efeitos atuais ou potenciais das radiações ionizantes no indivíduo.

2.3.1 Radioproteção

A proteção radiológica dos IOE deve obedecer aos três princípios: justificação, otimização e limitação da dose (CNEN, 2011[a]). Tendo em vista o princípio da limitação de dose, a norma CNEN-NN-3.01 estabelece os limites de dose anuais (Tabela 1), os quais servem como um controle da exposição ocupacional no Brasil.

Tabela 1: Limites anuais de dose ocupacional e de público recomendados.

Grandeza	Órgão	IOE	Público
Dose Efetiva	Corpo inteiro	20 mSv (a)	1 mSv (b)
Dose Equivalente	Cristalino	20 mSv (a)	15 mSv
	Pele (c)	500 mSv	50 mSv
	Mãos e pés	500 mSv	---

(a) Média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano.
(b) Em circunstâncias especiais, a CNEN poderá autorizar um valor de dose efetiva de até 5 mSv em um ano, desde que a dose efetiva média em um período de 5 anos consecutivos não exceda a 1 mSv por ano.
(c) Valor médio em 1 cm^2 de área, na região mais irradiada.

Fonte: Adaptado de CNEN-NN-3.01.

2.3.2 Dosimetria Ocupacional Externa

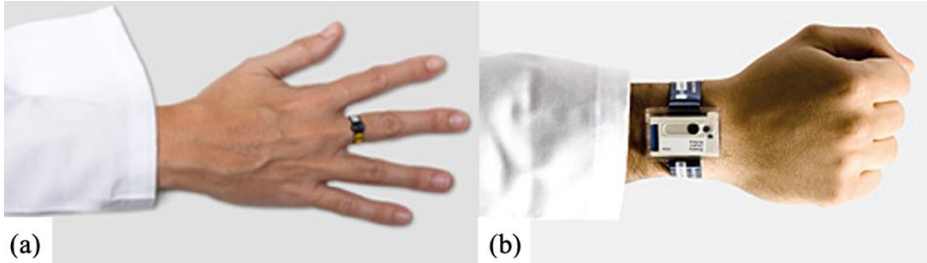
O controle de dose é realizado através do uso de dosímetros posicionados no tórax, a fim de estimar a dose efetiva a partir da medição na grandeza $H_p(10)$.

Para campos não uniformes ou radiações pouco penetrantes, deve-se ser estimada também, além da dose efetiva, a dose equivalente em tecidos específicos. No caso das extremidades, deve se estimar a dose equivalente na pele, através de monitores individuais calibrados na grandeza operacional $H_p(0{,}07)$ e utilizados na forma de anel ou pulseira. Os dosímetros de tórax e extremidades (anel e pulseira) são mostrados conforme a Figura 10 e 11, respectivamente. No caso da dose equivalente no cristalino, deve- se usar monitores individuais calibrados na grandeza operacional $H_p(3)$ próximos aos olhos, conforme a Figura 12 (CNEN, 2018).

Figura 10: Dosímetros de tórax.

Fonte: https://www.metrobras.com.br/ (acessado no dia 20/07/2022, 18:52).

Figura 11: Dosímetros de extremidades nas formas de anel (a) e pulseira (b).



Fonte: https://www.dosimetria.com/pt-pt/dosimetria/dosimetria-individual/ (acessado no dia 20/07/2022, 18:27).

Figura 12: Dosímetro de cristalino.

Fonte: https://www.radpro-int.com/tld-1/extremity/ (acessado em 10/01/2022, 19:20).

Em abril de 2011, através do Comunicado “Statement on Tissue Reaction”, a ICRP alterou o limiar de dose absorvida pelo cristalino do olho para 0,5 Gy em decorrência de evidências epidemiológicas, então recentes, que sugeriram que o limiar de dose de efeitos (reações teciduais) com manifestação tardia incluindo a catarata, seriam menores do que os previamente considerados. Consequentemente, o limite de dose equivalente no cristalino foi reduzido para 20 mSv/ano (média de cinco anos, desde que nenhum ano ultrapasse 50 mSv) (ICRP, 2011). No Brasil, atendendo ao comunicado da ICRP, o limite anual de dose equivalente no cristalino foi reduzido de 150 mSv para 20 mSv em 24 de agosto de 2011 (CNEN, 2011_d).

Desta redução de limite emerge então, a necessidade de avaliação da dose equivalente recebida no cristalino dos IOE. Isto, principalmente em áreas de radiologia intervencionista e medicina nuclear, uma vez que os trabalhadores envolvidos nestes âmbitos têm a possibilidade de exceder, em condições normais de trabalho, o limite anual revisado. No entanto, mesmo com a orientação da CNEN de que os procedimentos adotados para estimativa de dose no cristalino sejam descritos no Plano de Proteção Radiológica (PPR), ainda não existe uma metodologia para autorizar o funcionamento de SMIE de cristalino e consequentemente, não há qualquer SMIE de cristalino autorizado pela CNEN no Brasil. (CNEN 2011_a; FISCH, 2018). Além disso, a pesar da redução do limite de dose em 2011 e da cobrança no PPR das instalações, a monitoração de cristalino começou a ser realizada no Brasil a partir de 2016 de forma muito incipiente, com apenas onze IOE monitorados (ALENCAR *et al.*, 2017).

A legislação brasileira exige que os serviços de monitoração individual externa (SMIE) sejam autorizados por um órgão responsável. Para a monitoração individual de corpo inteiro, a autorização é fornecida pelo Comitê de Avaliação e Serviços de Ensaio e Calibração (CASEC/CNEN). Desta forma, como parte do processo de autorização, os sistemas dosimétricos necessitam atender a certos requisitos técnicos de desempenho, descritos no regulamento IRD-RT N° 002.01/95 do CASEC (CNEN, 2011_c; CNEN, 2013; IRD, 1995_b; MTE, 2005). Contudo, para os SMIE de cristalino ainda não existe, no Brasil, este processo de autorização e, consequentemente, não há padronização na sistemática de medição de dose e sequer confiabilidade nos valores de dose de cristalino avaliados. No entanto, existe uma determinação pela Posição Regulatória 3.01/005:2011 da CNEN para se utilizar monitores individuais calibrados na grandeza operacional $H_p(3)$ para este tipo de dosimetria (CNEN, 2011_c).

2.3.3 Requisitos de Desempenho de Sistemas Dosimétricos de Monitoração Individual

2.3.3.1 Norma IEC 62387

A Comissão Eletrotécnica Nacional (IEC – "*International Electrotechnical Commission*") é uma organização mundial que tem por objetivo a promoção da cooperação internacional em todas as questões relativas à padronização nos campos elétrico e eletrônico. Para isto, a IEC publica normas que servem como recomendações no âmbito internacional.

A norma IEC 62387 é relativa à proteção radiológica, mais especificamente, aos sistemas dosimétricos passivos usados em monitoração individual e ambiental para fótons e radiação beta. Nesta, encontram-se os requisitos e testes de desempenho para a avaliação de sistemas dosimétricos e portanto, a mesma é utilizada internacionalmente como referência para este fim. Para este trabalho foi utilizada a versão ISO 62387:2020.

2.3.3.2 Curvas Trombeta

Um dos métodos mais utilizados para verificação da resposta de sistemas dosimétricos é o uso das Curvas Trombeta, descritas na norma ISO 14146. Estas curvas permitem a análise do desempenho do sistema, avaliando diversos parâmetros, como por exemplo: se este subestima ou superestima o valor de dose, e problemas de calibração.

O CASEC/IRD também adotou estas curvas como um dos métodos para análise de desempenho dos sistemas dosimétricos. Contudo, a versão das Curvas Trombeta é referente a versão da norma ISO 14146:2000, Equação 14 (ISO, 2000).

$$\frac{1}{1{,}5}\left(1-\frac{2H_o}{H_o+H}\right) \leq \frac{A}{H} \leq 1{,}5\left(1+\frac{H_o}{2H_o+H}\right) \qquad (14)$$

Onde:

H_o: limite inferior do intervalo de dose avaliado;

H: valor de referência na grandeza de interesse ($H_p(d)$);

A: valor avaliado de dose.

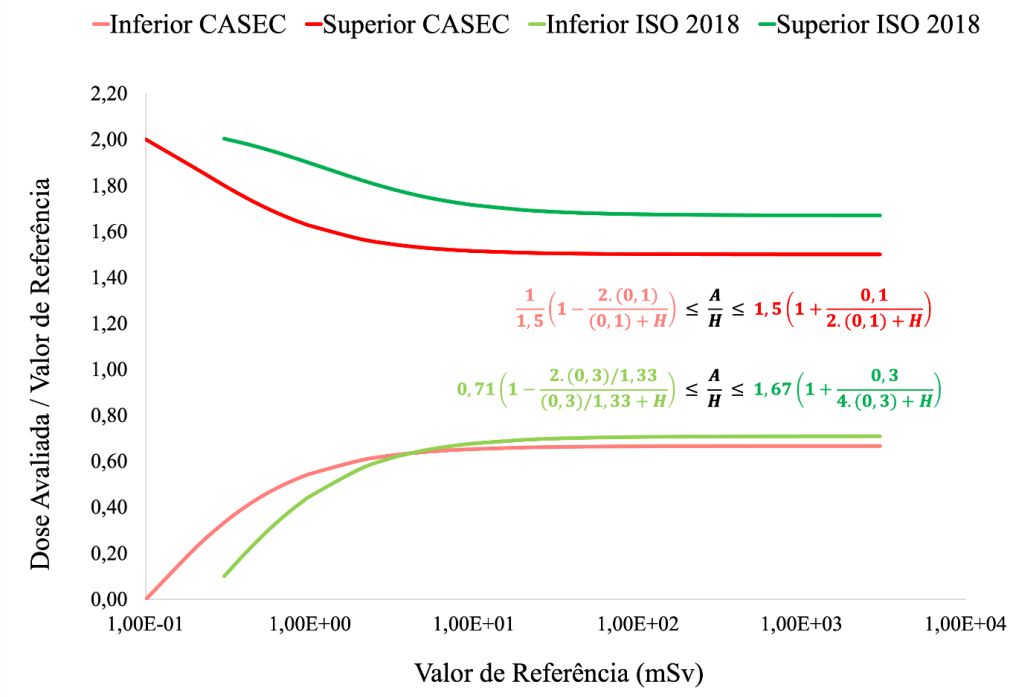
Onde H_o é definido pelo CASEC como sendo o Nível de Registro (NR) com valor de 0,1 mSv para dose efetiva.

Na revisão da norma ISO 14146 de 2018, os limites das Curvas Trombeta para feixes de radiação com energia média acima de 10 keV, foram modificados, Equação 15. O intervalo referente ao limite inferior diminuiu a partir do valor de referência de 4 mSv, e o intervalo para o limite superior aumentou (ISO, 2018).

$$0{,}71\left(1-\frac{2H_o/1{,}33}{H_o/1{,}33+H}\right) \leq \frac{A}{H} \leq 1{,}67\left(1+\frac{H_o}{4H_o+H}\right) \tag{15}$$

No que tange a monitoração individual de cristalino, a norma IEC 62387:2020 quanto a norma ISO 14146:2018 adotam o valor de H_o igual a 0,3 mSv em $H_p(3)$. No Brasil, a Resolução N° 230 de 2018 da CNEN, que altera a Posição Regulatória 3.01/004:2011, estipula o Nível de Registro somente para dose efetiva, sendo este igual a 0,10 mSv. No entanto, este valor também é usado como Nível de Registro para doses de cristalino. Na Figura 13, podem ser visualizadas as Curvas Trombeta definidas pela ISO 14146:2018 em $H_p(3)$ com H_o de 0,3 mSv, bem como as Curvas Trombeta adotadas pelo CASEC/IRD, com NR de 0,10 mSv. Ao analisá-las, é possível notar que as curvas atuais, adotadas pela ISO 16164:2018, são mais restritivas para o limite inferior quando comparadas às curvas adotadas pelo CASEC. Contrariamente, estas curvas são menos restritivas em relação ao limite superior do que as do CASEC. Isto demonstra um comportamento conservativo no que tange a radioproteção.

Figura 13: Curvas trombeta definidas pela ISO 14146:2018 e as adotadas pelo CASEC/IRD.



Fonte: Autora.

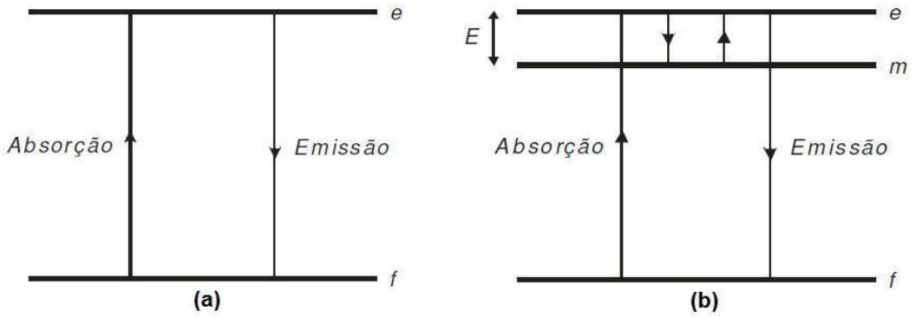
2.4 Dosimetria Termoluminescente (TL)

2.4.1 Luminescência

A luminescência é o fenômeno observado quando se fornece energia a um material e uma parte desta energia é absorvida e, posteriormente, reemitida em forma de luz devido a um estímulo externo ao material. A energia fornecida ao material pode ser na forma de radiação ionizante e o comprimento de onda da luz emitida é característico do material luminescente e não da radiação incidente.

Dependendo do tempo entre a excitação e a emissão de luz, o fenômeno é classificado como fluorescência ou fosforescência. A fluorescência é a emissão de luz num intervalo de tempo menor que 10^{-8} segundos após a excitação. Em contrapartida, na fosforescência, o sistema, ao decair do estado excitado, permanece em um estado metaestável por um tempo maior que 10^{-8} segundos. Para retornar ao estado fundamental, o sistema precisa receber energia suficiente para voltar ao estado excitado e só então sofrer a desexcitação por um processo similar ao da fluorescência, Figura 14 (b) (BATISTA, 2011).

Figura 14: Esquema de níveis energéticos mostrando os processos de fluorescência (a) e fosforescência (b).



Fonte: Batista (2011).

Este fenômeno pode ser classificado em função do tipo de estímulo que provoca a emissão de luz:

a. Luminescência opticamente estimulada (OLS) – estímulo por luz;

b. Quimioluminescência – estímulo por reação química;

c. Radioluminescência – estímulo por radiação ionizante;

d. Termoluminescência – estímulo por calor;

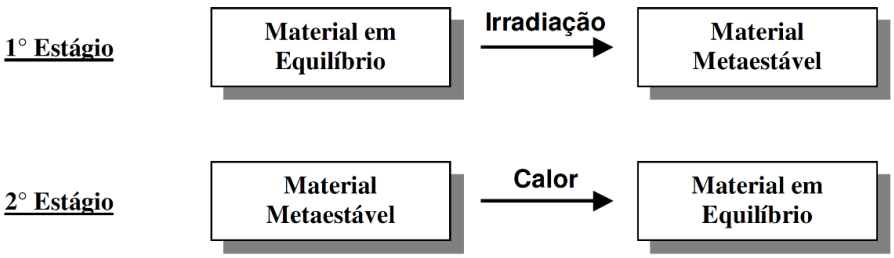
e. Triboluminescência – estímulo por efeito mecânico.

Sendo assim, a termoluminescência nada mais é que uma fosforescência termicamente estimulada.

2.4.2 Termoluminescência

A termoluminescência é a emissão de luz por um dado material cristalino, isolante ou semicondutor, previamente irradiado, quando estimulado por meio de aquecimento. Este fenômeno é essencialmente um processo composto por dois estágios, Figura 15. No primeiro estágio, o material é exposto à radiação ionizante (irradiação), absorve a energia desta radiação e passa de um estado de equilíbrio termodinâmico para um estado metaestável (armazenamento de energia). No segundo estágio, o material passa do estado metaestável para o estado de equilíbrio termodinâmico mediante a um estímulo térmico, liberando energia na forma de energia luminosa (emissão de luz).

Figura 15: Representação esquemática dos dois estágios da termoluminescência.

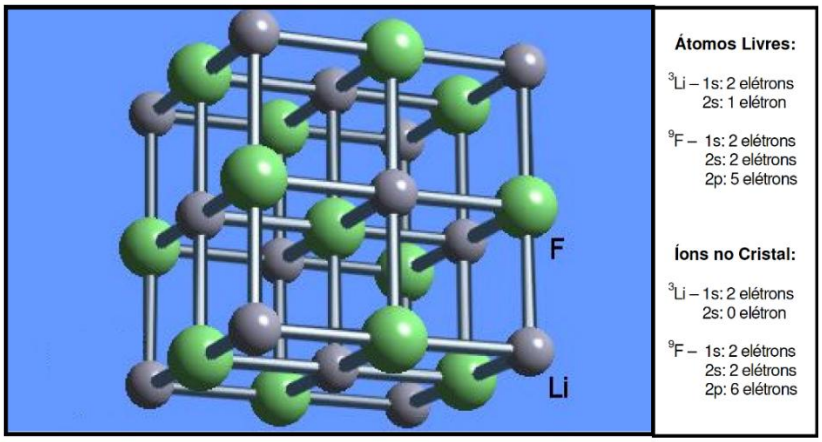


Fonte: Adaptado de McKeever (1995).

Este processo é explicado pela Teoria de Bandas de Energia dos sólidos, uma vez que um cristal, isolante ou semicondutor, possui uma zona proibida entre as bandas de valência e de condução. A banda proibida, de maneira simplificada, é uma região com estados de energia inacessíveis aos elétrons e lacunas (FERREIRA, 2017). Isto pois, energias entre o nível mais alto da banda de valência e o nível mais baixo da banda de condução não são correlacionadas a nenhum estado possível (MAURICIO, 2001). O modo com que os elétrons ocupam as bandas de energia é explicado pelo Princípio de Exclusão de Pauli. Tomando como exemplo o Fluoreto de Lítio (LiF), percebe-se que ao se formar, o átomo de Li perde o elétron mais externo (do orbital 2s), que passa a completar o orbital mais externo do átomo de F (orbital 2p), Figura 16. Assim, os orbitais 2p dos íons negativos de F (F') no cristal vão contribuir para a formação da banda de valência (completamente ocupada por elétrons) do material e os orbitais 2s dos íons positivos de Li (Li*) para a formação da banda de condução (esvaziada)

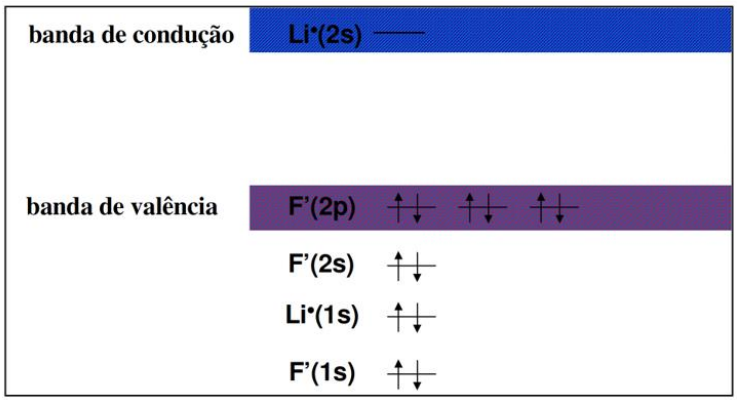
(MAURICIO, 2001), Figura 17. Esses dois orbitais formam a banda proibida, onde não há a existência de níveis intermediários de energia. Todavia, defeitos na rede cristalina ou impurezas geram estados metaestáveis na banda proibida, denominados armadilhas de elétrons e armadilhas de buracos (MAURICIO, 2001).

Figura 16: Estrutura cristalina do LiF.



Fonte: Mauricio (2001).

Figura 17: Representação planar das bandas de energia do LiF no estado de equilíbrio termodinâmico.



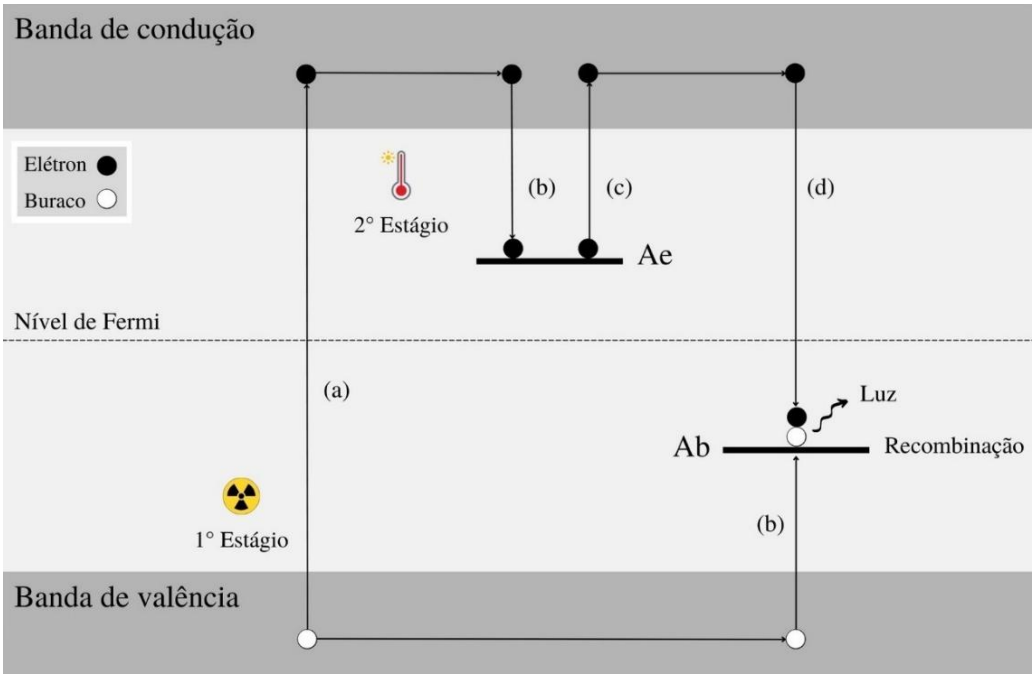
Fonte: Adaptado de Mauricio (2001).

2.4.2.1 Estágio 1: armazenamento da energia

O processo de absorção de energia em materiais não metálicos pode ocorrer através de diferentes processos. Cada um destes processos resulta em alguma modificação do material, classificada como defeito induzido por radiação. Um defeito induzido por radiação é qualquer espécie eletrônica ou iônica, fora de seu estado de equilíbrio termodinâmico, originada no material pela radiação. O mecanismo de produção de defeitos através do processo de

excitação eletrônica, ocorre via produção de par elétron-buraco (éxcitons). Um éxciton possui grande mobilidade na rede cristalina (MAURICIO, 2001). Tendo isso em vista, para que os elétrons saiam da banda de valência para a banda de condução, a energia absorvida deve ser maior que a diferença de energia entre estas bandas. Caso isto seja verdade, os elétrons podem migrar, formando lacunas, ou buracos, na banda de valência (Figura 18 – transição a). Estas cargas podem então, ser aprisionadas em Ae, armadilha de elétrons, e em Ab (Figura 18 – transição b), armadilha de buracos ou centros de recombinação (McKEEVER, 1995).

Figura 18: Esquema simplificado da Termoluminescência: (a) formação de pares elétron-buraco; (b) armadilhamento de elétron e buraco; (c) liberação do elétron com o aquecimento; (d) recombinação e emissão de luz.



Fonte: Autora.

2.4.2.2 Estágio 2: liberação da energia

O calor estimula a liberação do elétron do centro Ae com probabilidade calculada pela equação de Arrehnius:

$$p(T) = s(T)e^{-E/kT} \tag{16}$$

Onde:

s(T): fator frequência;

E: energia necessária para levar o elétron da armadilha de elétrons até a banda de condução (transição c);

k: constante de Boltzmann;

T: temperatura.

Logo, o aumento da temperatura aumenta a probabilidade de se encontrar o elétron com energia suficiente para ser liberado da armadilha (MAURICIO, 2001).

A taxa de liberação dos elétrons da armadilha Ae é dada por:

$$\frac{dn}{dt} = -ns\, e^{-E/kT} + n_c\,(N-n)\,A \tag{17}$$

Onde:

n: concentração de elétrons armadilhados;

s: fator frequência;

E: energia necessária para levar o elétron da armadilha de elétrons até a banda de condução;

k: constante de Boltzmann;

T: temperatura;

n_c: concentração de elétrons livres;

N: concentração de armadilhas de elétrons ativas disponíveis;

A: probabilidade de transição.

Uma vez na banda de condução, o elétron fica livre, podendo ser armadilhado novamente ou se recombinar com um buraco em Ab (transição d), emitindo luz. A intensidade da luz emitida é proporcional à taxa de recombinação de elétrons. Existem alguns modelos matemáticos que explicam o fenômeno da termoluminescência, mas um dos mais simples e conhecidos é o modelo de Randall-Wilkins, Equação 18.

$$I(T) = \phi\, n_0 s\, e^{-E/kT}\, e^{\left[(-s/\beta)\int_{T_0}^{T} e^{-E/kT'}\, dT'\right]} \tag{18}$$

Com um aquecimento linear de $T = T_0 + \beta t$.

Onde:

ϕ: eficiência da luminescência;

n_0: número inicial de elétrons aprisionados;

s: fator frequência;

E: energia necessária para levar o elétron da armadilha de elétrons até a banda de condução;

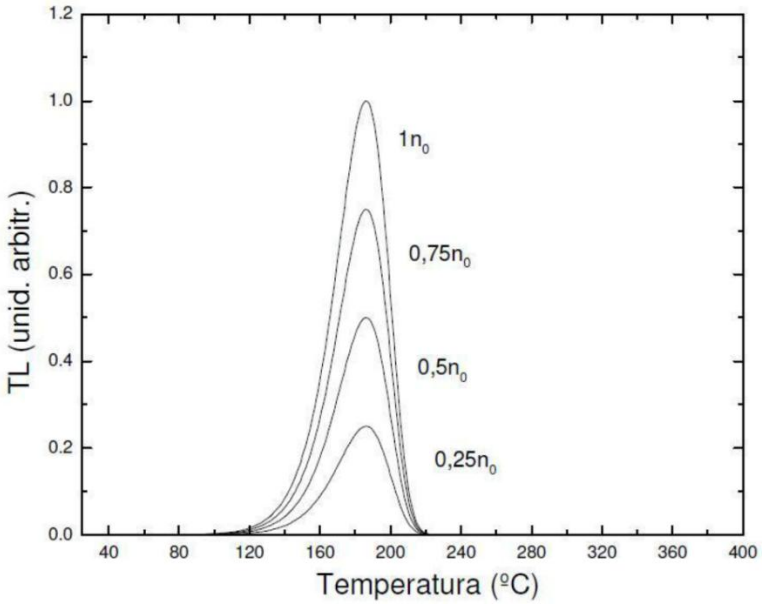
k: constante de Boltzmann;

T: temperatura;

β: taxa de aquecimento.

O fator mais importante para a dosimetria é o n_0, visto que seu valor é proporcional ao número de ionizações causadas pela radiação. A Figura 19 mostra a curva de emissão TL pela equação de Randall e Wilkins. Nota-se que tanto a área sob a curva, como o ponto de máximo, são proporcionais a n_0. Desta forma, a integral da curva é uma forma de quantificar a dose absorvida pelo material TL (BATISTA, 2011). É importante acrescentar ainda que, em uma curva TL cada pico de temperatura é associado a uma armadilha diferente (MAURICIO, 2001).

Figura 19: Curva de emissão termoluminescente a partir do modelo matemático de Randall-Wilkins, com os parâmetros E= 1,2 eV; s = 10^{12}/s e β = 1°C/s.



Fonte: Batista (2011).

2.4.3 Dosimetria

Uma vez que a intensidade da emissão luminosa de um material TL é proporcional à dose de radiação recebida, o fenômeno da termoluminescência pode ser usado para fins dosimétricos. Para caracterizar a intensidade do feixe de radiação é necessário que se defina uma grandeza dosimétrica de interesse. A intensidade de luz emitida (TL) é correlacionada, então, à grandeza dosimétrica de interesse por um processo de calibração (MAURICIO, 2001).

2.4.3.1 Detector TL

Muitos compostos cerâmicos têm propriedades termoluminescentes. No entanto, um material termoluminescente só pode ser utilizado como dosímetro se combinar algumas características específicas. São elas (CAMPOS, 1998):

a. Resposta linear para um grande intervalo de dose;
b. Alta eficiência de detecção;
c. Boa reprodutibilidade;
d. Alguns materiais TL possuem número atômico efetivo (Z_{eff}) próximo ao do tecido equivalente (Z_{eff} do tecido mole = 7,4);
e. Curva de emissão com pico bem resolvido;
f. Reutilizável.

Todavia, estes detectores apresentam as seguintes desvantagens (ATTIX, 1986):

a. Desvanecimento (*Fading*): liberação espontânea dos elétrons das armadilhas com o tempo de armazenamento dos detectores, influenciado pelas condições ambientais;
b. O comportamento do detector TL é influenciado por sua história térmica;
c. Respostas não imediatas: necessitam de uma instrumentação para obtê-las.

O desempenho de um sistema dosimétrico com TLD é, normalmente, medido através de propriedades tais como: homogeneidade, reprodutibilidade, linearidade, dependência energética, dependência angular, limite inferior de detecção e desvanecimento. Estas propriedades são resumidamente apresentadas adiante.

a. Homogeneidade

Para que um material possa ser utilizado como TLD é preciso que se possa fabricar lotes que tenham sempre a mesma resposta TL. A sensibilidade pode variar entre os lotes de fabricação, mas a forma e o comportamento da emissão TL devem ser os mesmos. Dentro de um mesmo lote de fabricação, é ainda desejável que a sensibilidade dos detectores TL seja a mesma, para que não haja a necessidade do uso de fatores de calibração diferentes para cada TLD (MAURICIO, 2001).

b. Reprodutibilidade

Para que um material TL seja utilizado em dosimetria, o sistema de medição deve possuir a característica de reproduzir as mesmas respostas TL em sucessivas irradiações (OBERHOFER, 1981). Quando o dosímetro é irradiado sob as mesmas condições, os valores de leitura devem se repetir, dentro de um intervalo aceitável. Esta propriedade é denominada reprodutibilidade e pode ser expressa, em determinados casos, pelo desvio padrão de várias medidas realizadas pelo mesmo TLD sob possíveis variações intrínsecas às condições de irradiação e leitura (FRANCISCO, 2016). Quanto menor for o desvio padrão, melhor é a reprodutibilidade (OBERHOFER, 1981).

c. Linearidade

A linearidade de resposta é uma característica desejável em um TLD visto que permite uma maior exatidão nas medidas, uma vez que não são necessárias correções que influenciam na incerteza do cálculo de dose. Esta propriedade consiste em haver uma relação linear entre a intensidade TL e a grandeza dosimétrica que se queira avaliar. Além disto, é desejável também que a constante de proporcionalidade seja independente da taxa de dose (MAURICIO, 2001). É válido salientar ainda que, a supralinearidade, ou sublinearidade, não impossibilita o uso dos TLD, mas requer correções e calibrações cuidadosas para que os erros nas medidas sejam minimizados (BATISTA, 2011).

d. Dependência Energética

A dependência energética da resposta TL é a variação da intensidade do sinal TL, para uma determinada dose, em função da energia da radiação incidente. Assim, é importante avaliar a variação do coeficiente de absorção de energia do material com a energia da radiação (MAURICIO, 2001).

Para fótons, a resposta energética do material ($S_E(E)$) é dada pela Equação 19.

$$S_E(E) = \frac{(\mu_{en}/\rho)_{TLD}}{(\mu_{en}/\rho)_{referência}} \tag{19}$$

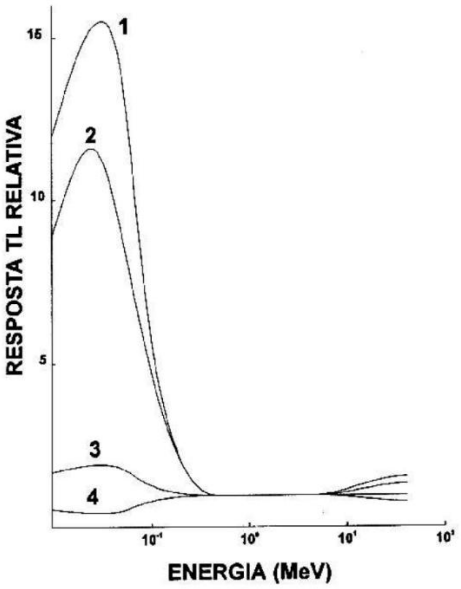
Onde:

$(\mu_{en}/\rho)_{TLD}$: coeficiente mássico de absorção de energia do material do TLD;

$(\mu_{en}/\rho)_{TLD}$: coeficiente mássico de absorção de energia do meio de referência.

Logo, como sabe-se que o coeficiente mássico de absorção de energia varia com a energia do feixe de radiação, pode haver uma variação significativa, a depender do material, na resposta TL. A Figura 20 mostra as respostas relativas para fótons de alguns TLD comerciais, considerando como referência a grandeza kerma e o meio ar. Nota-se que, na faixa de energia de 0,5 a 9,0 MeV as respostas TL relativas se mostram independentes da energia. Em contrapartida, as respostas relativas para energias menores que 0,5 MeV variam em relação ao eixo das abscissas (energia), ou seja, nesta faixa existe dependência energética.

Figura 20: Resposta TL em função da energia dos fótons para kerma no ar: 1- CaF_2: Mn (TLD-400); 2- $CaSO_4$: Dy (TLD-900); 3- LiF: Mg, Ti (TLD-100); 4- BeO.



Fonte: Mauricio (2001).

É desejável que o detector possa ser utilizado em todas as faixas de energia. Assim, este pode ser útil para campos de baixa e alta energia, campos com um amplo espectro (fótons de baixa e alta energia ao mesmo tempo), ou ainda, em campos onde o espectro de energia é

desconhecido. Tendo isto em vista, a dependência energética pode ser corrigida com o uso de filtros, cujo objetivo é a tornar a curva de resposta relativa mais plana possível. Os filtros agem atenuando os fótons de baixa energia, isto é, reduzindo a quantidade destes no campo que atingirá o TLD. Desta forma, a resposta TL nesta faixa de energia será reduzida e a curva de dependência energética será mais linear. Por fim, o detector pode então ser utilizado em vários campos diferentes.

e. Dependência Angular

É preciso conhecer qual a influência do ângulo de incidência da radiação sobre a resposta TL do material que se quer usar. Nas aplicações práticas, o TLD é sempre colocado em algum suporte e, não se deve esquecer que a dependência angular da resposta TL de um TLD, assim como a dependência energética, também depende do tipo e geometria dos materiais destes suportes.

f. Limite Inferior de Detecção (LID)

Todo sistema de medição avalia a grandeza de interesse a partir do menor valor perceptível à sua sensibilidade. Tendo isto em vista, o limite inferior de detecção é definido como o valor avaliado mínimo para o qual o valor de leitura de um dosímetro é significativamente diferente (com 95% de nível de confiança) de um valor de leitura de um dosímetro não irradiado (IRD, 1995_b).

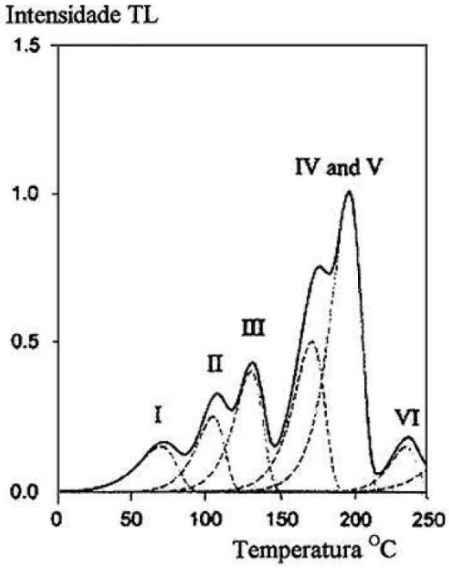
g. Desvanecimento

O desvanecimento ("*fading*") é a perda de informação da dose pelo detector com o tempo de armazenamento. Esta instabilidade de retenção de informação de um dosímetro TL ocorre devido a liberação não intencional de elétrons armadilhados com o tempo (antes da leitura). O desvanecimento pode ocorrer devido a estímulos térmicos ou óticos dos elétrons armadilhados, sendo influenciado pelas condições ambientais de armazenamento como temperatura, umidade e iluminação.

Os cristais TL usados como detectores, em sua maioria, são dopados com algum elemento químico, como impurezas, para aumentar o número de armadilhas e assim melhorar sua eficiência de detecção. São exemplos: LiF: Mg, Ti; LiF: Mg, Cu, P e $CaSO_4$:Dy.

O fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (LiF: Mg, Ti) é o material mais utilizado em dosimetria TL. Sua curva de emissão consiste em cinco picos principais, localizados aproximadamente a temperaturas de 65°C, 120°C, 160°C, 195°C e 210°C Figura 21. O pico de maior temperatura, devido a sua grande estabilidade, é normalmente utilizado em dosimetria (DA ROSA, 1981).

Figura 21: Curva TL do LiF: Mg, Ti: intensidade TL em função da temperatura.

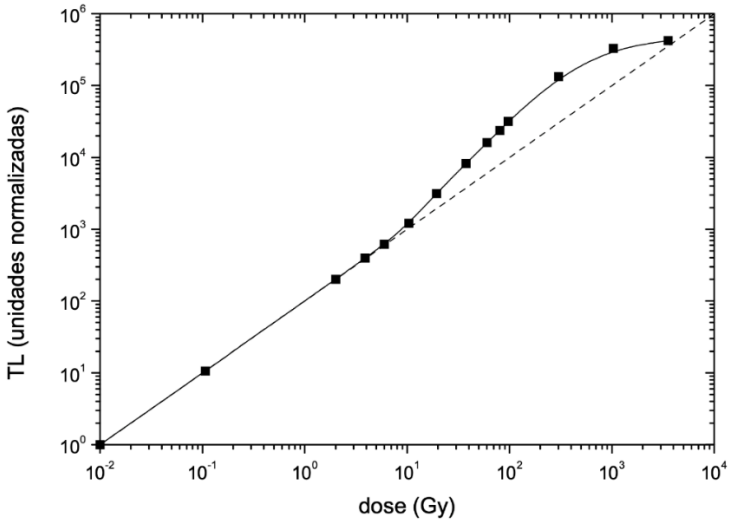


Fonte: Campos (1998).

Além disso, o LiF: Mg, Ti (TLD-100) possui as seguintes características:

a. Apresenta resposta linear até o valor de dose de 1 Gy. Após este valor, apresenta uma região de supralinearidade (McKEEVER, 1995), Figura 22.

Figura 22: Curva de resposta TL com o valor de dose para o TLD-100.



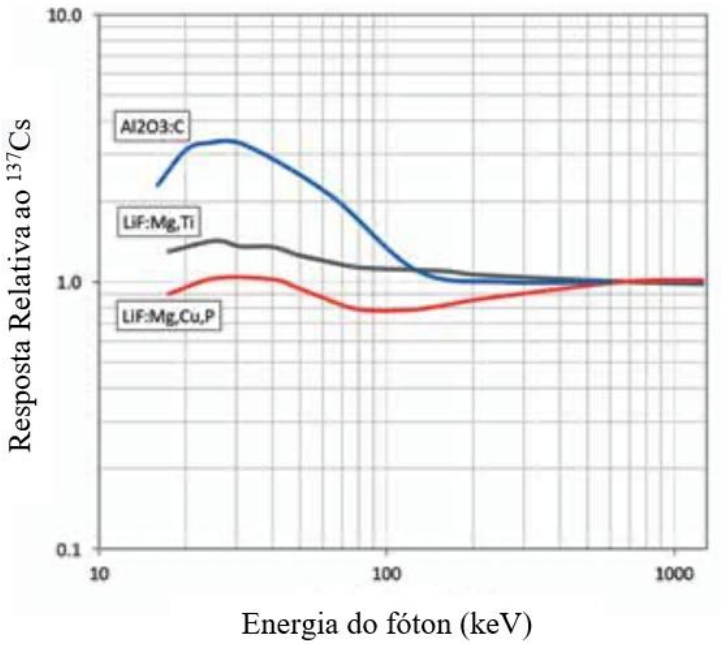
Fonte: Yukihara (2001).

b. Após um ano de armazenamento à temperatura de 25°C ele apresenta uma perda de resposta de apenas 5% (DA ROSA, 1981);

c. Tem Z_{eff} de 8,1 (FURETTA, 2010), que é aproximadamente equivalente ao ar, com Z_{eff} = 7,6, e ao tecido humano, com Z_{eff} = 7,4 (SHERER, 2011);

d. Possui baixa dependência energética. As respostas relativas de três detectores TL para diferentes energias estão dispostas na Figura 23.

Figura 23: Resposta de variados detectores para diferentes energias normalizada para a energia do ^{137}Cs.



Fonte: Adaptado do catálogo "*Thermo Scientific Harshaw TLD Materials and Dosimeters*".

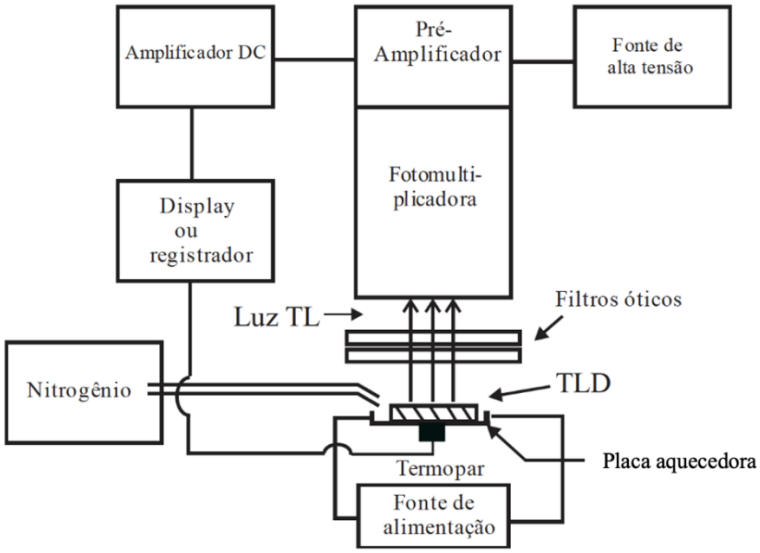
2.4.3.2 Monitor Individual

O monitor individual é um dispositivo composto por um ou mais detectores TL, e compreende o conjunto completo a ser utilizado em dosimetria pessoal, incluindo assim os suportes e possíveis invólucros protetores. Frequentemente, o monitor individual possui também uma quantidade de filtros cuja função principal é corrigir a dependência energética do detector, melhorando assim a exatidão dos resultados (IRD-RT 002.02, 2010).

2.4.3.3 Leitor TL

O leitor TL é um instrumento utilizado para avaliar a dose em função da luz emitida. O esquema de um Leitor TL com aquecimento por resistência elétrica está disposto na Figura 24.

Figura 24: Esquema de um leitor TL.



Fonte: Tauhata *et al.* (2013).

O leitor TL é constituído basicamente por três sistemas:

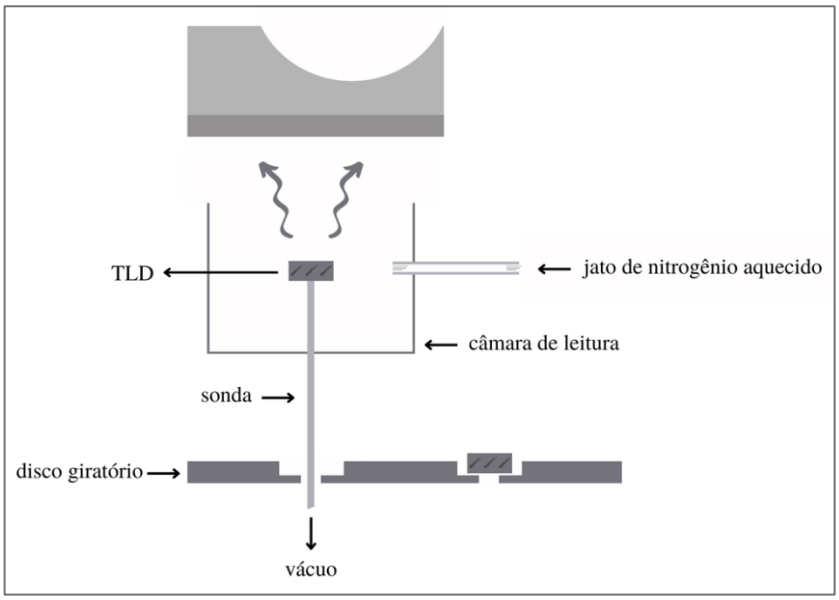
a. Sistema de aquecimento

O aquecimento em um Leitor TL pode ser feito por vários meios:

i. Aquecimento por resistência elétrica (prancheta);
ii. Gás nitrogênio aquecido;
iii. Luz infravermelha.

Neste trabalho, os leitores usados (seção 3.3), possuem sistema de aquecimento por meio do gás nitrogênio aquecido e aquecimento por resistência elétrica. O aquecimento utilizando gás nitrogênio aquecido é feito colocando-se os TLD, dispostos em um disco giratório, na posição de leitura por uma sonda a vácuo que se projeta e eleva os detectores para dentro da câmara de leitura, Figura 25 (OBERHOFER, 1981).

Figura 25: Esquema simplificado do sistema de aquecimento de um leitor TL através do gás nitrogênio aquecido.



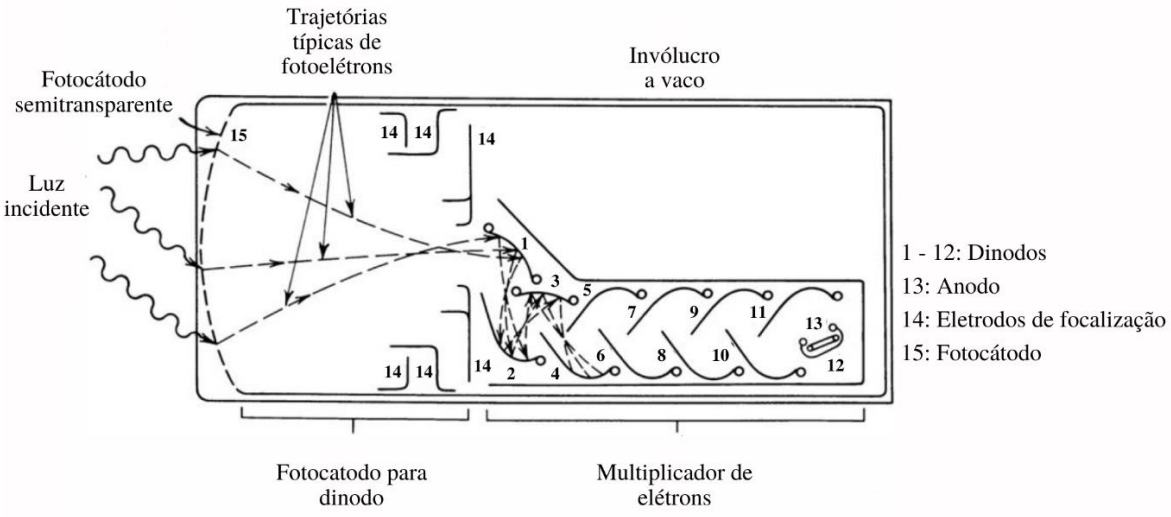
Fonte: Autora.

Por outro lado, o aquecimento por resistência elétrica utiliza uma prancheta metálica de baixa capacidade térmica, na qual o dosímetro é colocado. A potência de aquecimento é geralmente fornecida por um transformador e, portanto, a prancheta atua como o próprio elemento aquecedor (OBERHOFER, 1981). Esta, em geral, é adaptada para diferentes tipos e tamanhos de detector TL.

b. Sistema de detecção de luz

O sistema de detecção de luz é composto por um fotomultiplicador e filtros óticos. Primeiramente, a luz emitida pelo TLD passa através de um sistema de filtros ópticos para que não haja nenhuma contaminação luminosa gerada durante o aquecimento do material. Em seguida, esta interage com o fotocatodo na janela de entrada do tubo fotomultiplicador, Figura 26. Esta interação leva a liberação de fotoelétrons, que são multiplicados ao longo dos dinodos do tubo até chegarem no anodo onde, então, serão convertidos em um sinal de carga elétrica, em Coulomb (C).

Figura 26: Representação de um tubo fotomultiplicador.

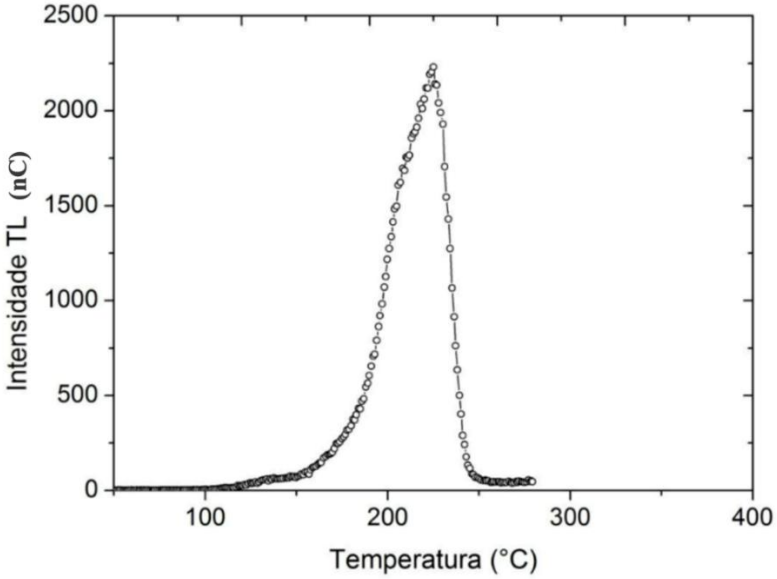


Fonte: Adaptado de Knoll (2010).

c. Sistema de processamento de sinais

A corrente elétrica gerada a partir do sistema de detecção de luz é transformada em um sinal analógico, e convertido para um sinal digital por meio de uma eletrônica associada, resultando em uma curva de carga (nC) por temperatura (°C), Figura 27. A integral desta curva fornece o valor de dose na grandeza de interesse, por meio da calibração.

Figura 27: Curva de emissão do LiF: Mg, Ti obtida 24 horas após irradiação com ^{60}Co e dose de 10 mGy (leitura feita com aquecimento de 5 °C/s até 280 °C).



Fonte: Adaptado de Batista (2011).

2.4.3.4 Ciclos Térmicos

Todo detector TL é submetido a três tipos de ciclos térmicos, Figura 28:

a. Ciclo de pré-aquecimento (*preheat*)

É realizado antes da medição e tem a finalidade de eliminar picos instáveis causados pela temperatura ambiente e relacionados a armadilhas pouco profundas.

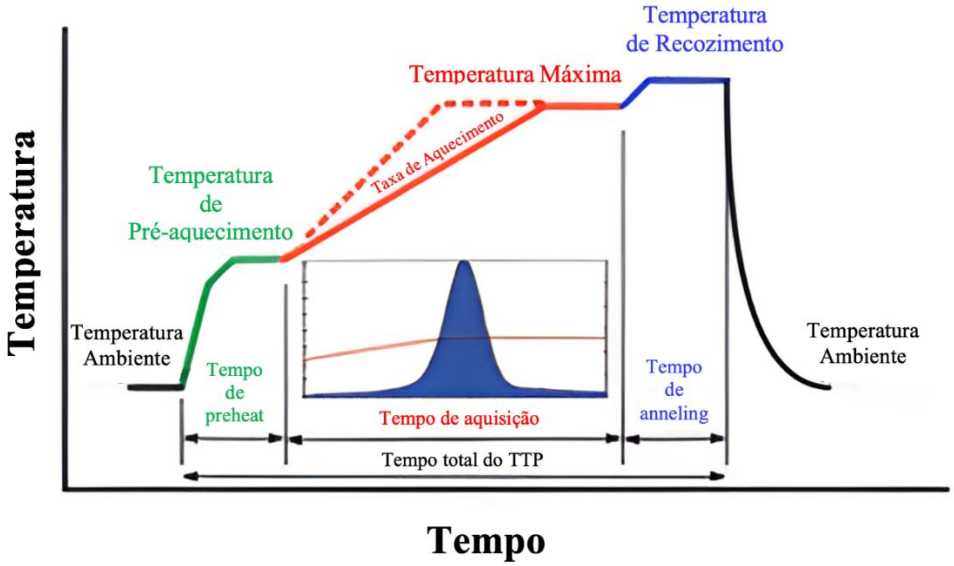
b. Ciclo de aquisição ou Perfil Tempo-Temperatura (TTP – "*Time Temperature Profile*")

Ciclo no qual aplica-se uma rampa de temperatura, a uma taxa constante, até um valor máximo. Assim, o ciclo de aquisição consiste em uma faixa que apresenta o estímulo adequado para o desarmadilhamento dos elétrons.

c. Ciclo de Recozimento (*annealing*)

Ciclo aplicado após a leitura para "zerar" o dosímetro e permitir sua reutilização. Assim, este é responsável pelo desarmadilhamento dos elétrons restantes.

Figura 28: Ciclos térmicos.



Fonte: Adaptado do Catálogo "*Thermo Scientific Harshaw TLD Materials and Dosimeters*".

3 MATERIAIS E MÉTODOS

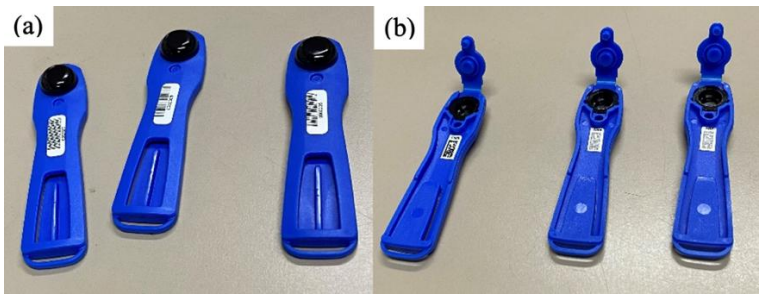
3.1 TLD-100

Para este trabalho, foi utilizado o detector TL LiF:Mg,Ti, denominado TLD-100, no formato de chip, fabricados pela HARSHAW. Suas dimensões são de 3,2 x 3,2 x 0,9 mm^3.

3.2 Monitores de Cristalino

Selecionou-se o modelo de monitor fabricado pela RadPro International GmbH e de nome comercial EYE-D™, conforme Figura 29.

Figura 29: Monitores de cristalino EYE-D™ fechados (a) e abertos (b).

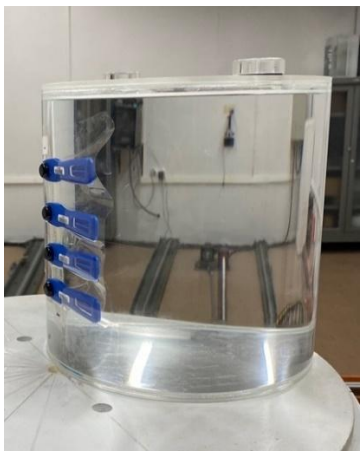


Fonte: Autora.

3.3 Simulador

Para os testes de desempenho realizados, como indicado na norma ISO 4037:2019 (ISO, 2019_b), utilizou-se o simulador cilíndrico de cabeça, Figura 30.

Figura 30: Simulador de cabeça com monitores de cristalino acoplados.

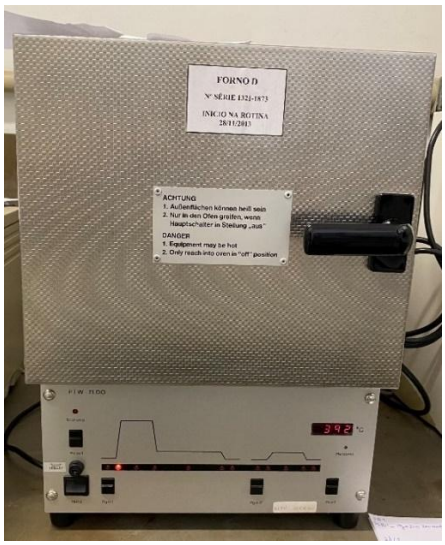


Fonte: Autora.

3.4 Forno e Leitor

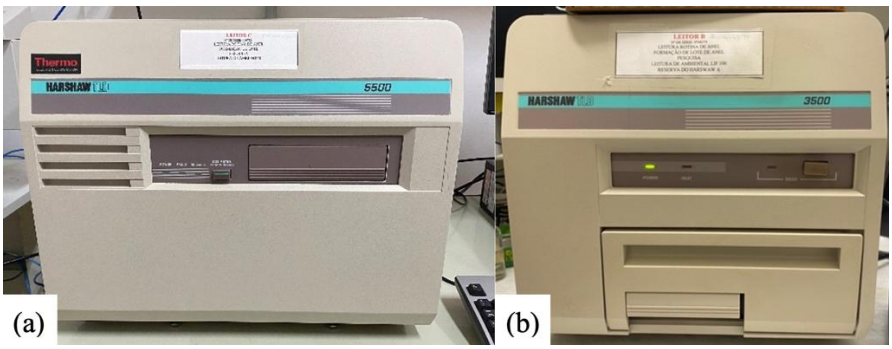
Para este trabalho, foram utilizados o forno automático PTW TLDO e os leitores da HARSHAW modelo 5500 (automático) e 3500 (manual), conforme as Figuras 31 e 32, respectivamente. Todos estes equipamentos pertencem ao Laboratório de Dosimetria Termoluminescente (LDT) da Divisão de Dosimetria (DIDOS) do IRD.

Figura 31: Forno PTW TLDO do Laboratório de Dosimetria Termoluminescente (LDT).



Fonte: Autora.

Figura 32: Leitores HARSHAW 5500 (a) e 3500 do LDT (b).



Fonte: Autora.

O ciclo de recozimento do TLD-100 foi realizado por 1 hora na temperatura de 400 °C e 2 horas na temperatura de 100 °C. O seu ciclo de pré-aquecimento foi feito por 10 minutos na temperatura de 100 °C.

Houve a necessidade de utilização de dois modelos de leitores, pois durante a realização do teste de linearidade, o leitor automático começou a apresentar problemas no aquecimento dos TLD cujo reparo não tinha previsão. Desta forma, do teste de linearidade em diante, o trabalho seguiu com o uso do leitor manual. Logo, parte das leituras do teste de linearidade, bem como, as leituras do teste de dependência energética e angular e do teste do LID, foram realizadas manualmente. A Tabela 2 sumariza os leitores utilizados em cada teste.

Tabela 2: Leitores utilizados em cada teste de desempenho.

Teste	**Leitor**
Homogeneidade do lote	5500
Reprodutibilidade	5500
Linearidade	5500 e 3500
Dependência Energética e Angular	3500
LID	3500

Fonte: Autora.

Para viabilizar esta mudança de modo a não comprometer a reprodutibilidade do trabalho, foram refeitas as irradiações das doses 0,8 e 2 mSv utilizando 10 detectores TL para cada valor de dose e 10 para a dose zero. Estas já haviam sido feitas da mesma maneira, porém, lidas no leitor automático. Logo, nesta reirradiação, as leituras foram realizadas no leitor manual e posteriormente analisadas para comparação com o leitor automático. A análise foi feita obtendo-se, primeiramente, a razão entre as leituras médias adquiridas com o equipamento automático e manual, para cada valor de dose. Em seguida, a média destas duas razões encontradas foi calculada e serviu como um Fator de Conversão (F_{leitor}) entre leitores. Isto foi feito afim de encontrar-se, a partir de uma leitura manual, uma leitura equivalente ao leitor automático e vice-versa. Os valores encontrados nessa análise são exibidos na Tabela 3.

Tabela 3: Resultados da análise realizada para a troca de leitor.

	Dose (mSv)		**Fator de Conversão (F_{leitor})**
	0,8	**2**	
$\frac{\bar{L}_{liq,A}}{\bar{L}_{liq,M}}$ (a)	0,480	0,464	0,472

(a) Razão entre a Leitura Líquida Média obtida através do leitor automático ($\bar{L}_{liq,A}$) e a Leitura Líquida Média obtida através do leitor manual ($\bar{L}_{liq,M}$).

Fonte: Autora

Logo, ao obter a leitura de uma determinada dose manualmente (L_M), fez-se necessária a utilização da Equação 20 para encontrar a leitura equivalente ao leitor automático (L_M) para a mesma dose.

$$L_A = F_{leitor} \, . L_M \tag{20}$$

De forma análoga, ao adquirir uma leitura no equipamento automático (L_A), é possível obter a leitura equivalente ao leitor manual (L_M) a partir da Equação 21.

$$L_M = \frac{L_A}{F_{leitor}} \tag{21}$$

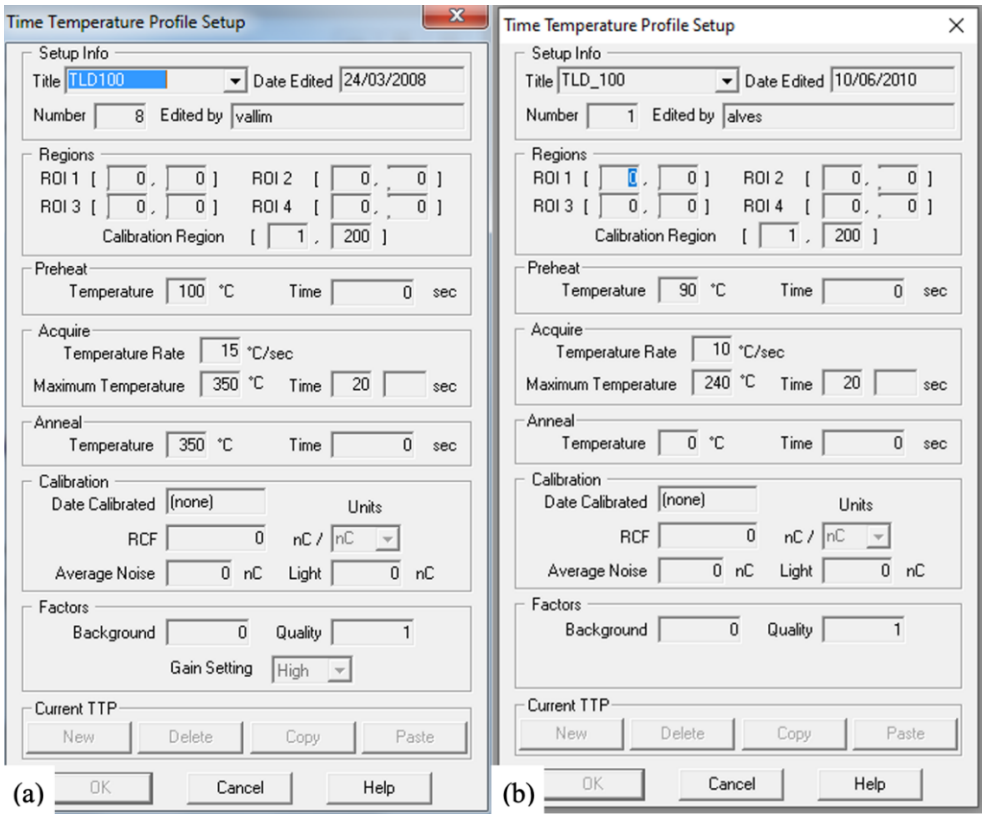
Diante do exposto, somente para o teste de linearidade, onde houve a utilização de ambos os equipamentos, as leituras realizadas no leitor automático foram convertidas em leituras manuais. Para os testes de dependência angular e energética e de LID, tendo em vista que as leituras foram feitas inteiramente no leitor manual, não houve necessidade de conversão das mesmas.

3.5 Software para Análise de Dados

Durante a etapa de leitura, os valores são digitalizados e processados. Para tal, foi utilizado o programa WinREMS™, *Saint-Gobain Crystals and Detectors, Copyright* 1999, 2000, 2001 nas versões PL-26732.8.2.3.0 e Pre PL-26732.006 para o leitores 5500 e 3500, respectivamente.

A leitura apropriada de um TLD é alcançada tendo em vista a configuração de certos parâmetros no TTP (Time Temperature Profile) Setup do software. Dentre estes estão: taxa de aquecimento, temperatura máxima, tempo e região de calibração. Neste trabalho, com o TLD-100, a configuração do TTP foi programada conforme a Figura 33, para o leitor automático e para o manual, respectivamente.

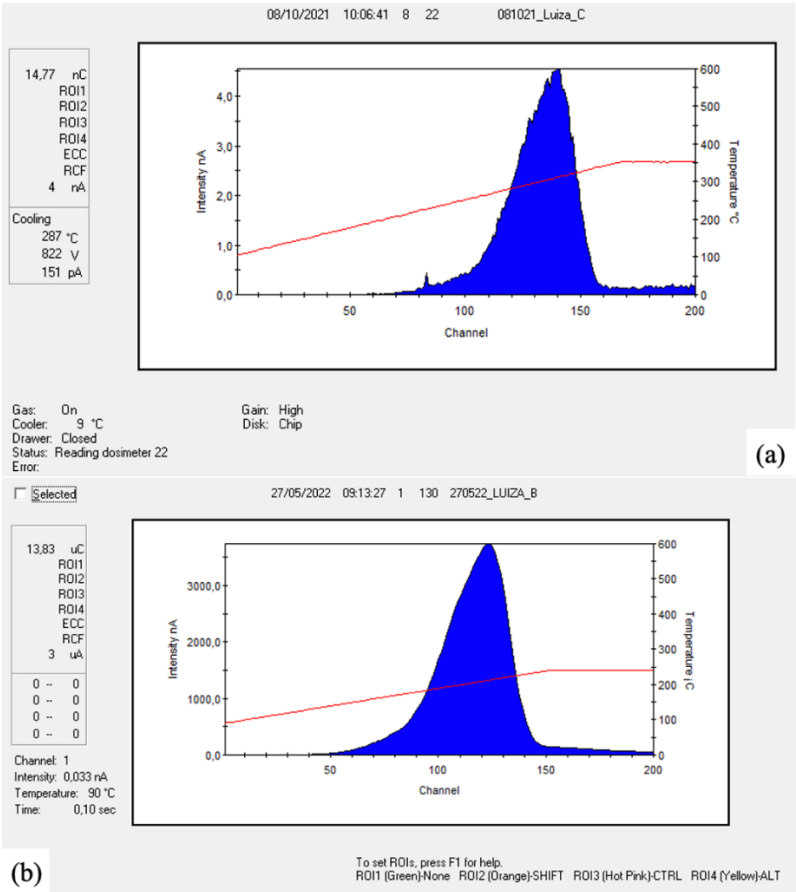
Figura 33: Configuração do TTP no programa WinREMS™ (TTP Setup) no leitor automático (a) e no leitor manual (b).



Fonte: Autora.

Desta forma, com o TTP nas configurações apresentadas, as curvas TL experimentais obtidas para o TLD-100 nos leitores automático e manual são mostradas na Figura 34.

Figura 34: Curvas TL experimentais exibidas pelo software WinREMS™ para o leitor automático (a) e manual (b).



Fonte: Autora.

A integral da curva TL obtida é dada em carga, Coulomb. Logo, para relacioná-la com o valor de dose em $H_p(3)$, Sievert, deve ser realizada uma calibração dos dosímetros.

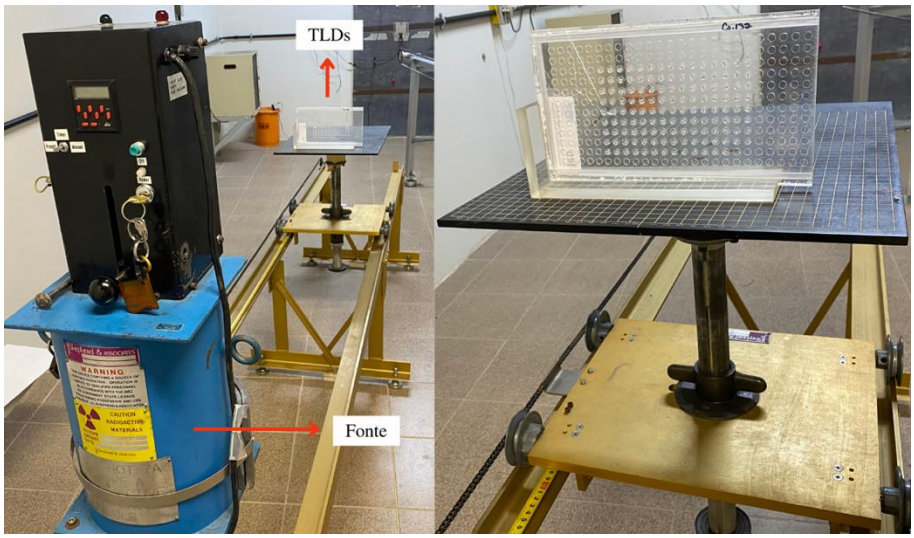
3.6 Separação do Lote

A primeira etapa do trabalho consistiu em selecionar o lote de detectores com o qual o estudo seria realizado. Desta forma, foi escolhido o Lote B de TLD do LDT, composto de 133 detectores LiF:Mg, Ti (TLD-100).

Posteriormente, o lote B, após passar pelas etapas do tratamento térmico, foi irradiado no Laboratório de Irradiação (LABIR/IRD) com uma fonte na qualidade S-Cs, com rastreabilidade ao Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI). Para tal, uma placa de acrílico contendo os detectores foi posicionada em um suporte a 150 cm da fonte e centralizada no campo de irradiação com o auxílio de um laser. O aparato

experimental desta etapa é mostrado conforme a Figura 35. Assim, foram feitas três irradiações, em dias distintos, com as especificações apresentadas na Tabela 4.

Figura 35: Montagem experimental utilizada para irradiação do Lote B e posterior separação do lote para o estudo (LABIR/IRD).



Fonte: Autora.

Tabela 4: Especificações das irradiações para separação do lote do trabalho.

	Exposição (mGy)	**Tempo (minutos)**
1° irradiação		21,30
2° irradiação	4,385	21,30
3° irradiação		21,32

Fonte: Autora.

Além das leituras das irradiações, também se obteve três leituras de dose zero para todos os dosímetros, em dias distintos. Cumpre resultar que, os dois grupos (irradiados e de dose zero) passaram pelas etapas de tratamento térmico.

A partir das leituras das três irradiações, selecionou-se aqueles detectores cujo desvio padrão percentual foi menor ou igual a 3,5%. O critério estipulado foi: se o detector obteve duas ou mais leituras com desvio maior que 3,5%, o mesmo é rejeitado. Desta forma, o grupo de 133 detectores TL foi reduzido para 61 detectores.

Tendo em vista este novo grupo, a próxima etapa consistiu em avaliar as leituras de "*background*" (BG). Inicialmente, foram calculadas as médias das leituras de BG de cada um dos três dias. A partir destas médias, calculou-se uma Média Geral para as leituras de BG. Logo, para refinar ainda mais o lote, se estabeleceu que, se um dosímetro possuísse duas ou

mais leituras de BG que desviassem mais de 1% acima da Média Geral, ele seria rejeitado. Então, por fim, o lote selecionado para este estudo é composto de 42 dosímetros.

No entanto, durante a realização do primeiro teste (teste de homogeneidade do lote), o dosímetro de número 4 foi perdido e o de número 41 se quebrou. Desta forma, estes não foram contabilizados em nenhum dos testes realizados. Logo, o lote deste estudo é composto de 40 detectores. Os dosímetros do lote formado são apresentados na Tabela 5.

Tabela 5: Lote de estudo formando.

TLD					
2	30	69	95	107	127
5	38	73	98	108	128
9	39	76	99	109	129
15	43	78	100	110	130
22	56	81	101	112	131
24	58	88	102	115	
25	66	92	104	122	

Fonte: Autora.

3.7 Irradiações

Para execução de toda a etapa experimental, as irradiações foram realizadas, a menos que informado diferentemente na seção do teste, na qualidade S-Cs com valor de dose de referência de 2 mSv, em $H_p(3)$. Esta dose foi escolhida por não necessitar de tempos muito longos de irradiação e não ser muito pequena para prejudicar a reprodutibilidade das medições.

As irradiações para calibração e para os testes de homogeneidade do lote, reprodutibilidade, linearidade e Limite Inferior de Detecção (LID) foram realizadas no Laboratório de Irradiação (LABIR) da Divisão de Dosimetria do IRD. Para isto, foi utilizada uma fonte na qualidade S-Cs com rastreabilidade ao LNMRI através de uma câmara de ionização padrão secundário, PTW modelo M32002. Estas irradiações no LABIR contaram com o uso de monitores de cristalino posicionados em um simulador ISO de cabeça e uma camada de build up de 2 mm, para que houvesse equilíbrio eletrônico, conforme ilustrado na Figura 36.

Para todos os testes realizados no LABIR, a distância entre a fonte e os são especificadas na Tabela 6.

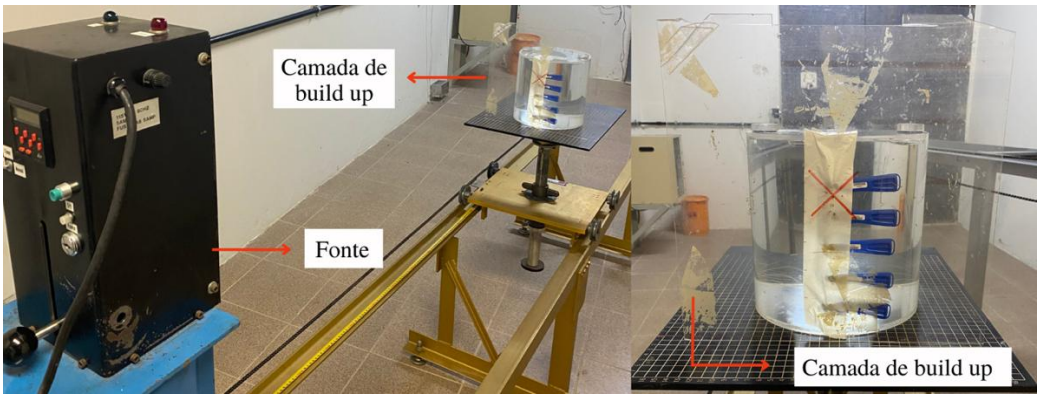
Tabela 6: Distâncias entre a fonte e os monitores nas irradiações feitas no LABIR.

Dose (mSv)	Distância Fonte-Monitores (cm)
0,1 – 0,4	200
0,8 – 400	150
800	100
2000	50

Fonte: Autora.

Para as doses de 800 mSv e 2000 mSv, a distância foi reduzida para que o tempo de irradiação permanecesse abaixo de 1,5 dias, tornando estas irradiações factíveis dentro do tempo disponível para realização deste trabalho.

Figura 36: Irradiação dos monitores de cristalino em um simulador ISO de cabeça na qualidade S-Cs a 0° com camada de build up de 2 mm no LABIR.



Fonte: Autora.

As irradiações do teste de dependência energética e angular foram realizadas no Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) com fontes nas qualidades S- Co e S-Cs. Foram utilizados também, feixes de Raios X nas qualidades N-40, N-60, N-80, N-100, N-150 e N-200, conforme a ISO 4037:2019, com as energias médias dispostas na Tabela 7 (ISO, 2019a).

Tabela 7: Qualidades dos campos de irradiação segundo a ISO 4037-1:2019.

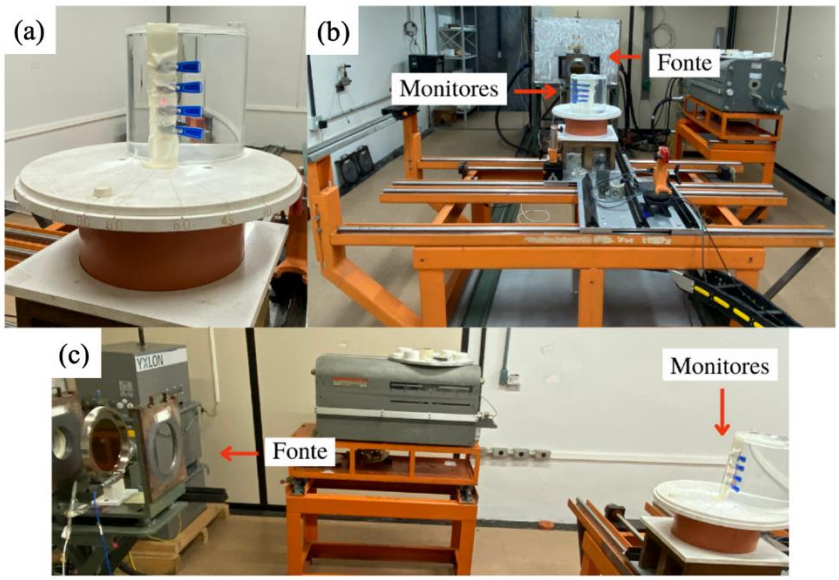
Qualidade da Radiação	Energia Média (keV)
N-40	33
N-60	48
N-80	65
N-100	83
N-150	118
N-200	164
S-Cs	662
S-Co	1250

Fonte: ISO 4037-1:2019.

Nestes casos, as dosimetrias dos campos de radiação foram realizadas pelo próprio LNMRI com uma câmara de ionização *Nuclear Enterprises* LDT, modelo NR2575, calibrada pela *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB).

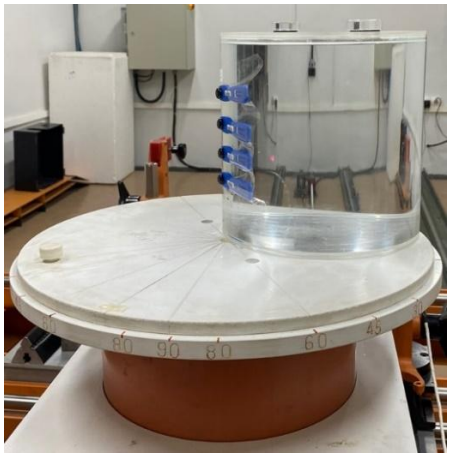
Para as irradiações nas quais houve variação do ângulo de incidência do feixe em relação à normal da superfície do monitor, utilizou-se o simulador ISO de cabeça (simulador cilíndrico) com o auxílio de um aparato produzido pela Oficina de Mecânica do IRD. As montagens experimentais para as irradiações no LNMRI são exibidas nas Figuras 37, 38 e 39.

Figura 37: Aparato experimental no LNMRI para qualidade N-200 com angulação de 0° utilizando o simulador de cabeça; imagem frontal (a), posterior (b) e lateral (c).



Fonte: Autora.

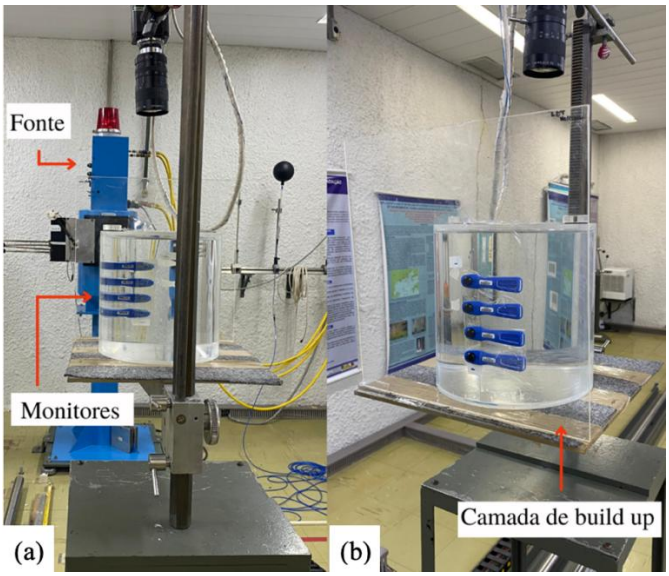
Figura 38: Aparato experimental no LNMRI para qualidade N-80 com angulação de +60° utilizando o simulador de cabeça.



Fonte: Autora.

Em conformidade com a norma ISO 4037:2019, para as irradiações em S-Cs e S-Co, foi utilizada uma camada de build up de 3mm (ISO, 2019$_b$).

Figura 39: Irradiação de monitores de cristalino em simulador ISO de cabeça na qualidade S-Cs a 0° com uma camada de build up de 3 mm no LNMRI; imagem frontal (a) e posterior (b).



Fonte: Autora

Para todos os grupos de irradiação, foram separados detectores para medição da dose de "*background*", os quais permaneceram juntos aos grupos, exceto durante as irradiações.

3.8 Calibração dos Dosímetros de Cristalino

Calibração é a relação entre os valores indicados por um instrumento e um valor de referência.

No caso de um detector TL, a calibração irá relacionar a grandeza que é medida (carga) com a grandeza de interesse (dose). Para isto, inicialmente é feita uma dosimetria do feixe de radiação com uma câmara de ionização em um ponto de teste. Assim, encontra-se um valor de referência em Taxa de Kerma no ar. Multiplicando-se este valor de referência encontrado, pelo coeficiente de conversão definido na ISO 4037:2019, ele é convertido para taxa de grandeza de equivalente de dose individual, neste trabalho o $H_p(3)$.

A próxima etapa da calibração consiste em irradiar o dosímetro de cristalino que precisa ser calibrado. Este deve ser posicionado em um simulador cilíndrico para que o retroespalhamento causado pela cabeça do IOE seja levado em conta na calibração. Além disso, o dosímetro deve estar disposto de tal maneira que seu ponto de referência coincida com o ponto de teste. Assim, a resposta obtida pelo dosímetro é, então, relacionada com o valor de dose de referência através de um Fator de Calibração (N).

Para que não seja necessário realizar uma calibração para cada dosímetro, separa-se um conjunto de detectores com leituras que variam entre si dentro de um limite estipulado, formando assim um lote (seção 3.5).

Neste trabalho, o sistema foi calibrado para a avaliação de dose na grandeza $H_p(3)$. Para isto, foram utilizadas as leituras do teste de linearidade com a finalidade de construir um gráfico relacionando a dose e as leituras (dose x leitura média líquida). A partir deste gráfico, foi realizado um ajuste linear passando pela origem, obtendo assim a Curva de Calibração. Esta possui o formato $y = ax$ e, portanto, o valor do Fator de Calibração corresponde ao inverso do coeficiente angular da reta (Equação 22). A Curva de Calibração, bem como o valor do Fator de Calibração obtidos, são exibidos na seção 4.3.

$$N = \frac{1}{a} = \frac{Dose\ em\ H_p(3)}{\bar{L}_{liq.}} \tag{22}$$

Onde:

$\bar{L}_{liq.}$: média das leituras líquidas dos dosímetros irradiados (Equação 23):

$$\bar{L}_{liq.} = \bar{L} - \bar{L}_o \tag{23}$$

Sendo:

$\bar{L}$: média das leituras dos dosímetros irradiados;

$\bar{L}_o$: média das leituras dos dosímetros não-irradiados (dose zero).

3.9 Testes de Desempenho

Um dosímetro, para que possa ser confiável, e assim ser utilizado, é necessário que forneça uma resposta reprodutível, linear para uma faixa de valores de dose e que independa da energia e ângulo de irradiação (ATTIX, 1986). Tendo isso em vista, é preciso haver uma verificação do sistema dosimétrico, analisando se o mesmo apresenta variação aceitável da resposta para outras energias com ângulos diferentes e se fornece uma resposta linear para outros valores de dose.

Todos estes requisitos citados acima são avaliados e testados neste trabalho para análise de um sistema dosimétrico, visto que são as principais fontes de incerteza na avaliação de dose (FERREIRA, 2017). Além destes, também foi avaliado o Limite Inferior de Detecção (LID).

O valor de dose (D) neste trabalho é calculado a partir da Equação 24.

$$D = (L - L_c)N \tag{24}$$

Onde:

L: leitura do dosímetro irradiado;

L_c: leitura do dosímetro de controle (dose de "*background*").

Inicialmente, as metodologias para todos os testes deveriam ser baseadas apenas na norma IEC 62387:2020. Porém, esta norma não contempla três testes indispensáveis para a avaliação de sistemas dosimétricos. São estes: teste de homogeneidade do lote, LID e teste de reprodutibilidade. Logo, para avaliação da homogeneidade e reprodutibilidade as metodologias adotadas foram baseadas no regulamento técnico do CASEC/IRD RT 002.91/95. Já para a análise do LID, a norma de referência foi a ANSI/HPS N13.11:2009. A Tabela 8 sumariza os testes realizados neste trabalho.

Tabela 8: Testes selecionados para verificação do desempenho de sistemas dosimétricos de cristalino.

Teste	Norma de Referência
Homogeneidade do lote	CASEC/IRD RT 002.01/95
Reprodutibilidade	CASEC/IRD RT 002.01/95
Linearidade	IEC 62387:2020
Dependência Energética e Angular	IEC 62387:2020
LID	ANSI/HPS N13.11-2009

Fonte: Autora.

3.9.1 Homogeneidade do Lote

As leituras dos dosímetros sob as mesmas condições de irradiação não devem, a princípio, apresentar variações. No entanto, cada um dos detectores, ainda que do mesmo lote, possuem sua sensibilidade própria, fornecendo, portanto, repostas diferentes. Tendo isso em vista, é desejável que estas variações de sensibilidade sejam mínimas dentro de um intervalo estabelecido.

Segundo o regulamento técnico do CASEC/IRD RT 002.01/95, neste teste é necessário que todos os dosímetros do lote sejam preparados e irradiados com dose de 2 mGy.

Após a obtenção dos valores de leitura de cada detector i (A_i), o menor e maior valor devem ser incorporados na Equação 25.

$$\frac{A_{max} - A_{min}}{A_{min}} \leq 0{,}3 \tag{25}$$

Onde:

A_{max}: maior valor de leitura;

A_{min}: menor valor de leitura.

Neste trabalho, as irradiações do teste de homogeneidade do lote foram realizadas com o valor de dose de 2 mSv na grandeza $H_p(3)$, utilizando um grupo de 39 detectores.

No entanto, Alvarenga (2019) propõem uma nova forma de análise da homogeneidade a partir de um teste t de Student com intervalo de confiança de 95%. A justificativa para tal

consiste em analisar a média do conjunto de dados. Tendo isso em vista, foi realizado neste trabalho um teste t de Student com intervalo de confiança de 95% no programa estatístico R (versão 4.0.3). A meia largura do intervalo de confiança (I_C) foi calculada através da Equação 26.

$$I_C = t_{n-1,1-\ \alpha/2} \cdot \frac{s}{\sqrt{n}} \tag{26}$$

Onde:

$t_{n-1,1-\ \alpha/2}$: valor de t de Student para n medições, calculado no R (FREIRE, 2021);

n: número de TLD;

α: nível de significância do teste, neste caso α = 5%;

s: desvio padrão amostral.

Sendo assim, o critério de aceitação (Equação 25) passa a ser escrito conforme a Equação 27, onde $\bar{A}$ é a média das leituras.

$$\frac{\bar{A} + I_C - (\bar{A} - I_C)}{\bar{A} - I_C} = \frac{2I_C}{\bar{A} - I_C} \tag{27}$$

Portanto, para que o lote seja considerado homogêneo, a diferença entre o valor máximo e mínimo não deve ser maior que duas vezes o valor da meia largura do intervalo de confiança (I_C), Equação 28.

$$A_{max} - A_{min} \leq 2I_C \tag{28}$$

Logo, segundo Alvarenga (2019), é desejável que este seja o critério de avaliação da homogeneidade do lote.

3.9.2 Reprodutibilidade

Para que as respostas do dosímetro tenham confiabilidade, é imprescindível que o mesmo seja reprodutível.

De acordo com o regulamento técnico do CASEC/IRD RT 00m2.01/95, para avaliar a reprodutibilidade do lote, um grupo de n dosímetros deve ser irradiados 10 vezes com valor de dose de 10 mGy. Posteriormente, este grupo deve ser avaliado mediante a dois critérios.

a. Critério 1

A média dos valores de leitura para cada uma das dez irradiações ($\bar{A}_i$) é calculada conforme a Equação 29, onde i se refere à i-ésima irradiação e j se refere ao j-ésimo dosímetro.

$$\bar{A}_i = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^{n} A_{ij} \tag{29}$$

Onde:

$\bar{A}_i$: média dos valores de leitura da irradiação i;

A_{ij}: valor de leitura do dosímetro j na irradiação i.

O primeiro critério de aceitação do Teste de Reprodutibilidade é estabelecido pela Equação 30.

$$\frac{s_i + I_i}{\sum_{i=1}^{10} \frac{\bar{A}_i}{10}} \leq 0{,}075 \tag{30}$$

Onde:

s_i: desvio padrão da irradiação i;

$\bar{A}_i$: média dos valores de leitura da irradiação i;

I_i: meia largura do Intervalo de Confiança (com nível de confiança de 95%) para o desvio padrão s_i, calculada a partir da Equação 31.

$$I_i = t_{n-1,1-\alpha/2} \cdot \sqrt{\frac{0{,}5}{(n-1)}}\, s_i \tag{31}$$

Onde $t_{n-1,1-\alpha/2}$ é o valor de t de Student para n medições, calculado no R.

Além disso, o coeficiente de variação do grupo para cara irradiação pode ser calculado, Equação 32, e comparado com o valor de 5% estabelecido pela norma IEC 62387:2020 para monitoração de cristalino com doses maiores ou iguais a 3,3 mSv.

$$CV(\%) = \frac{s_i}{\bar{A}_i} 100 \tag{32}$$

Onde:

s_i: desvio padrão da irradiação i;

$\bar{A}_i$: média dos valores de leitura da irradiação i.

b. Critério 2

A média dos valores de leitura para cada um dos n dosímetros ($\bar{A}_j$) é calculada conforme a Equação 33, onde i se refere à i-ésima irradiação e j se refere ao j-ésimo dosímetro.

$$\bar{A}_j = \frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} A_{ij} \tag{33}$$

O critério de aceitação do teste é estabelecido pela Equação 34.

$$\frac{(s_j + I_j)}{\bar{A}_j} \leq 0{,}075 \tag{34}$$

Onde:

s_j: desvio padrão do mesmo dosímetro j;

I_j: meia largura do Intervalo de Confiança (com nível de confiança de 95%) para o desvio padrão s_j, calculada a partir da Equação 35.

$$I_j = t_{n-1,1-\alpha/2} \cdot \sqrt{\frac{0{,}5}{(n-1)}}\, s_j \tag{35}$$

Onde $t_{n-1,1-\alpha/2}$ é o valor de t de Student para n medições, calculado no R.

Além disso, o coeficiente de variação de cada dosímetro pode ser calculado, Equação 36, e comparado com o valor de 5% estabelecido pela norma IEC 62387:2020 para monitoração de cristalino com doses maiores ou iguais a 3,3 mSv.

$$CV(\%) = \frac{s_j}{\bar{A}_j} 100 \tag{36}$$

Onde:

s_j: desvio padrão do dosímetro j;

$\bar{A}_i$: média dos valores de leitura do dosímetro j.

Neste trabalho, as 10 irradiações do Teste de Reprodutibilidade foram realizadas com o valor de dose de 10 mSv na grandeza $H_p(3)$ e o conjunto de detectores irradiados foi composto por 20 cristais.

3.9.3 Linearidade

Para que não sejam necessárias correções que influenciam na incerteza do cálculo de dose, é desejável que a resposta do dosímetro seja linear em relação ao valor de dose.

De acordo com a norma IEC 62387:2020, a variação da resposta com o valor de dose não deve exceder os limites explicitados na Equação 37.

$$0{,}87 \leq \frac{\bar{G}_g}{\bar{G}_{ref}} \frac{C_{ref}}{C_g} \leq 1{,}18 \tag{37}$$

Onde:

$\overline{\mathrm{G}}_{\mathrm{g}}$: média das doses avaliadas de um grupo g;

$\overline{\mathrm{G}}_{\mathrm{ref}}$: média das doses avaliadas de um grupo de referência g_{ref};

$\mathrm{C}_{\mathrm{ref}}$: valor verdadeiro convencional da dose para a irradiação de g_{ref} (2 mSv);

C_{g}: valor verdadeiro convencional da dose para a irradiação do grupo g.

Neste trabalho, as irradiações do teste de linearidade foram realizadas utilizando 10 detectores para cada valor de dose. Estes valores estão dispostos na Tabela 9. Os detectores foram irradiados com os valores de dose na grandeza $H_p(3)$.

Tabela 9: Doses selecionadas para o teste de Linearidade.

Dose (mSv)						
0,1	0,3	0,4	0,8	2(a)	4	8
20	40	80	200	400	800	2000

(a) Valor de dose de referência.

Fonte: Autora.

3.9.4 Dependência Energética e Angular

Nas práticas com radiação ionizante, o IOE é exposto a feixes de diferentes energias e com variados ângulos de incidência. Sendo assim, é necessário que, nestas situações, a reposta do dosímetro apresente variação considerada aceitável.

A avaliação de desempenho do sistema para dependência energética e angular foi realizada através dos critérios da norma IEC 62387:2020. Esta norma estabelece que, a variação da reposta relativa devida à mudança de energia e ângulo não deve exceder os limites apresentados na Equação 38.

$$0{,}71 \leq \frac{\bar{G}_g}{\bar{G}_{ref}} \frac{C_{ref}}{C_g} \leq 1{,}67 \tag{38}$$

Onde:

$\overline{\mathrm{G}}_{\mathrm{g}}$: média das doses avaliadas de um grupo g;

$\overline{\mathrm{G}}_{\mathrm{ref}}$: média das doses avaliadas de um grupo de referência g_{ref} a 0°;

$\mathrm{C}_{\mathrm{ref}}$: valor verdadeiro convencional da dose para a irradiação de g_{ref} (2 mSv);

C_{g}: valor verdadeiro convencional da dose utilizada para irradiar o grupo g (2 mSv).

As irradiações foram realizadas com o valor de dose de referência de 2 mSv em $H_p(3)$. Neste teste, cada grupo g possui 5 cristais, sendo 4 irradiados e 1 utilizado para dose zero. Cada grupo foi irradiado em uma determinada qualidade de feixe com ângulo de incidência de 0°. Para os grupos com as três menores energias, também foram realizadas irradiações com mais um ângulo de incidência (60°) em dois sentidos diferentes, são estes: -60° (anti-horário) e +60° (horário). Assim, para este teste foi realizado um total de 14 irradiações. Com base nas informações contidas na ISO 29661:2015, o grupo utilizado como

referência foi o grupo irradiado pela fonte de ^{137}Cs à 0°. A Tabela 10 sumariza a divisão dos grupos para o teste de dependência energética e angular.

Tabela 10: Divisão dos grupos para o teste de dependência energética e angular.

Grupo	TLD	Qualidade do Feixe	Ângulo	Irradiação
1	**Irradiados:** 115 - 122 - 127 - 128 **BG:** 129	N-40	0° -60° +60°	1 2 3
2	**Irradiados:** 107 - 108 - 109 - 110 **BG:** 112	N-60	0° -60° +60°	4 5 6
3	**Irradiados:** 99 - 100 - 101 - 102 **BG:** 104	N-80	0° -60° +60°	7 8 9
4	**Irradiados:** 81 - 88 - 92 - 95 **BG:** 98	N-100	0°	10
5	**Irradiados:** 66 - 69 - 73 - 76 **BG:** 78	N-150	0°	11
6	**Irradiados:** 38 - 39 - 43 - 56 **BG:** 58	N-200	0°	12
7	**Irradiados:** 15 - 22 - 24 - 25 **BG:** 30	S-Cs	0°	13
8	**Irradiados:** 130 - 2 - 131 - 5 **BG:** 9	S-Co	0°	14

Fonte: Autora.

Devido ao fato de que não foi utilizado o mesmo grupo de detectores para todas as 14 irradiações e levando em conta a diferença de resposta individual de cada cristal, foi estabelecido um Fator de Correção (F_{corr}) para cada dosímetro. Desta forma, no teste de Dependência Energética e Angular, a leitura de cada detector foi multiplicada pelo seu respectivo Fator de Correção.

O fator supracitado foi encontrado a partir dos dados obtidos durante o processo de separação do lote, sendo estes: as leituras das três vezes em que o lote foi irradiado com 4,385 mGy, bem como as três leituras de dose zero do mesmo. Sendo assim, o Fator de Correção pôde ser calculado segundo a Equação 39.

$$F_{corr} = \frac{\bar{L}_{liq,lote}}{\bar{L}_{liq,j}} = \frac{\bar{L}_{lote} - \bar{L}_{o,lote}}{\bar{L}_j - \bar{L}_{o,j}} \tag{39}$$

Onde:

$\bar{L}_{liq,lote}$: leitura média líquida do lote;

$\bar{L}_{liq,j}$: leitura média líquida do dosímetro j;

$\bar{L}_{lote}$: média das leituras do lote considerando as três irradiações;

$\bar{L}_{o,lote}$: média das leituras do lote quando não irradiado;

$\bar{L}_j$: leitura média do dosímetro j considerando as três irradiações do lote;

$\bar{L}_{o,j}$: leitura média do dosímetro j considerando as três leituras de dose zero.

3.9.5 LID (Limite Inferior de Detecção)

Para garantir que o sistema dosimétrico seja capaz de realizar avaliações em baixas doses, é necessário conhecer o Limite Inferior de Detecção deste sistema. Para monitoração individual o LID dever ser inferior ao nível de registro (NR), pois é a partir deste valor que as doses são reportadas.

Segundo a norma ANSI/HPS N13.11:2009, o LID deve ser calculado a partir da Equação 40. Para simplificação, nesta equação, o valor de t de Student para n medições ($t_{n-1,1-\alpha/2}$) foi representado somente como t_{n-1}. Neste caso, o nível de significância utilizado (α) é de 5%.

$$LID = \frac{2\left[t_{n-1} \cdot s_0 + \left(\frac{t_{n-1} \cdot s_1}{H_1}\right)^2 H_0\right]}{\left[1 - \left(\frac{t_{n-1} \cdot s_1}{H_1}\right)^2\right]} \tag{40}$$

Onde:

t_{n-1} : valor de t de Student para n medições (calculado no R);

s_0: desvio padrão das doses avaliadas do grupo não irradiado (dose zero);

s_1: desvio padrão das doses avaliadas do grupo irradiado com valor de dose de referência;

H_0: média das doses avaliadas do grupo não irradiado (doses zero);

H_1: média das doses avaliadas do grupo irradiado.

Tendo em vista que, a Resolução N° 230 de 2018 da CNEN define o NR apenas para dose efetiva, o LID deve ser menor ou igual a 0,1 mSv. Este valor de dose, em geral, é próximo ao menor valor detectável para monitoração de cristalino de 0,3 mSv adotado nas normas IEC 62387:2020 e ISO 14146:2018.

Para este teste foram irradiados 40 detectores TL no valor de dose de 2 mSv na grandeza $H_p(3)$ e 40 detectores forneceram dose zero (não irradiados).

3.9.6 Incerteza

Este trabalho é focado em uma análise estatística. Sendo assim, a incerteza da média de leitura do sinal TL é considerada como uma incerteza padrão do tipo A, Equação 41.

$$u(\bar{L}) = \frac{s(L)}{\sqrt{n}} \tag{41}$$

Onde:

$\bar{L}$: média das leituras dos dosímetros irradiados;

$s(L)$: desvio padrão amostral, calculado pela Equação 42;

n: número de medições.

$$s(L) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n}(L_i - \bar{L})^2}{(n-1)}} \tag{42}$$

Onde L_i é uma medição do valor de leitura dentre n medições.

A incerteza para uma única medição do valor de leitura pode ser obtida através da Equação 43 (OBERHOFER, 1981).

$$u(L) = \sqrt{(CV_0^2 + [CV_{lote}\, L]^2)} \tag{43}$$

Onde:

L: leitura do dosímetro irradiado;

CV_0: coeficiente de variação do lote no valor de dose zero;

CV_{lote}: coeficiente de variação do lote no valor de dose de 2 mSv na grandeza $H_p(3)$.

O coeficiente de variação pode ser calculado através da Equação 44.

$$CV = \frac{s(L)}{\bar{L}} \tag{44}$$

Onde:

$\bar{L}$: média das leituras dos dosímetros irradiados;

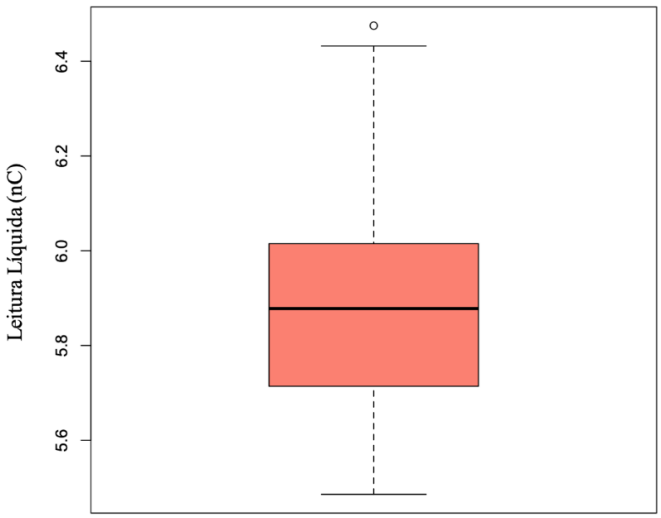
$s(L)$: desvio padrão amostral calculado pela Equação 42.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Homogeneidade do Lote

A dispersão das leituras dos monitores de cristalino foi apresentada em um boxplot na Figura 40.

Figura 40: Boxplot das leituras dos detectores TL no teste de homogeneidade do lote.



Fonte: Autora.

Os resultados obtidos através da Equação 25 estão na Tabela 11.

Tabela 11: Resultado do teste de Homogeneidade do Lote.

A_{min} (nC)	A_{max} (nC)	$\frac{A_{max} - A_{min}}{A_{min}}$	Critério	Situação
5,486 ± 0,368	6,475 ± 0,423	0,180	$\frac{A_{max} - A_{min}}{A_{min}} \leq 0{,}3$	**Aprovado**

Fonte: Autora.

Os monitores de cristalino foram aprovados no teste de Homogeneidade do Lote, tendo em vista o critério estipulado pelo regulamento técnico do CASEC/IRD.

No entanto, considerando a análise feita a partir da proposta de Alvarenga (2019), o conjunto de detectores avaliado não atendeu ao critério sugerido e, portanto, foi reprovado. O resultado do teste obtido a partir desta recomendação está disposto na Tabela 12.

Tabela 12: Resultado do teste de Homogeneidade do Lote a partir do teste t de Student.

Média (nC)	**Intervalo de Confiança de 95% (nC)**	$2I_C$	$A_{max} - A_{min}$	**Critério**	**Situação**
6,006	[5,933; 6,079]	0,145	0,989	$A_{max} - A_{min} \leq 2I_C$	**Reprovado**

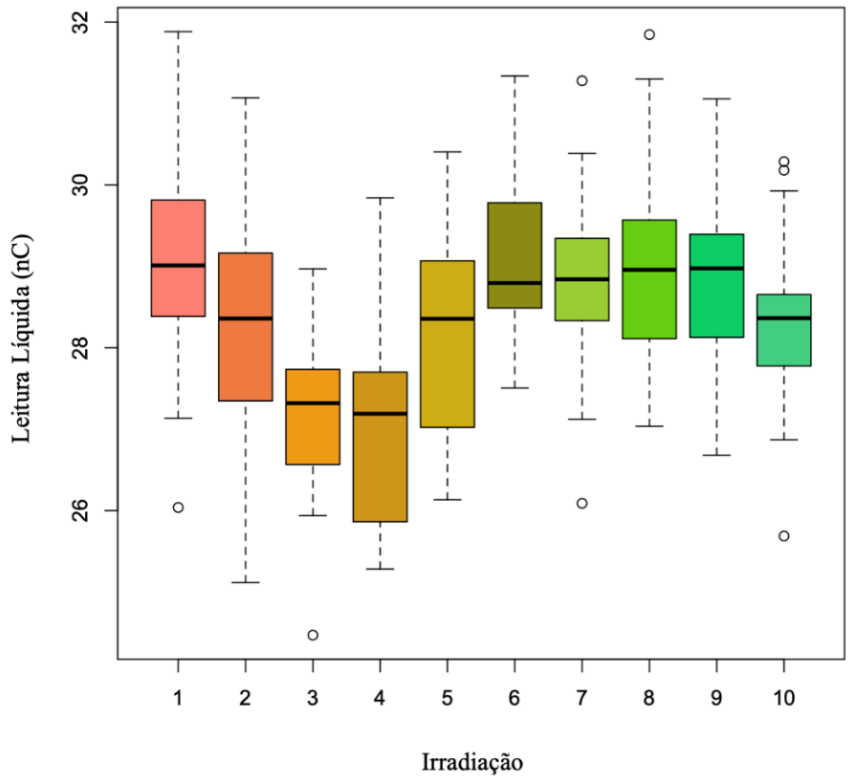
Fonte: Autora.

4.2 Reprodutibilidade

a. Critério 1

Os valores das leituras em cada irradiação são exibidos na Figura 41, enquanto os resultados do critério 1 do teste de reprodutibilidade são apresentados na Tabela 13.

Figura 41: Leitura dos dosímetros em cada irradiação do teste de reprodutibilidade.



Fonte: Autora.

Tabela 13: Resultados do critério 1 de reprodutibilidade.

Irradiação *i*	**Coeficiente de Variação (%)** (a)	$\frac{s_i + I_i}{\sum_{i=1}^{10} \frac{\bar{A}_i}{10}}$	**Critério**	**Situação**
1	4,678	0,073	$\frac{s_i + I_i}{\sum_{i=1}^{10} \frac{\bar{A}_i}{10}} \leq 0{,}075$	**Aprovado**
2	4,641	0,071		
3	3,989	0,059		
4	5,102	0,075		
5	4,415	0,067		
6	3,535	0,056		
7	4,091	0,065		
8	4,443	0,070		
9	3,992	0,062		
10	3,791	0,058		

(a): resultado da Equação 30.

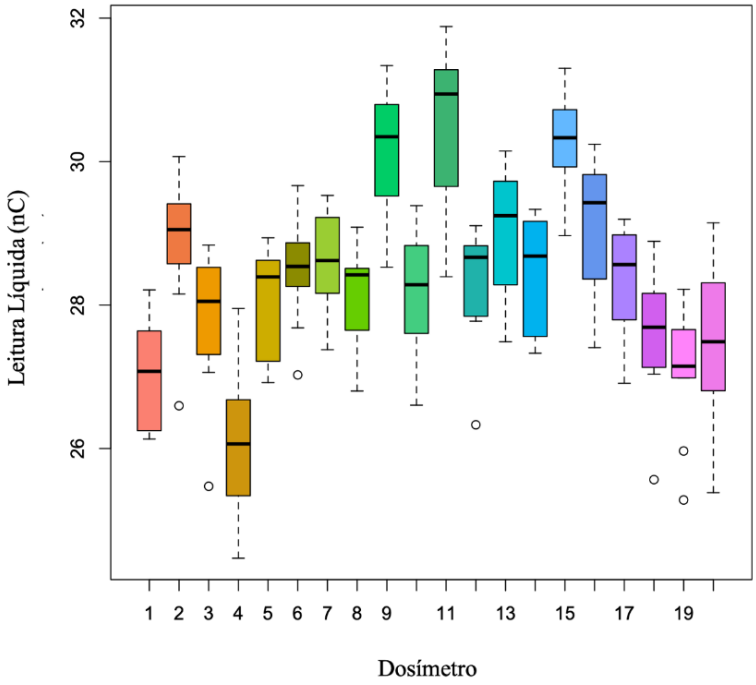
Fonte: Autora.

Os coeficientes de variação do grupo em cada irradiação são inferiores ao limite estabelecido pela norma IEC 62387:2020 para monitoração de cristalino com doses maiores ou iguais a 3,3 mSv (5%), exceto para a irradiação 4, onde o coeficiente de variação foi aproximadamente 5,1%. No entanto, todas as irradiações foram aprovadas no critério 1 do teste de reprodutibilidade.

b. Critério 2

As dispersões das leituras de cada dosímetro são exibidas na Figura 42, enquanto os resultados do critério 2 do teste de reprodutibilidade são apresentados na Tabela 14.

Figura 42: Dispersões das leituras de cada dosímetro em todas as irradiações do teste de reprodutibilidade.



Fonte: Autora.

Tabela 14: Resultados do critério 2 de reprodutibilidade.

Dosímetro *j* (TLD)	**Coeficiente de Variação (%)** (a)	$\frac{(s_j + I_j)}{\bar{A}_j}$	**Critério**	**Situação**
1(2)	2,734	0,037		
2 (131)	3,335	0,045		
3 (5)	3,704	0,050		
4 (9)	4,260	0,057		
5 (15)	2,862	0,038		
6 (22)	2,690	0,036		
7 (24)	2,476	0,033		
8 (25)	2,679	0,036	$\frac{(s_j + I_j)}{\bar{A}_j} \leq 0{,}075$	**Aprovado**
9 (30)	2,725	0,037		
10 (38)	2,976	0,040		
11 (39)	3,651	0,049		
12 (43)	2,922	0,039		
13 (56)	3,234	0,043		
14 (58)	2,751	0,037		
15 (66)	2,187	0,029		
16 (69)	3,238	0,043		

Tabela 14 (cont.): Resultados do critério 2 de reprodutibilidade.

Dosímetro *j* (TLD)	**Coeficiente de Variação (%) (a)**	$\frac{(s_j + I_j)}{\bar{A}_j}$	**Critério**	**Situação**
17 (73)	2,846	0,038	$\frac{(s_j + I_j)}{\bar{A}_j} \leq 0{,}075$	**Aprovado**
18 (76)	3,456	0,046		
19 (78)	3,222	0,043		
20 (81)	4,444	0,060		

(a): resultado da Equação 34.

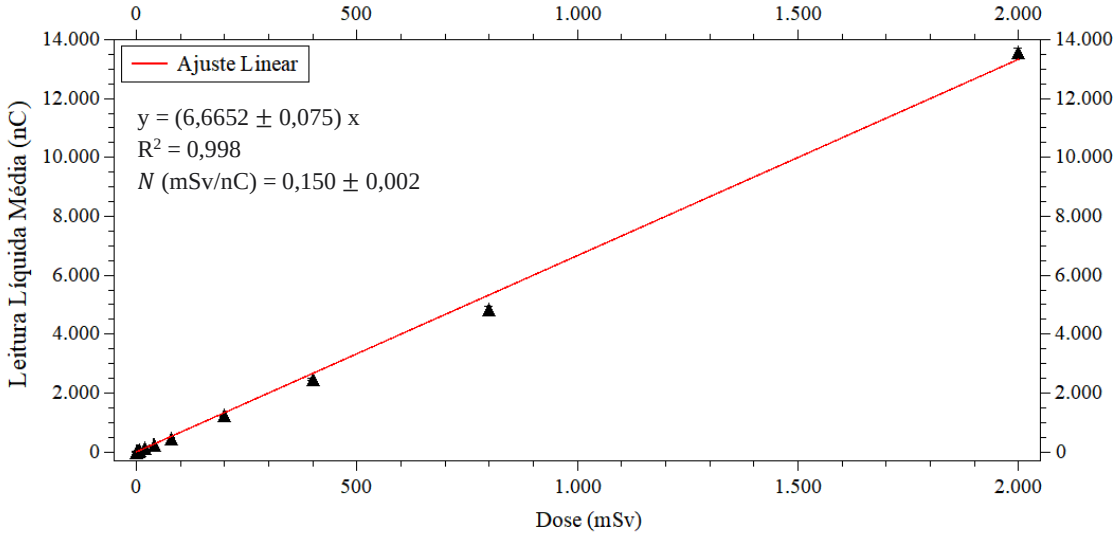
Fonte: Autora.

Os coeficientes de variação de cada dosímetro são inferiores ao limite estabelecido pela norma IEC 62387:2020 (5%). Além disso, todos os dosímetros foram aprovados no critério 2 do teste de reprodutibilidade.

4.3 Linearidade

Na Figura 43 estão representadas as respostas dos dosímetros em relação ao valor de dose, para o teste de linearidade. Verifica-se então que, as respostas obtidas aumentam com o aumento da dose, com ajuste linear de $y = 6{,}6652\,x$ e $R^2 = 0{,}998$. Desta forma, o valor do fator de calibração N obtido foi de 0,150 mSv/nC, com incerteza de 0,002.

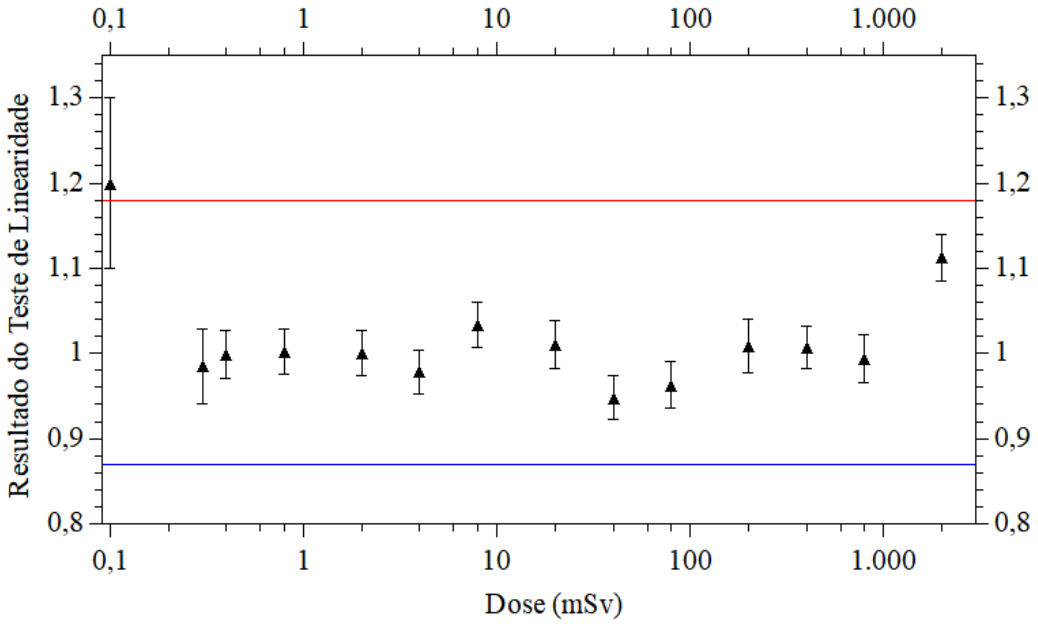
Figura 43: Resposta TL em relação ao valor de dose para o teste de linearidade realizado (Curva de Calibração).



Fonte: Autora.

Os resultados da Equação 37 de linearidade são apresentados na Figura 44, incluindo a região de supralinearidade (de 1000 mSv a 2000 mSv). Verifica-se que, o sistema dosimétrico é aprovado no requisito de linearidade estabelecido, exceto para o valor de dose de 0,1 mSv. Contudo, considerando o intervalo de incerteza, este valor poderia ser aceito.

Figura 44: Resultado do teste de linearidade.

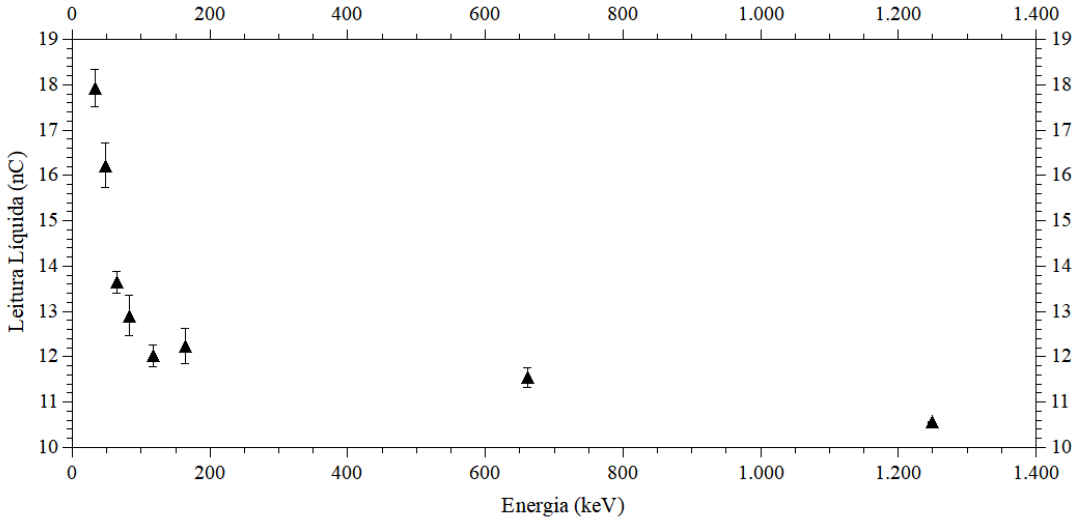


Fonte: Autora.

4.4 Dependência Energética e Angular

Os resultados das médias de contagem para os grupos irradiados com uma angulação de 0° são apresentados na Figura 45. Percebe-se que os valores de leitura dos dosímetros diminuem com o aumento da energia.

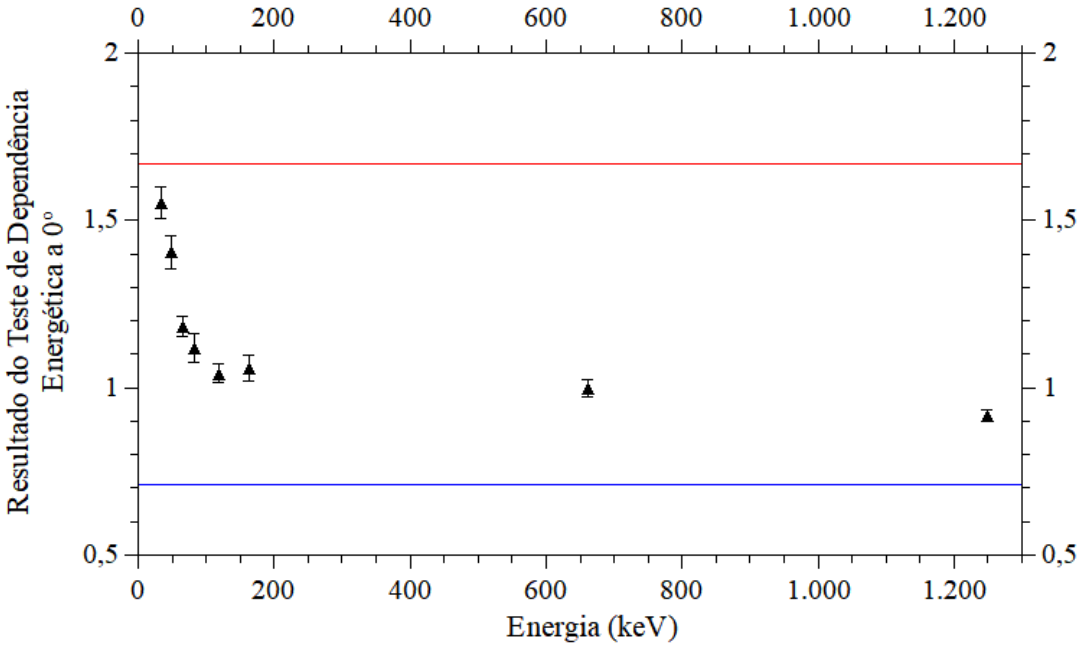
Figura 45: Respostas dos dosímetros em diferentes energias.



Fonte: Autora.

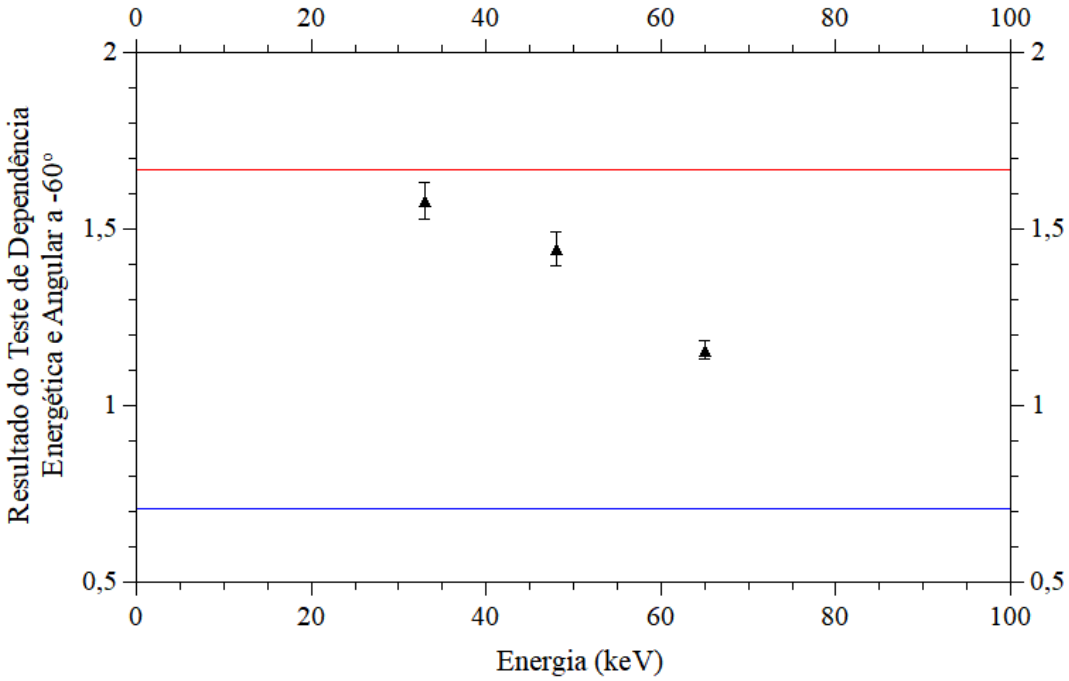
Para verificar se as variações de resposta em relação à energia são aceitáveis é utilizada a Equação 38. Os resultados deste teste para diferentes energias nos ângulos de 0°, -60° e +60° estão explicitados nas Figuras 46, 47 e 48, respectivamente.

Figura 46: Resultado do teste de dependência energética e angula para o ângulo de 0°.



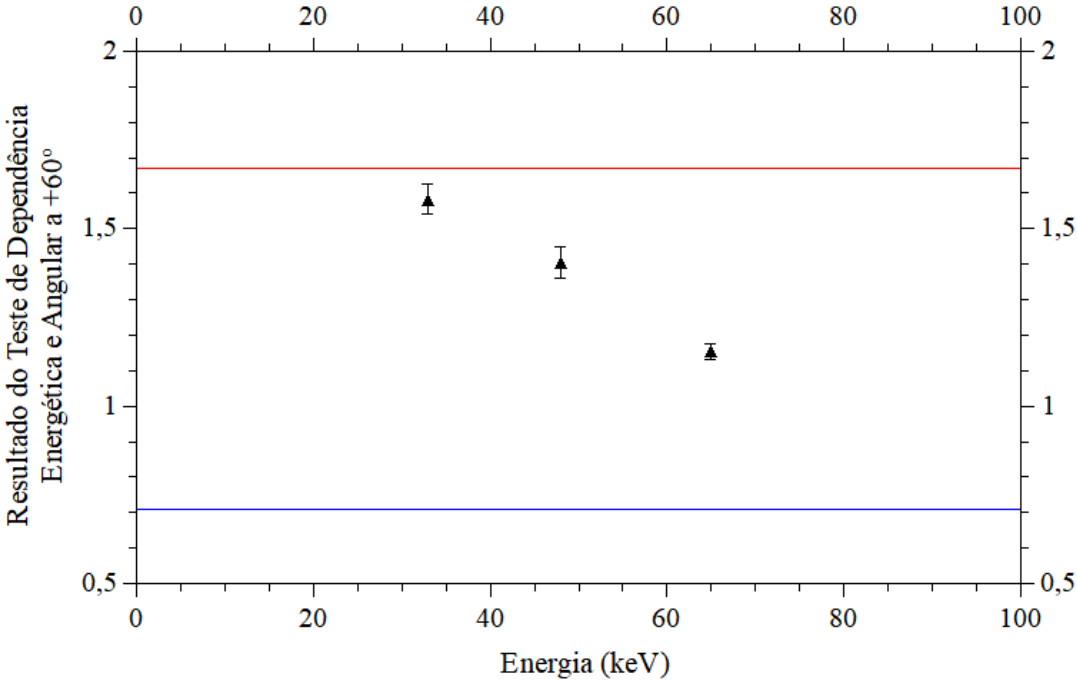
Fonte: Autora.

Figura 47: Resultado do teste de dependência energética e angular para o ângulo de -60°.



Fonte: Autora.

Figura 48: Resultado do teste de dependência energética e angula para o ângulo de +60°.



Fonte: Autora.

Logo, a dependência energética do sistema dosimétrico é aceitável, segundo o requisito adotado. No que tange a dependência angular, o sistema não demonstrou variações expressivas.

4.5 LID (Limite Inferior de Detecção)

Os resultados da Equação 40 são exibidos na Tabela 15. Verifica-se que, o sistema dosimétrico é aprovado tanto para o critério da CNEN quanto para o da ISO 14146:2018 e IEC 62387:2020, uma vez que o LID calculado é inferior aos valores de NR (0,10 mSv) e H_o (0,30 mSv) estipulados pelas mesmas, respectivamente.

Tabela 15: Resultado para o teste do LID.

LID (mSv)	Situação (Res. 230° CNEN)	Situação (ISO 14146:2018 e IEC 62387:2020)
0,040	**Aprovado**	**Aprovado**

Fonte: Autora.

5 CONCLUSÃO

5.1 Conclusões

Antes de ser autorizado para uso, um sistema dosimétrico de cristalino deve passar por uma avaliação para garantir a qualidade dos valores de dose estimados pelo mesmo. Diante disto, é recomendado que a CNEN, por intermédio do CASEC, faça a regulamentação do processo de autorização, o qual deve contemplar requisitos técnicos para a avaliação de sistemas de cristalino. Dentre estes requisitos técnicos deve haver, no mínimo, os testes de homogeneidade do lote, reprodutibilidade, linearidade, dependência energética e angular e LID. Além disto, é importante existir uma verificação das condições em que as calibrações são feitas por cada SMIE, devendo o dosímetro ser colocado em um simulador de cabeça e irradiado nas qualidades de proteção radiológica e na grandeza $H_p(3)$.

No teste de homogeneidade do lote, tendo em vista o regulamento técnico do CASEC/IRD RT 002.01/95, o sistema dosimétrico foi aprovado. No entanto, tendo em vista a proposta de Alvarenga (2019), para que o lote seja considerado homogêneo, é recomendado que a avaliação de homogeneidade seja feita através de um teste t de Student com a diferença

entre o valor máximo e mínimo do lote sendo menor ou igual a duas vezes o valor da meia largura do intervalo de confiança de 95%. Logo, mediante a esta análise, o sistema dosimétrico não atendeu ao critério estipulado. Contudo, vale ressaltar que esta é apenas uma sugestão para avaliar a homogeneidade do lote. E que, para teste de desempenho em questão, é utilizado atualmente o critério estipulado pelo CASEC, a partir do qual o sistema dosimétrico foi aprovado.

No teste de reprodutibilidade, o sistema dosimétrico foi aprovado tanto no critério 1 quanto no critério 2, definidos pelo CASEC, confirmando um desempenho aceitável.

No teste de linearidade, o sistema dosimétrico pôde ser considerado linear pelo requisito da norma IEC 62387:2020, demonstrando um desempenho aceitável, exceto para o valor de dose de 0,1 mSv. No entanto, se a incerteza do resultado encontrado para este valor de dose for considerada, o mesmo poderia ser aceito. É válido acrescentar ainda que, como a norma estipula o limite inferior de dose de cristalino de 0,3 mSv, o valor reprovado não entraria na avaliação de linearidade baseada na IEC 62387:2020. Todavia, o mesmo foi selecionado pois a CNEN o estabelece como NR para dose efetiva.

No teste de dependência energética e angular, embora haja dependência energética para baixas energias, os resultados obtidos atendem ao critério estabelecido pela IEC 62387:2020. No que se refere à dependência angular, nenhuma variação significativa foi observada para o sistema dosimétrico utilizado.

No teste de Limite Inferior de Detecção, o sistema dosimétrico se mostrou apto para a avaliação de dose para o NR atual de 0,1 mSv adotado pela CNEN. Considerando que a Resolução N° 230 de 2018 da CNEN não estabelece um NR para dose de cristalino, é recomendado, então, que seja adotado o limite inferior de dose de cristalino estabelecido nas normas ISO 14146:2018 e IEC:2020 (0,3 mSv) como NR e a nova equação das Curvas Trombeta, definida na ISO 14146:2018, para análise das doses avaliadas pelos SMIE. Assim sendo, é evidente que o sistema dosimétrico foi aprovado no teste de LID tomando como NR o limite inferior das normas ISO 14146:2018 e IEC 62387:2020.

Em síntese, o objetivo do trabalho foi alcançado com a metodologia desenvolvida e a seleção dos testes de desempenho considerados essenciais para a autorização de SMIE que possuam sistemas dosimétricos de cristalino.

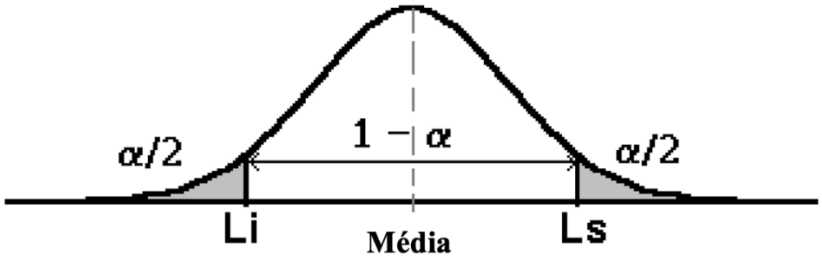
ANEXO A

A.1 Intervalo de Confiança para Média de uma Distribuição Normal de Desvio Padrão Estimado

A determinação do Intervalo de Confiança para um determinado parâmetro resume-se basicamente a definir o Limite Inferior e o Limite Superior do intervalo, supondo um determinado Nível de Confiança. A definição dos limites dependerá também da distribuição amostral da estatística usada como referência para o intervalo e do tamanho da amostra utilizada (REIS, 2021).

Para uma distribuição normal, quando o desvio é estimado, utiliza-se a distribuição t de Student com estimativa intervalar exibida na Figura 49. Nesta, L_i é o limite inferior e L_s é o limite superior do Intervalo de Confiança; 1- α é o Nível de Confiança estabelecido, observando que o valor do Nível de Significância α é dividido igualmente entre os valores abaixo de L_i e acima de L_s (REIS, 2021).

Figura 49: Intervalo de Confiança para uma distribuição normal.



Fonte: Adaptado de Reis (2021).

As estimativas de L_i e L_s são calculadas a partir da Equação 45.

$$\bar{X} \pm I_C \tag{45}$$

Sendo:

$$I_C = t_{n-1,1-\alpha/2} \cdot \frac{s}{\sqrt{n}} \tag{46}$$

Onde:

$\bar{X}$: média;

I_C: meia largura do Intervalo de Confiança de $\bar{X}$;

$t_{n-1,1-\alpha/2}$: valor de t de Student para n medições;

n: número de amostras;

α: nível de significância do teste;

s: desvio padrão amostral.

A.2 Intervalo de Confiança para o Desvio Padrão Estimado

O Intervalo de Confiança para o desvio padrão é:

$$s \pm I_s \tag{47}$$

Onde:

I_s: meia largura do Intervalo de Confiança de s;

s: desvio padrão amostral.

Se s for calculado de n_s medições, o cálculo de I_s com um Nível de Confiança de 95% é dado por:

$$I_s = t_{n-1,1-\alpha/2}\sqrt{\frac{0,5}{n-1}}\, s \tag{48}$$

Onde:

$t_{n-1,1-\alpha/2}$: valor de t de Student para n medições;

n: número de amostras;

α: nível de significância do teste;

s: desvio padrão amostral.

REFERÊNCIAS

ALENCAR, M. A. V.; PATRÃO, K. C. S.; FERREIRA, P. R. R.; MATTA L. E. S. C.; PERES, S. S.; DA SILVA F. C. A. **Panorama da monitoração individual e calibração de monitores de radiação no País**. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria – International Joint Conference Radio, 2017. Disponível em: <https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/49/039/49039144.pdf>. Acesso em: 19 jan. 2022.

ALVARENGA, B. L. **Propostas de Requisitos de Desempenho para Sistemas Dosimétricos de Extremidade com Fins Regulatórios no Brasil**. 2019. Monografia (Bacharelado em Física Médica) – Instituto de Física, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2019.

ANSI. American National Standards Institute. **American National Standard for Dosimetry – Personnel Dosimetry Performance – Criteria for Testing**. ANSI/HPS N13.11-2009. Health Physics Society (HPS), 2009.

ANVISA. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Resolução da Diretoria Colegiada – RDC n° 611**. Brasil, 2022.

ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. 1 ed. WILEY-VCH, 1986.

BATISTA, B. J. B. **Avaliação de Dosímetros Termoluminescentes para Uso em Radioterapia com Fótons de Alta Energia**. 2011. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2011.

CAMPOS, L. L. Termoluminescência de materiais e sua aplicação em dosimetria da radiação. **Cerâmica**, Online, v. 44, n. 290, p. 244-251, 1998. DOI: https://doi.org/10.1590/S0366-69131998000600007. Disponível em: https://www.scielo.br/j/ce/a/y3gsnXVkT7xstPXGwGw3JfB/?lang=pt. Acesso em: 09 mar. 2022.

CNEN. NE 3.01. **Diretrizes Básicas de Radioproteção**. Comissão Nacional de Energia Nuclear, 1988.

CNEN. NN 3.01. **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2011_a.

CNEN. PR 3.01/004. **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2011_b.

CNEN PR 3.01/005. **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2011_c.

CNEN. Resolução n° 114. **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2011_d. Disponível em: <https://www.normasbrasil.com.br/norma/resolucao-114-2011_114665.html>

CNEN. NN 3.05. **Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Medicina Nuclear**. Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2013.

CNEN. Resolução n° 230. **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2018. Disponível em: <https://www.in.gov.br/materia/-/asset_publisher/Kujrw0TZC2Mb/content/id/42156537/do1-2018-09-25-resolucao-n-230-de-5-de-setembro-de-2018-42156205>. Acesso em: 10 jan. 2022.

DA ROSA, L. A. R. **Utilização de Dosímetros Termoluminescentes para Determinação da Exposição ou Dose Absorvida em Campos de Radiação Gama ou X com Distribuição Espectral Desconhecida**. 1981. Tese (Mestrado em Ciências, Engenharia Nuclear) – Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa em Engenharia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 1981.

EISBERG R.; RESNICK R. **Física Quântica: Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas**. 43° Tiragem. Elsevier, 1979.

FERREIRA, S. M. **Caracterização e Cálculo da Incerteza do Sistema de Dosimetria Termoluminescente RADOS MTS-N para Monitoração Individual de Corpo Inteiro para Fótons**. 2017. Dissertação (Mestrado em Biofísica das Radiações) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, 2017.

FISCHER, A. C. F. S.; MOREIRA, M. N.; BACELAR, A. Avaliação das Doses no Cristalino de Indivíduos expostos em um Serviço de PET/CT. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, Porto Alegre, v. 6, n. 2B, 2018. DOI: https://doi.org/10.15392/bjrs.v6i2B.450. Disponível em: https://www.bjrs.org.br/revista/index.php/REVISTA/article/view/450. Acesso em: 20 jan. 2022.

FRANCISCO, A. B. A. **Requisitos Técnicos para a Implantação de Serviço de Monitoração Individual Externa de Corpo Inteiro para Fótons Utilizando Dosimetria Termoluminescente**. 2016. Trabalho de Conclusão de Curso (Especialização Lato Sensu em Proteção Radiológica e Segurança de Fontes Radioativas) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro, 2016.

FREIRE, S. M. **Bioestatística Básica**. Rio de Janeiro, 2021. Disponível em: <http://www.lampada.uerj.br/arquivosdb/_book/bioestatisticabasica.html>. Acesso em: 24 fev. 2022.

FURETTA, C. **Handbook of thermoluminescence**. 2° edição. New Jersey: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., 2010.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals**. Publication 106, 2008.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. Publication 26, 1977.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. Publication 60, 1990.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. Publication 103, 2007.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Statement on Tissue Reactions**, 2011.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. **Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation**. Report 60, 1998.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. **Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations**. Report 47, 1992.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. **Quantities and units in radiation Protection Dosimetry**. Report 59, 1993.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. **Radiation Quantities and Units**. Report 33, 1980.

IEC. International Electrotechnical Commission. **Radiation protection instrumentation – Passive integrating dosimetry systems for personal and environmental monitoring of photon and beta radiation**. Standard IEC 62387, Geneva, 2020.

IRD. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. RT N° 001.01/95. **Critérios Gerais para Certificação de um Serviço de Monitoração Individual Externa**. Comissão Nacional de Energia Nuclear. Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa – CASMIE/IRD, Outubro, 1995_a.

IRD. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. RT N° 002.01/95. **Desempenho de Sistemas de Monitoração Individual - Critérios e Condições**. Comissão Nacional de Energia Nuclear. Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa - CASMIE/IRD, Outubro, 1995_b.

ISO. International Organization for Standardization. **Radiation protection – Criteria and performance limits for the periodic evaluation of processors of personal dosemeters for X and gamma radiation**. ISO 14146, 2000 e 2018.

ISO. International Organization for Standardization. **Reference radiation fields for radiation protection – Definitions and fundamental concepts**. ISO 29661, 2012.

ISO. International Organization for Standardization. **X and gamma reference radiation for calibrating dosemeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy Part 1: Radiation characteristics and production methods**. ISO 4037 – 1, 2019_a.

ISO. International Organization for Standardization. **X and gamma reference radiation for calibrating dosemeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy Part 3: Calibration of area and personal dosemeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence**. ISO 4037-3, 2019_b.

KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. **The Physics of Radiation Therapy**. 5. ed. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2014.

KNOLL, G. H.; **Radiation Detection and Measurement**. 4. ed. Michigan: John Wiley & Sons, 2010.

MAURICIO, C. L. P. **Apostila: Monitoração Individual Externa**. Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, 2001.

MAURICIO, C. L. P.; DA SILVA, H. L. R.; DA SILVA, C. R. Análise dos Registros de Dose Ocupacional Externa no Brasil. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, Rio de Janeiro, Vol. 3, n. 1A, 2015. DOI: https://doi.org/10.15392/bjrs.v3i1A.97. Disponível em: http://www.bjrs.org.br/revista/index.php/REVISTA/article/view/97. Acesso em: 19 jan. 2022.

McKEEVER, S. W. S.; MOSCOVITCH, M.; TOWNSEND, P. D. **Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses**. 1 ed. England: Nuclear Technology Publishing, 1995.

Ministério do Trabalho e Emprego. **Norma Regulamentadora nº 32, Segurança e Saúde no Trabalho em Estabelecimentos de Saúde, Portaria GM 485**. Brasil, 2005.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. **Física das Radiações**. São Paulo. Oficina de Textos. 2010.

OBERHOFER, M.; SCHARMANN, A. **Applied Thermoluminescence Dosimetry.** Commission of the European Communities. Luxemburg, 1981.

PESSANHA, P. R. **Avaliação Dosimétrica de Extremidades e Cristalino em IOE para Procedimentos PET/CT com 18F-FDG Utilizando Código Monte Carlo GEANT4**. 2019. Tese (Doutorado em Biofísica das Radiações) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro, 2019.

PODGORSAK, E. B. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**. Vienna: IAEA, 2005.

REIS, M. M. **Inferência Estatística**. Santa Catarina: Universidade Federal de Santa Catariana, 2019. Disponível em: <https://www.inf.ufsc.br/~marcelo.menezes.reis/Cap9.pdf>. Acesso em: 24 fev. 2022.

SHERER, M. A. S.; VISCONTI, P. J.; RITENOUR, E. R. **Radiation Protection in Medical Radiography**. 6° edição. Mosby Elsevier, 2011.

TAUHATA L.; SALATI, I.; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, R. A. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. 9° revisão. Instituto de Radioproteção e Dosimetria, 2013.

YUKIHARA, E. G. **Desvendando a cor da termoluminescência do topázio: Um estudo dos defeitos e processos termicamente e opticamente estimulados no cristal natural**. 2001. Tese (Doutorado em Ciências) – Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.