

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

IVAN PAGOTTO

**EQUIVALENTE DE DOSE PESSOAL $H_p(10)$ NO DIAGNÓSTICO POR IMAGEM
UTILIZANDO DETECTORES OSL BASEADOS NA FLUORITA BRASILEIRA**

CURITIBA

2021

IVAN PAGOTTO

**EQUIVALENTE DE DOSE PESSOAL $H_p(10)$ NO DIAGNÓSTICO POR IMAGEM
UTILIZANDO DETECTORES OSL BASEADOS NA FLUORITA BRASILEIRA**

**PERSONAL DOSE EQUIVALENT $H_p(10)$ IN IMAGE DIAGNOSIS USING OSL
DETECTORS BASED ON BRAZILIAN NATURAL FLUORITE**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Campus Curitiba, como requisito parcial à obtenção do título de “Mestre em Ciência” - Área de Concentração: Física Médica.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Anna Luiza Metidieri Cruz Malthez

Co-orientadora: Prof^a. Dr^a. Danielle Filipov Pereira

CURITIBA

2021



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

Esta licença permite download e compartilhamento do trabalho desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es), sem a possibilidade de alterá-lo ou utilizá-lo para fins comerciais. Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.



IVAN PAGOTTO

**EQUIVALENTE DE DOSE PESSOAL HP(10) NO DIAGNÓSTICO POR IMAGEM UTILIZANDO
DETECTORES OSL BASEADOS NA FLUORITA BRASILEIRA**

Trabalho de pesquisa de mestrado apresentado como requisito para obtenção do título de Mestre Em Ciências da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Área de concentração: Física Médica.

Data de aprovação: 21 de Dezembro de 2021

Prof.a Danielle Filipov Pereira, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof.a Carla Roberta De Barros Rodrigues Dias, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof Leandro Mariano, Doutorado - Universidade de São Paulo (Usp)

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 21/12/2021.

CURITIBA
2021

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer a todos que me acompanharam durante essa fase de aprendizado, meus pares que me incentivaram a continuar e me esclareceram muitas dúvidas que apareceram no percurso.

Agradecer a minha orientadora, Anna Luiza Metidieri Cruz Malthes, pela paciência, ajuda, esclarecimento e compreensão em todo o processo de desenvolvimento desse trabalho.

A minha amiga Paola da Costa Rosa, que me auxiliou e incentivou durante a jornada.

A minha coorientadora, Danielle Filipov Pereira, e o professor Leandro Mariano, por me ajudar com o desenvolvimento do algoritmo e compreensão dos ajustes necessários para seu funcionamento.

Ao Instituto de Física da USP por colaborar com esse projeto.

"You don't need a reason to help people"

ZT

"Not everything means something"

David Le'aupepe

RESUMO

PAGOTTO, Ivan. **EQUIVALENTE DE DOSE PESSOAL $H_p(10)$ NO DIAGNÓSTICO POR IMAGEM UTILIZANDO DETECTORES OSL BASEADOS NA FLUORITA BRASILEIRA**. 2021. 57 folhas. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2021.

As radiações ionizantes têm aplicações nas mais diferentes áreas, abrangendo desde saúde até serviços. Embora sejam fundamentais a atividade humana, estas podem acarretar efeitos biológicos indesejados aos seres vivos e meio ambiente. Atualmente os indivíduos ocupacionalmente expostos (IOEs), de acordo com a Organização Internacional do Trabalho e normas nacionais vigentes, devem ser monitorados por serviços de monitoração credenciados junto aos órgãos reguladores, no caso do Brasil, junto a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN). A monitoração individual externa se dá através de grandezas operacionais avaliadas no Brasil por meio de dosimetria passiva com o uso do monitor individual ou dosímetro. O dosímetro passivo pode ser composto por um ou mais elementos detectores sensíveis, filtros atenuadores e embalagens apropriadas para rotina de trabalho. Dentre os materiais mais utilizados para dosimetria pessoal estão os detectores termoluminescentes baseados no fluoreto de lítio (LiF) e por luminescência opticamente estimulada (*Optically Stimulated Luminescence*) baseado no óxido de alumínio dopado com carbono ($Al_2O_3:C$). Os detectores OSL apresentam diversas vantagens em relação aos TL, o que tem levado a uma busca por novos materiais OSL e processos associados à sua aplicação. Em especial o minério fluorita composto basicamente por fluoreto de cálcio (CaF_2) tem se destacado nos últimos anos para aplicações dosimétricas. Diante da sua disponibilidade no Brasil e acessibilidade, neste trabalho foi desenvolvido um algoritmo para avaliar o equivalente de dose pessoal $H_p(10)$ com a técnica OSL para faixa de energia de fótons aplicadas no diagnóstico por imagem baseado na fluorita nacional brasileira. O algoritmo desenvolvido parte da deconvolução computadorizada do sinal OSL para aplicar os fatores de conversão e correção que variam com a resposta em energia do material. Os resultados em testes cegos com o algoritmo neste trabalho apontam que é possível avaliar tais fatores a partir das curvas de emissão OSL dos detectores de CaF_2 para energias de fótons entre 30 e 150 keV, satisfazendo o critério da curva trombeta para monitoração individual. Para aplicação com outros tipos e energias de radiações ionizantes, sugere-se a avaliação da resposta em energia do sinal OSL dos detectores de CaF_2 e sua inserção no algoritmo desenvolvido.

Palavras-chave: Monitoração Individual, Detectores OSL, Fluorita natural brasileira, Proteção Radiológica.

ABSTRACT

PAGOTTO, Ivan. **PERSONAL DOSE EQUIVALENT $H_p(10)$ IN IMAGE DIAGNOSIS USING OSL DETECTORS BASED ON BRAZILIAN NATURAL FLUORITE**. 2021. 57 pages. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2021.

Ionizing radiation has applications in many different areas, ranging from health to services. Although they are fundamental to human activity, they can lead to unwanted biological effects on living beings and the environment. Currently, occupationally exposed individuals, according to the International Labor Organization and current national standards, must be monitored by monitoring services accredited by regulatory bodies, in the case of Brazil, by the National Nuclear Energy Commission. External individual monitoring takes place through operational quantities evaluated in Brazil through passive dosimetry with the use of individual monitors or dosimeters. The passive dosimeter can be composed of one or more sensitive detector elements, attenuating filters and packages suitable for routine work. Among the most used materials for personal dosimetry are thermoluminescent (TL) detectors based on lithium fluoride (LiF) and optically stimulated luminescence (Optically Stimulated Luminescence) based on aluminum oxide doped with carbon ($Al_2O_3:C$). OSL detectors have several advantages over TL, which has led to a search for new OSL materials and processes associated with their application. In particular, fluorite ore composed basically of calcium fluoride (CaF_2) has stood out in the latter for dosimetric applications. In view of its availability in Brazil and accessibility, in this work an algorithm was developed to assess the personal dose equivalent $H_p(10)$ with the OSL technique for photon energy range applied in imaging diagnosis based on Brazilian natural fluorite. The algorithm developed part of the computerized deconvolution of the OSL intensity signal to apply the conversion and correction factors that vary with the material's energy response. The results of blind tests with the algorithm in this work indicate that it is possible to evaluate such factors from the OSL emission curves of CaF_2 detectors for photon energies between 30 and 150 keV, satisfying the criterion of the trumpet curve for individual monitoring. For application with other types and energies of radiation, it is suggested to evaluate the energy response of the OSL signal from CaF_2 detectors and its insertion in the developed algorithm.

Keywords: Individual Monitoring. OSL detectors. Brazilian Natural Fluorite. Radiation Protection.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Esquema de irradiação e leitura de um detector OSL ilustrando o modelo de bandas simplificado.	18
Figura 2 - Objetos simuladores, recomendados pelas normas ISO, para a calibração de dosímetros ou monitores individuais de radiação para simular condições de retroespalhamento: (a) simulador de PMMA (polimetil metacrilato) preenchido com água (ISO water slab) representando um tronco humano, (b) simulador de PMMA preenchido com água na forma de coluna (ISO water pillar) representando o antebraço e (c) simulador de PMMA na forma de haste representando um dedo (ISO PMMA rod).....	26
Figura 3 - Coeficientes de conversão kerma no ar equivalente para equivalente de dose pessoal $H_p(10)$ (h_{pk}) para dois ângulos de incidência da radiação (α) 0° e 60° em função da energia N (espectro estreito) de fótons extraído da norma ISO 4037 – 3.	28
Figura 4 - Curva trombeta utilizando o nível de registro para monitoração individual mensal estabelecido pela CNEN ($H_0=0,1\text{mSv}$).....	29
Figura 5 - Fluorita natural (a esquerda) e CaF_2 em pó (a direita) para tratamento térmico e confecção dos detectores.	30
Figura 6 - Forno EDG 3000 para tratamento térmico da fluorita.	31
Figura 7 - Laminador de abrir massa utilizado para confecção da folha de detectores (a esquerda) e a folha de detectores a base de CaF_2 com a cobertura de silicone (a direita).	32
Figura 8 - Leitor Risø TL/OSL-DA 20 (DTU – Nutech) utilizado para a leitura dos detectores. Está localizado no Laboratório do Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica do IFUSP.	32
Figura 9 - Desenho esquemático de um leitor TL/ OSL automatizado.	33
Figura 10 - Espectro de transmissão do filtro U-340 e intensidade da luz emitida pelos LEDs azuis em função do comprimento de onda.	33
Figura 11 - Fontes radioativas dispostas na sala de fontes do GFMDR-IFUSP. Da esquerda para direita: Fonte de ^{137}Cs , Tubo de raios X industrial e fonte de ^{60}Co	35
Figura 12 - Filtros utilizados para atenuação de feixe.	35
Figura 13 - Grade alinhada a partir do laser, ao fundo, e câmara de ionização posicionada.	36
Figura 14 - Imagem obtida por radiografia computadorizada da área exposta pelo feixe principal da radiação ionizante.....	36
Figura 15 – Organograma de funcionamento do algoritmo.....	40
Figura 16 – Histograma do lote de detectores de CaF_2 baseados na fluorita nacional brasileira.....	41
Figura 17 - Decaimento das curvas calculadas pela deconvolução do sinal, sua somatória e o sinal obtido pela leitura OSL.....	42
Figura 18 – Fator de decaimento lento (s^{-1}) em função da energia dos fótons obtidos na deconvolução do sinal OSL de detectores de CaF_2 baseados na fluorita nacional.....	42
Figura 19 – Gráfico Trombeta com os resultados do segundo teste cego, demonstrando que apenas uma dose muito baixa obteve erro significativo....	46

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Limites de dose anuais para dose equivalente no tecido ou órgãos ou dose efetiva.	25
Tabela 2 - Doses avaliadas pela câmara de ionização durante as exposições para caracterização da energia e resposta dos detectores.....	37
Tabela 3 – Fatores lentos, médios e rápidos para as energias analisadas.....	39
Tabela 4 - Primeiro teste cego para prova de conceito.	43
Tabela 5 – Erro do cálculo do equivalente de dose pelo algoritmo.....	44
Tabela 6 – Fatores de h_{pk} médio para estimativa de dose. (ISO, 1999).	44
Tabela 7 – Segundo teste cego para prova de conceito.....	45
Tabela 8 – Erro do cálculo do equivalente de dose pelo algoritmo.....	45

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Al ₂ O ₃ :C	Óxido de alumínio dopado com carbono
BeO	Óxido de berílio
CaF ₂	Fluoreto de cálcio
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i> (Comissão Internacional de Unidades e Medições de Radiação)
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i> (Comissão Internacional de Proteção Radiológica)
KERMA	<i>Kinetic Energy Released per unit of Mass</i>
KVp	Quilovolts de pico
LED	<i>Light Emitting Diodes</i>
LiF:Mg,Ti	Fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio
NaCl	Cloreto de sódio
OSL	<i>Optically Simulated Luminescence</i> (Luminescência Opticamente Estimulada)
OTOR	<i>One-Trap-One-Recombination</i>
SMIE	Serviço de Monitoração Individual Externa
TL	Termoluminescentes

LISTA DE SÍMBOLOS

A	Cobalto
Cs	Césio
Gy	Gray
I_{OSL}	Intensidade OSL
K^{col}	Kerma de colisão

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	OBJETIVOS	16
3	FUNDAENTAÇÃO TEÓRICA	17
3.1	Luminescência opticamente estimulada.....	17
3.2	Fluoreto de cálcio e fluorita natural brasileira	19
3.3	Monitoração individual externa e a proteção radiológica.....	21
3.4	Grandezas utilizadas em dosimetria.....	23
3.5	Sistemas de dosimetria	26
4	MATERIAIS E MÉTODOS	30
4.1	Produção e confecção das folhas detectoras.....	30
4.2	Irradiação e leitura no leitor automatizado RISØ TL/OSL - DA20.....	32
4.3	Seleção por sensibilidade	34
4.4	Resposta em energia	34
4.5	Algoritmo de avaliação da grandeza operacional $H_p(10)$	38
4.6	Teste cego.....	40
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES	40
6	CONSIDERAÇÕES FINAIS	47
7	REFERÊNCIAS.....	49

1 INTRODUÇÃO

As radiações ionizantes têm diversas aplicações na área da saúde, dentre elas destaca-se o diagnóstico por imagem como exames de tomografia computadorizada, radiografia e mamografia, por exemplo.

Os trabalhadores do diagnóstico por imagem com radiação ionizante, assim como de outros setores sujeitos a exposição ocupacional em decorrência da sua atividade profissional, devem ser monitorados durante a sua jornada de trabalho (MTP, 2021; OIT, 2020). A monitoração se dá por meio da monitoração individual externa, na qual o profissional ou indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE) deve utilizar um ou mais dosímetros na região ou regiões mais representativas da exposição (CNEN, 2014).

No Brasil, as normas e legislação vigente determinam que na monitoração individual externa seja avaliada a grandeza operacional equivalente de dose pessoal $H_p(d)$, que é o equivalente de dose em tecido mole, numa profundidade d , abaixo de um ponto especificado sobre o corpo. No caso do diagnóstico por imagem todos os IOEs são monitorados utilizando a grandeza operacional $H_p(10)$ (CNEN, 2014; ANVISA, 2019). Esta é avaliada por meio de dosímetros utilizados pelo IOE na região do tórax. Sua avaliação inclui um processo de calibração do sistema dosimétrico, cálculos de correção, como correções de dependência angular e energética, por exemplo, e coeficientes de conversão (MALTHERZ, 2015; IEC, 2012).

Os dosímetros podem ser ativos, fornecendo a informação relacionada a exposição à radiação em tempo real, ou passivos, no qual a informação de dose é fornecida após o processamento do material.

Para quantificar a exposição à radiação ionizante ou dose, o pós-processamento dos detectores ativos envolvem sensibilização de películas fotográficas, absorção de energia e alteração das propriedades químicas. (LANDAUER, 2020; TAUHATA, 2014).

No Brasil, atualmente, os laboratórios que prestam o serviço de monitoração individual externa (SMIE), trabalham com dosímetros passivos baseados na termoluminescência (TL) e na luminescência opticamente estimulada (OSL - *Optically Stimulated Luminescence*) (IRD, 2021).

Os dosímetros passivos baseados na TL e OSL são compostos por um ou mais materiais sensíveis a radiação ou, mais especificamente detectores TL ou OSL,

com ou sem filtros atenuadores e invólucro para integridade de todos os componentes (MALTHEZ, 2015).

Os detectores TL e OSL são amplamente utilizados mundialmente para monitoração individual externa. Dentre os materiais TL mais utilizados destacam-se o fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti), conhecido comercialmente como TLD100, o sulfato de cálcio dopado com disprósio (CaSO₄:Dy), nacionalmente produzido pelo Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), o fluoreto de cálcio (CaF₂), em especial baseado na fluorita nacional brasileira, já utilizado por mais de 3 décadas como detector TL (OKUNO, 2017). Dentre os materiais OSL, destacam-se o óxido de alumínio dopado com carbono (Al₂O₃:C) comercializado pela empresa Landauer Inc e o óxido de berílio (BeO), comercialmente conhecido como Thermalox 995 (LANDAUER, 2020, SOMMER *et. al.*, 2011).

Tanto na técnica TL como na técnica OSL, a emissão luminosa ocorre devido a estimulação do material após a irradiação. No caso da técnica TL a estimulação é térmica, enquanto no caso da técnica OSL a estimulação é óptica. Em relação a técnica TL, a técnica OSL se destaca devido à natureza óptica do processo, permitindo maior rapidez no processo de leitura do detector e a simplicidade da eletrônica do sistema dosimétrico (MALTHEZ, 2015, YUKIHARA E MCKEEVER, 2008, YUKIHARA E MCKEEVER, 2011).

Diante disso, muitos materiais sintéticos e naturais têm sido estudados para aplicações dosimétricas com a técnica OSL, em especial o minério fluorita que é composto basicamente por CaF₂. Diversos trabalhos publicados nos últimos anos têm destacado a potencial aplicação de detectores baseados no CaF₂ com a técnica OSL (ASFORA, *et. al.*, 2016; MALTHEZ, *et. al.*, 2018). No caso da fluorita natural, o espectro de emissão e a intensidade do sinal luminescente obtido com a técnica TL estão associados com as impurezas (intrínsecas) do tipo terras raras (SUNTA, 1970; SUNTA, 1984; VALERIO, 1986). Dependendo do local de extração do mineral, este pode apresentar diversas colorações, exibindo diferentes curvas de intensidade TL em função da temperatura e diferentes comportamentos das curvas de dose – resposta OSL.

Malthez *et. al.* (2018) mostraram que o formato da curva de emissão OSL ou o sinal OSL de detectores de CaF₂ produzidos a partir da fluorita com NaCl varia com a energia e com o tipo de radiação ionizante. Isso já foi observado para outros materiais OSL como o Al₂O₃:C e BeO (MALTHEZ, 2014).

Considerando o potencial dos detectores de CaF_2 baseados na fluorita nacional brasileira e a possibilidade da sua utilização na monitoração individual externa, neste trabalho foi desenvolvido um algoritmo para avaliar o equivalente de dose pessoal $H_p(10)$ com a técnica OSL para faixa de energia de fótons aplicadas no diagnóstico por imagem.

Esta dissertação está dividida em 6 capítulos. No capítulo 1 foi feita uma breve introdução sobre a monitoração individual e motivação para realização deste trabalho, no capítulo 2 são apresentados os objetivos deste trabalho. O referencial teórico para embasamento e entendimento desta dissertação são apresentados no capítulo 3. A metodologia adotada para avaliação do equivalente de dose pessoal e o algoritmo elaborado são apresentados no capítulo 4. Nos capítulos 5 e 6 são apresentados os resultados obtidos e as considerações finais.

2 OBJETIVOS

O objetivo geral desse trabalho foi propor um algoritmo para avaliação do equivalente de dose pessoal na monitoração individual externa de IOE na área de diagnóstico por imagem utilizando a curva de emissão OSL de detectores de CaF_2 baseados na fluorita natural brasileira.

Os objetivos específicos foram (i) avaliar a sensibilidade e a resposta dos detectores de CaF_2 a diferentes energias de feixes de raios X na faixa empregada no diagnóstico por imagem, (ii) desenvolver o algoritmo para cálculo de dose utilizando a resposta OSL dos detectores de CaF_2 e (iii) realizar um teste cego para avaliar o funcionamento do algoritmo considerando a avaliação da grandeza operacional equivalente de dose pessoal $H_p(10)$.

3 FUNDAÇÃO TEÓRICA

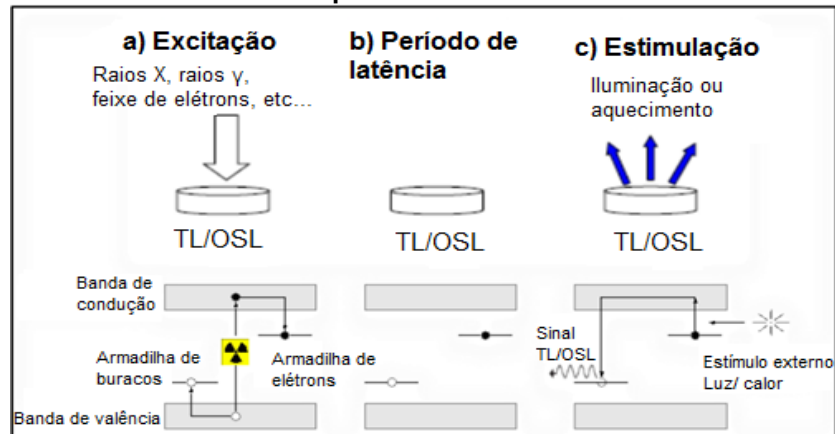
3.1 Luminescência opticamente estimulada

O fenômeno de luminescência estimulada apresentado pelos detectores OSL bem como pelos detectores TL pode ser descrito pelo modelo de bandas simplificados apresentado na Figura 1. A banda de valência é a faixa que se encontra preenchida por elétrons com maior energia de ligação; e a banda de condução é onde podem se encontrar elétrons que foram liberados da banda valência, que agora estão livres no material. Quando o elétron migra para a banda de condução, deixa um buraco na banda de valência, de carga positiva (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011).

A primeira etapa, exemplificada pela Figura 1(a), se refere a fase de excitação, ou seja, à exposição à radiação ionizante. Quando a radiação atinge o material, com energia suficiente, pode haver ionização do átomo ou excitação dos elétrons na banda de valência, os quais podem migrar para a banda de condução, deixando um buraco em seu antigo lugar. Dessa forma, simultaneamente ocorrerem a recombinação de pares elétron-buraco, assim como elétrons podem ser armadilhados nas impurezas do cristal que estão localizadas entre a banda de valência e a banda de condução (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011).

A Figura 1(b) representa o período de latência, no qual a concentração de cargas nas armadilhadas em estados metaestáveis de energia é constante, até que seja dado um estímulo externo adequado para liberar cargas de níveis de profundidade específica. Quando é fornecido o estímulo com energia suficiente para libertar as cargas do nível de profundidade desejável, ocorre o que mostra a Figura 1(c). Durante esta fase de estimulação, os elétrons e buracos aprisionados podem ganhar energia e deixar os estados metaestáveis e migrar novamente para a banda de condução pelo material podendo se recombinar em sítios específicos do material denominados centros de recombinação, emitindo sinal TL ou OSL (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011).

Figura 1 - Esquema de irradiação e leitura de um detector OSL ilustrando o modelo de bandas simplificado.



Fonte: MALTHERZ, 2015 adaptado de YUKIHARA E MCKEEVER, 2011.

O modelo mais simples para a TL/OSL é chamado de modelo OTOR (One-Trap-One-Recombination). Este modelo pressupõe a presença de somente um tipo de centro de recombinação e um centro de armadilhas e que todas as cargas liberadas das armadilhas dosimétricas se recombinam imediatamente, emitindo luminescência. Portanto assume que as cargas liberadas das armadilhas não são capturadas novamente, fazendo com que a taxa de variação de cargas aprisionadas em relação ao tempo, de acordo com a probabilidade (p), escapem das armadilhas e migrem para a banda de condução (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011; MALTHERZ, 2015), ou seja:

$$\frac{dn}{dt} = -np \quad (01)$$

Resolvendo a equação anterior tem-se:

$$n(t) = n_0 e^{-pt} \quad (02)$$

onde n_0 representa as cargas inicialmente nas armadilhas dosimétricas.

Tendo em vista que a intensidade resultante será proporcional a dose de radiação absorvida pelo material e que todos os elétrons liberados das armadilhas durante a estimulação se recombinam imediatamente, a intensidade OSL por unidade de tempo de estimulação, ou seja, é dada por:

$$I_{OSL} \propto \left| \frac{dn}{dt} \right| = n_0 p e^{-pt} \quad (03)$$

Onde $\left|\frac{dn}{dt}\right|$ representa a variação no número de cargas aprisionadas nas armadilhas em função do tempo e p é a probabilidade de escape das armadilhas. Dessa forma, a intensidade OSL (I_{OSL}) é proporcional a variação da concentração de cargas nas armadilhas (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011; MALTHERZ, 2015).

Durante a estimulação, a probabilidade dos elétrons escaparem das armadilhas e migrarem para a banda de condução, ou para a banda de valência, depende da seção de choque de fotoionização (σ) e do fluxo de fótons incidentes (número de fótons por unidade de tempo e área):

$$p = \sigma\Phi \quad (04)$$

A seção de choque de fotoionização é uma característica intrínseca do material, pois está relacionada a profundidade dos níveis das armadilhas, e depende também do comprimento de onda da radiação incidente, para que as armadilhas sejam alcançadas (MALTHERZ, 2015; YUKIHARA e MCKEEVER, 2008).

Desse modo, tem-se que a intensidade OSL resultante para o modelo OSL de primeira ordem é expressa sendo

$$I_{OSL} \propto \left|\frac{dn}{dt}\right| = n_0 \sigma \Phi e^{-\sigma \Phi t} \quad (05)$$

3.2 Fluoreto de cálcio e fluorita natural brasileira

Os materiais que exibem o fenômeno OSL podem ser naturais ou artificiais. Dentre alguns materiais que exibem a propriedade OSL estão minerais como feldspatos, quartzos, vidros, fluorita e cerâmicas; dentre os materiais artificiais, destacam-se aqueles que têm impurezas adicionadas à sua rede cristalina durante o crescimento do cristal (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011).

No entanto, nem todos os materiais podem ser utilizados em dosimetria OSL. Para que um material seja adequado a esta finalidade deve apresentar algumas características como sensibilidade ao tipo de radiação ao qual foi exposto, boa resolução espacial, baixa dependência energética, baixa perda de sinal ao longo do

tempo (fading) e equivalência ao tecido ou material absorvedor no qual a informação de dose está sendo acessada ou fatores de correção avaliados para correções (MCKEEVER e MOSCOVITCH, 2003).

O CaF_2 foi um dos primeiros materiais utilizados como dosímetro TL, podendo ser natural ou sintético (POLYMERIS; KITIS; TSIRLIGANIS, 2006). Na forma natural como fluorita apresenta uma variedade de cores, dependendo da região de extração (Américas do Norte e do Sul, Europa, África e Ásia). Sob a forma natural, o CaF_2 apresenta propriedades TL e OSL, sendo suas propriedades TL estudadas desde os anos 60. A coloração e, logo, as impurezas em sua rede cristalina, influenciam o formato das curvas de emissão TL/OSL do material (SANTOS, 2016; MALTHEZ, 2015; MALTHEZ *et. al.*, 2018).

Em especial, o CaF_2 natural é uma opção de detector com custo relativamente baixo, que apresenta alta sensibilidade à radiação e larga faixa de dose resposta linear. Além das propriedades TL, a fluorita natural brasileira possui alta sensibilidade à luz, sendo também um material possível para uso em dosimetria OSL. Detectores de CaF_2 apresentam três picos TL. O primeiro pico é instável à temperatura ambiente e o terceiro pico é o pico dosimétrico cuja temperatura se encontra no intervalo de 300°C à 350°C e comprimento de onda principal de aproximadamente 380 nm (MALTHEZ, 2015).

No Brasil, inicialmente, o uso do CaF_2 natural ($\text{CaF}_2\text{:nat}$) brasileiro foi como material TL. O CaF_2 proveniente de Criciúma (SC), como detector TL, começou a ser utilizado no final dos anos 60 por um grupo de pesquisadores do Instituto de Física da Universidade de São Paulo (IFUSP). As condições necessárias para o desenvolvimento dos detectores foram descritas por Okuno e Cruz em 1971 e 1972. Dentre estas condições estão os tratamentos térmicos prévios, no primeiro o $\text{CaF}_2\text{:nat}$ deve ser submetido a uma temperatura de 600°C durante 15 minutos, em seguida deve ser exposto à 400°C por 2 horas. O primeiro tratamento é recomendado para esvaziar as armadilhas pré-existentes e reduzir a fotossensibilidade, enquanto o segundo é para garantir que o sinal TL seja estável e reproduzível. Os primeiros detectores foram confeccionados prensados com sal de cloreto de sódio ($\text{CaF}_2\text{:NaCl}$) (TRZESNIAK, 1990; CRUZ, 1972, OKUNO, 1971; OKUNO *et. al.*, 1977).

Quando se trata da emissão OSL do CaF_2 , é relatado que a estimulação dos detectores com LED azul resulta em uma intensidade OSL relativamente alta (CHOUGAONKAR e BHATT, 2004). Em estudo realizado, mostrou-se que o fading do

sinal OSL é de 60% nos primeiros 1000 s após a irradiação e que para sanar este problema é necessário eliminar o primeiro pico TL, para fins de dosimetria pessoal e medições em geral, a temperatura ambiente é suficiente para que esse pico seja eliminado e não interfira nas leituras OSL do material (YOSHIMURA e YUKIHARA, 2006).

As propriedades OSL do $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ brasileiro foram estudadas e avaliadas por Maltez *et. al.* (2018). Neste estudo, detectores de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ apresentaram boa reprodutibilidade e fading desprezível após um mês consecutivo à irradiação, além de linearidade de dose resposta para feixes de prótons, fótons e partículas alfa e beta. Foi analisada também a eficiência do sinal OSL para cada tipo de feixe e energia, sendo que os detectores demonstraram menor sensibilidade OSL e TL para partículas alfa. Com o resultado obtido verificou-se que o formato das curvas OSL são diferentes para cada tipo de radiação, levantando a possibilidade de utilização deste material em locais com campos mistos de radiação ionizante.

As propriedades OSL de folhas flexíveis detectoras baseadas em $\text{CaF}_2:\text{nat}$ brasileiro, o mesmo material utilizado neste trabalho, foram avaliadas para aplicações em radiocirurgia que utiliza campos de irradiação extremamente pequenos. Os resultados mostraram boa resolução espacial e vantagens dos detectores de CaF_2 em folha sobre a câmara de ionização e filmes radiocrômicos, pois não possuem limitações eletrônicas e efeito de borda (TORQUATO, 2019; MARTINS *et. al.*, 2020.).

3.3 Monitoração individual externa e a proteção radiológica

Embora possa causar diversos efeitos biológicos deletérios, imediatos ou tardios, de acordo com a magnitude da exposição e tempo de exposição, essa pode trazer diversos benefícios individuais e para a sociedade. Para isso foram estabelecidos os princípios de proteção radiológica e são aplicadas normas de segurança para garantir seu uso seguro e pacífico.

As radiações ionizantes têm aplicações em diferentes áreas desde saúde e serviços até indústria. Atualmente no país, segundo a CNEN, tem-se 21 instalações autorizadas para irradiação industrial. Essas abrangem as instalações dedicadas a esterilização de material cirúrgico, redução da carga microbiana de produtos alimentares (com o conseqüente aumento no tempo de prateleira), cura de pneus, reticulação de filmes plásticos utilizados em embalagens e no revestimento de cabos elétricos de alta performance, produção de insetos estéreis (controle de pragas

agrícolas e vetores de doenças tropicais), recuperação de bens culturais (eliminação de cupins e fungos), soldagem de autopeças e aumento do valor de joias semipreciosas (CNEN, 2020)

Fora a radiação natural proveniente de materiais na natureza como, por exemplo, urânio, polônio e tório, a maior parcela da exposição da população humana à radiação ionizante é devido às exposições médicas. Dentre essas destaca-se o diagnóstico por imagem (UNSCEAR, 2008).

O diagnóstico por imagem com radiações ionizantes faz uso de equipamentos que emitem raios X na faixa de dezenas a centenas de keV. Dentre as modalidades tem-se a mamografia, radiologia convencional e odontológica (intraoral e extraoral), tomografia computadorizada e densitometria óssea (ANVISA, 2019). O diagnóstico por imagem também abrange procedimentos intervencionistas como, por exemplo, a angiografia (AC CAMARGO, 2021).

Nas Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica da CNEN (CNEN NN 3.01) a exposição ocupacional é definida como sendo a exposição normal ou potencial de um indivíduo em decorrência de seu trabalho ou treinamento em práticas autorizadas ou intervenções, excluindo-se a radiação natural do local. A CNEN, afirma que os IOEs que possam receber uma exposição ocupacional sujeitas a controle devem ser submetidos à monitoração individual. Caso a monitoração individual não seja aplicável, a avaliação da exposição ocupacional do IOE é baseada na monitoração de área e nas informações sobre as atividades do IOE nesta área (CNEN, 2014).

Tanto a CNEN NN 3.01 como a RDC 330 (ANVISA, 2019), que estabelece os requisitos sanitários para o diagnóstico por imagem, estabelecem que a monitoração individual dos IOEs deve ser realizada para as estimativas das doses ocupacionais.

Além disso, no Brasil tem-se outras normas regulamentadoras e resoluções que estabelecem a monitoração individual e a utilização dos monitores individuais de radiação para IOE, como a Norma Reguladora 32 (NR 32) - SEGURANÇA E SAÚDE NO TRABALHO EM SERVIÇOS DE SAÚDE (MTP, 2021). Na NR 32 é estabelecido que os IOEs ou trabalhadores em atividades em áreas onde existam fontes de radiações ionizantes devem estar capacitados inicialmente e de forma continuada em proteção radiológica, usar os EPI adequados para a minimização dos riscos, estar sob monitoração individual de dose de radiação ionizante, nos casos em que a exposição seja ocupacional. Em especial, as trabalhadoras com gravidez confirmada devem ser

afastadas das atividades com radiações ionizantes, devendo ser remanejadas para atividade compatível com seu nível de formação.

Os dosímetros individuais utilizados para a monitoração individual externa devem ser obtidos, calibrados e avaliados em laboratórios de monitoração individual acreditados pela CNEN. A periodicidade da monitoração individual externa deve ser mensal e levar em conta a natureza e a intensidade das exposições (MTP, 2021).

No caso de ocorrência ou suspeita de exposição acidental, a NR 32 ainda diz que os dosímetros devem ser encaminhados para leitura no prazo máximo de 24 horas.

3.4 Grandezas utilizadas em dosimetria

Em dosimetria das radiações, as grandezas utilizadas são divididas em três grupos: as grandezas físicas, as grandezas de proteção e as grandezas operacionais.

As grandezas físicas principais utilizadas na avaliação das doses na monitoração individual externa são a exposição, a dose absorvida e o kerma (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

A exposição (X) é definida apenas para fótons (raios x e raios gama) interagindo no ar, indicando a quantidade de carga elétrica de mesmo sinal produzida no ar por unidade de massa do ar para feixe de fótons com energias inferiores a 3 MeV:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (6)$$

na qual dQ é o valor total de íons de mesmo sinal produzidos no ar e freados no ar e dm é a massa de ar contida em um determinado volume. A unidade no sistema internacional de unidades (SI) é o coulomb por quilograma $\left(\frac{C}{kg}\right)$ (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

A dose absorvida ou simplesmente dose (D) é dada por

$$D = \frac{dE_{ab}}{dm} \quad (7)$$

na qual dE_{ab} é a energia média depositada em um volume contendo uma massa dm . A unidade é o gray (Gy) no (SI) (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

O kerma (Kinetic Energy Released per unit of Mass) é a transferência de energia dos fótons ou nêutrons aos elétrons do meio. A unidade do kerma no SI também é o gray (Gy). A maioria da energia cinética dos elétrons iniciais transferida para o meio é responsável por colisões com elétrons dos átomos do material, porém uma pequena parte dos elétrons iniciais colide com os núcleos atômicos, o que resulta em produção de radiação (SCAFF, 2010). Desse modo o kerma total (K), é dado pela soma do kerma de colisão (K^{col}) com o kerma de radiação (K^{rad}):

$$K = K^{rad} + K^{col} \quad (8)$$

O kerma total é dado por:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (9)$$

onde dE_{tr} é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por fótons incidentes em um material de massa dm (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

As grandezas de proteção são especificadas no corpo humano ou tecido biológico, não sendo mensuradas diretamente. Por isso, no sistema de grandezas e unidades em dosimetria introduziu-se as grandezas operacionais para monitoração individual e de área, que estão relacionadas com a resposta de detectores de radiação, como dosímetros usados na monitoração individual externa.

As grandezas físicas, operacionais e de proteção se relacionam por meio de coeficientes de conversão, os quais foram calculados por meio de códigos de transporte da matéria e modelos matemáticos (métodos de Monte Carlo) para situações idealizadas de irradiação (ICRP, 2010; OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

As grandezas de proteção são definidas no tecido biológico, por isso são estabelecidos fatores de ponderação da radiação e do tecido. Estes fatores levam em conta o tipo de radiação à qual o tecido biológico foi exposto e a sensibilidade do próprio tecido biológico à radiação. As duas principais grandezas de proteção utilizadas como grandezas limitantes em proteção radiológica para radiação externa são a dose equivalente no tecido ou órgão (HT) e dose efetiva (E). A Tabela 1 apresenta os valores estabelecidos pela CNEN para essas grandezas na monitoração dos IOEs.

Tabela 1 - Limites de dose anuais para dose equivalente no tecido ou órgãos ou dose efetiva.

Limites de Dose Anuais ^[a]			
Grandeza	Órgão	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto	Indivíduo do Público
Dose Efetiva	Corpo Inteiro	20 mSv ^[b]	1 mSv ^[c]
	Cristalino	20 mSv ^[b]	15 mSv
Dose Equivalente	Pele ^[d]	500 mSv	50 mSv
	Mãos e Pés	500 mSv	—

^[a] Para fins de controle administrativo efetuado pela CNEN, o termo dose anual deve ser considerado como dose no ano calendário, isto é, no período decorrente de janeiro a dezembro de cada ano.

^[b] Média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano. (Alterado pela Resolução CNEN 114/2011)

^[c] 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.

^[d] Valor médio em 1 cm² de área, na região mais irradiada. Os valores de dose efetiva se aplicam à soma das doses efetivas, causadas por exposições externas, com as doses efetivas comprometidas (integradas em 50 anos para adultos e até a idade de 70 anos para crianças), causadas por incorporações ocorridas no mesmo ano.

Fonte: CNEN, 2014

As principais grandezas para medidas de exposição à radiação externa são o equivalente de dose ambiental $H^*(d)$, equivalente de dose direcional $H'(d, \Omega)$ e o equivalente de dose pessoal $H_p(d)$ definidas para uma determinada profundidade d . O valor da profundidade d é escolhido de acordo com o tipo de radiação (fraca ou fortemente penetrante) e região do corpo onde está sendo avaliada (pele ou cristalino, por exemplo). Para radiação fortemente penetrante, para monitoração individual externa, é utilizada $d=10$ mm e para radiação pouco penetrante são utilizados os valores de d sendo 0,07 mm para pele e 3 mm para cristalino (CNEN, 2014; OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

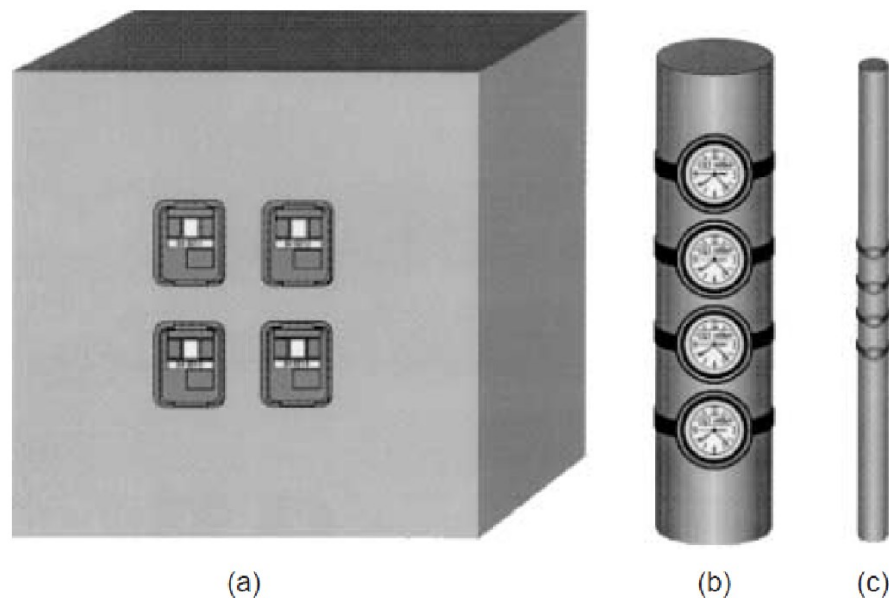
O equivalente de dose pessoal $H_p(d)$ foi definido para monitoração individual externa como a dose equivalente em tecido mole, em uma profundidade apropriada d , sob um ponto específico do corpo. O equivalente de dose pessoal é obtido por meio de monitores individuais ou dosímetros utilizados pelos IOEs no local do corpo onde a exposição é mais representativa; geralmente no tórax para avaliar $H_p(10)$, punho ou dedos para avaliar $H_p(0,07)$ ou na cabeça (próximo aos olhos) para avaliar $H_p(3)$ (CNEN, 2014; ICRU, 1993).

3.5 Sistemas de dosimetria

A avaliação das doses na monitoração individual externa em sistemas passivos baseados na TL e OSL é feita a partir da calibração dos dosímetros TL e OSL.

Os dosímetros precisam ser calibrados sobre um objeto simulador apropriado com o objetivo de simular as condições de retroespalhamento observadas quando o dosímetro é posicionado sobre o corpo humano. A Figura 2 ilustra os objetos simuladores, utilizados nos testes de tipo e na calibração de dosímetros em termos das grandezas $H_p(d)$, que representam partes do corpo para simular as condições de retroespalhamento devido ao posicionamento do dosímetro no tronco humano (ISO water slab - paralelepípedo), no antebraço ou perna (ISO water pillar - coluna) e no dedo (ISO rod – haste ou vareta) (MALTHEZ, 2015).

Figura 2 - Objetos simuladores, recomendados pelas normas ISO, para a calibração de dosímetros ou monitores individuais de radiação para simular condições de retroespalhamento: (a) simulador de PMMA (polimetil metacrilato) preenchido com água (ISO water slab) representando um tronco humano, (b) simulador de PMMA preenchido com água na forma de coluna (ISO water pillar) representando o antebraço e (c) simulador de PMMA na forma de haste representando um dedo (ISO PMMA rod).



Fonte: IAEA, 2000.

Para a calibração de dosímetros em termos da grandeza $H_p(10)$ é utilizado um simulador (slab) oco de PMMA com dimensões de 30 cm de altura, 30 cm de largura

e 15 cm de profundidade, com espessura da parede frontal de 2,5 mm e das demais paredes de 10 mm, preenchido com água, simulando as condições de retroespalhamento do tronco humano (ISO, 1999).

O primeiro passo da calibração é estabelecer a sensibilidade do sistema. Para isso, um grupo de dosímetros é dividido em dois subgrupos; o primeiro subgrupo é composto pelos dosímetros de calibração utilizados exclusivamente para a calibração e o segundo são os dosímetros de campo utilizados na rotina de monitoração individual e de área. A sensibilidade é determinada por meio do fator de calibração dos detectores, avaliados por meio da sensibilidade dos dosímetros de calibração a uma energia bem definida, como por exemplo, fótons de uma fonte de ^{60}Co ou ^{137}Cs (MALTHEZ, 2015).

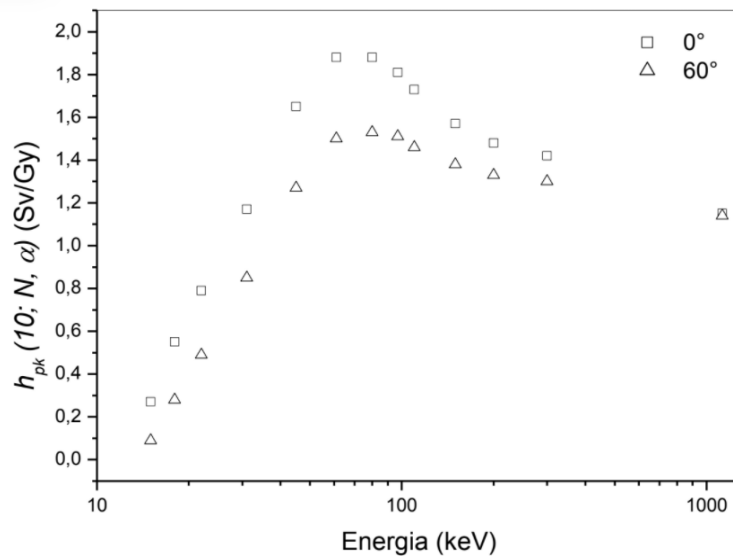
Os dosímetros de calibração podem ser previamente selecionados para minimizar a variação na resposta para uma mesma exposição, ou ser aplicado um fator de correção de acordo com a sua sensibilidade individual.

Desse modo, o dosímetro da rotina utilizado pelo IOE, dentro de um algoritmo de um SMIE, tem sua quantidade de interesse avaliada com relação a um campo de radiação de referência. Ou seja, a partir da avaliação do sinal OSL médio, por exemplo, na leitura dos elementos detectores que compõem o dosímetro, a intensidade OSL é convertida em dose por meio do fator de calibração. Além disso, podem ser necessárias correções com respeito a energia, ângulo de incidência e fading (IEC, 2012).

Em geral, os algoritmos de cálculo de dose dos SMIE são confidenciais, porém, além de estimar a energia para aplicar fatores de correção com respeito a energia, pois o detector pode não responder da mesma forma para diferentes tipos e energia da radiação, é necessário estimar a faixa de energia dos fótons que o detector foi exposto para aplicar o coeficiente de conversão de kerma no ar (em Gy) para equivalente de dose (em Sv) (MALTHEZ, 2015).

A Figura 3 mostra como variam os coeficientes de conversão em função do ângulo de incidência e da energia.

Figura 3 - Coeficientes de conversão kerma no ar equivalente para equivalente de dose pessoal Hp(10) (h_{pk}) para dois ângulos de incidência da radiação (α) 0° e 60° em função da energia N (espectro estreito) de fótons extraído da norma ISO 4037 – 3.



Fonte: ISO, 1999

Na Figura 3, observa-se que para os valores de energia abaixo de 200 keV; faixa de energia utilizada no diagnóstico por imagem, os valores de h_{pk} apresentam uma grande variação com a energia dos fótons. As normas internacionais consideram dentro do critério estabelecido para os testes de desempenho, os diferentes valores de h_{pk} para energias mais baixas, como, por exemplo, a IEC 62387 – 1 (MALTHERZ, 2015; IEC, 2012).

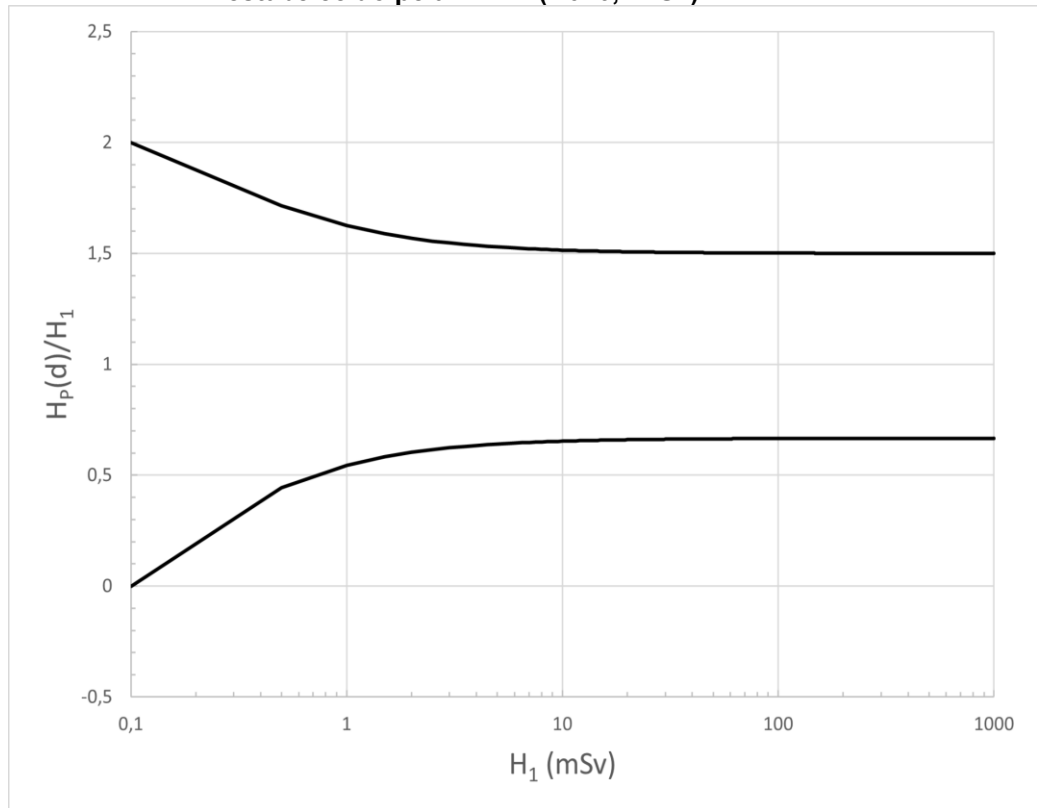
Um dos critérios utilizados para a avaliação de desempenho dos monitores individuais é a curva trombeta (BÖHM, AMBROSI, 1990). Este critério garante que o valor de equivalente de dose (incluindo a incerteza associada) determinado na monitoração é considerado aceitável quando a razão entre os valores determinado e nominal está dentro dos limites superior e inferior estabelecidos pela equação:

$$\frac{1}{1,5} \left(1 - \frac{2H_0}{H_0 + H_1} \right) \leq R \leq 1,5 \left(1 + \frac{H_0}{2H_0 + H_1} \right) \quad (10)$$

sendo R a razão entre os valores Hp(d), em mSv, estimados pelo sistema de dosimetria e nominal H1, em mSv, avaliado previamente com câmara de ionização, por exemplo, e H0 é o nível de registro da grandeza de interesse.

A Figura 4 ilustra os limites superior e inferior para a razão R utilizando o nível de registro de 0,1 mSv estabelecido pela CNEN (2018).

Figura 4 - Curva trombeta utilizando o nível de registro para monitoração individual mensal estabelecido pela CNEN ($H_0=0,1\text{mSv}$).



Fonte: Autoral.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Produção e confecção das folhas detectoras

As folhas flexíveis detectoras OSL de CaF_2 foram produzidas na Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR) conforme descrito por Malthez *et. al.* (2018) a partir do pó de CaF_2 (tamanho de grão entre 60 e 100 μm) oriundo do minério fluorita fornecido pelo Grupo de Física Médica e Dosimetria das Radiações do Instituto de Física da Universidade de São Paulo (GFMDR-IFUSP). O CaF_2 utilizada era proveniente de Criciúma (SC).

A Figura 5 mostra o minério fluorita e o pó utilizado para confecção dos detectores.

Figura 5 - Fluorita natural (a esquerda) e CaF_2 em pó (a direita) para tratamento térmico e confecção dos detectores.



Fonte: autoral.

O CaF_2 em pó foi submetido a um tratamento térmico para eliminar possíveis sinais espúrios presentes no material. O tratamento foi realizado com um forno de alta temperatura EDG 3000 monitorado por um termopar para aferir a temperatura dentro do forno. O tempo de recozimento foi de 2 horas a 600°C e lentamente reduzido para 250°C. Após esse tratamento o pó de fluorita foi retirado do forno e mantido em temperatura ambiente e isolado de luz para que pudesse ser manuseado para a produção dos detectores.

Figura 6 - Forno EDG 3000 para tratamento térmico da fluorita.



Fonte: Autoral.

A mistura para o detector foi feita com proporção em massa de 33,3% fluorita, 33,3% amido de milho peneirado e 33,3% silicone (Malthez *et. al.* 2018). O pó de fluorita foi previamente pesado em uma balança de precisão para passar pelo tratamento térmico, a mistura da fluorita com o amido de milho é feita em um Becker para homogeneização e em seguida é adicionado o silicone, quando a mistura se torna mais consistente, e não deixa mais resíduos nas paredes do Becker, deve ser retirada do recipiente e misturada nas mãos, utilizando luvas, para que seja possível iniciar o processo de abertura da folha de detectores.

A mistura foi aberta em folha utilizando um laminador de massas (Figura 7) até que tivesse uma espessura aproximada de 1 mm. A folha foi deixada em ambiente aberto e livre de luz para secagem e, posteriormente a secagem, recoberta com uma fina camada de silicone de ambos os lados para isolamento do detector, evitando contaminação proveniente de partículas que podem se soltar dele ou aderir a ele.

A partir dessa folha foi confeccionado um lote com 100 detectores circulares de CaF_2 com 4 mm de diâmetro.

Figura 7 - Laminador de abrir massa utilizado para confecção da folha de detectores (a esquerda) e a folha de detectores a base de CaF₂ com a cobertura de silicone (a direita).

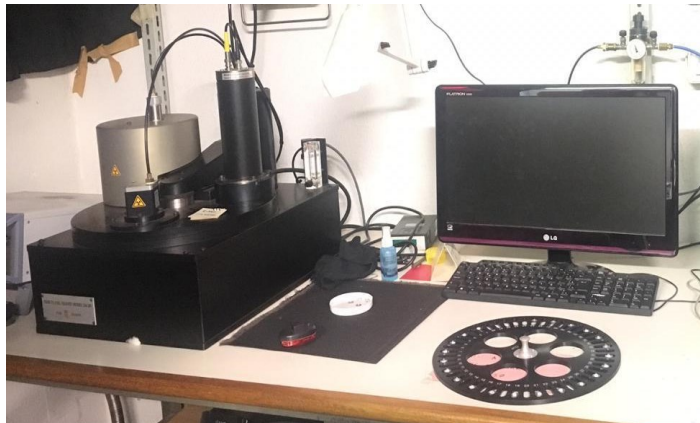


Fonte: Autoral.

4.2 Irradiação e leitura no leitor automatizado RISØ TL/OSL - DA20

As irradiações com partículas beta e a leitura dos detectores OSL foi realizada em um leitor automatizado Risø TL/OSL - DA20 (DTU – Nutech), mostrado na Figura 8.

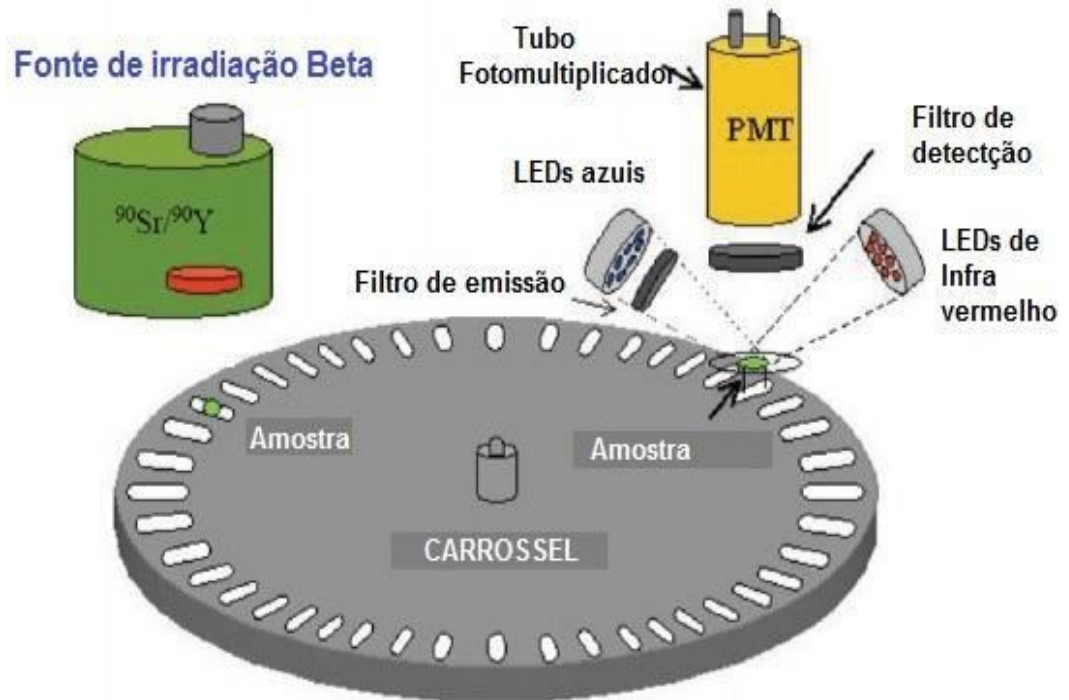
Figura 8 - Leitor Risø TL/OSL-DA 20 (DTU – Nutech) utilizado para a leitura dos detectores. Está localizado no Laboratório do Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica do IFUSP.



Fonte: Autoral.

O leitor é equipado com uma fonte radioativa de ⁹⁰Sr/⁹⁰Y e LEDs azuis com comprimento de onda de 450 nm para estimulação e potência de 80 mW/cm² na posição da amostra no carrossel do leitor (Figura 9). Após a estimulação, o sinal OSL é detectado por um tubo fotomultiplicador alimentado com uma tensão de 1225 V.

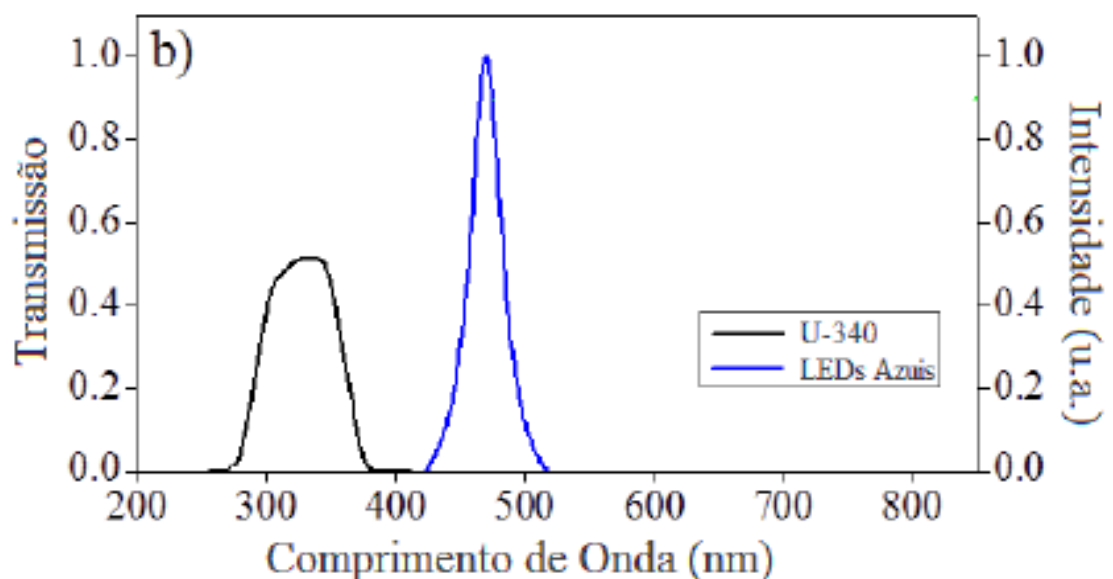
Figura 9 - Desenho esquemático de um leitor TL/ OSL automatizado.



Fonte: Adaptado de YUKIHARA e MCKEEVER, 2008.

Para selecionar a janela de detecção da luminescência de interesse emitida pelos detectores foi utilizado um filtro Hoya U-340 com transmissão abaixo de 350 nm (Figura 10).

Figura 10 - Espectro de transmissão do filtro U-340 e intensidade da luz emitida pelos LEDs azuis em função do comprimento de onda.



Fonte: MALTHEZ, 2015.

4.3 Seleção por sensibilidade

O processo de seleção por sensibilidade consiste em irradiar o lote de detectores com a mesma dose e selecionar um subgrupo de detectores com respostas semelhantes. Os detectores foram expostos a uma dose de aproximadamente 11 mGy. Tanto a irradiação como a leitura foram realizadas no leitor TL/OSL Risø utilizando LED azul para a leitura OSL com filtro Hoya U340 para detecção do sinal.

Para a realização do estudo foi selecionado um subgrupo de 61 detectores com variação de sensibilidade entre eles menor do que 7%.

4.4 Resposta em energia

Para aplicar o fator de correção para a faixa de energia utilizada e avaliar as grandezas operacionais aplicando o coeficiente de conversão h_{pk} , é necessário conhecer a resposta do detector para a faixa de energia que se deseja avaliar a dose ou grandeza. Como intuito deste trabalho é a avaliação do equivalente de dose no diagnóstico por imagem, os detectores foram caracterizados para a energia de fótons de raios X de 25 keV a 150 keV e fótons emitidos por uma fonte de ^{137}Cs e ^{60}Co .

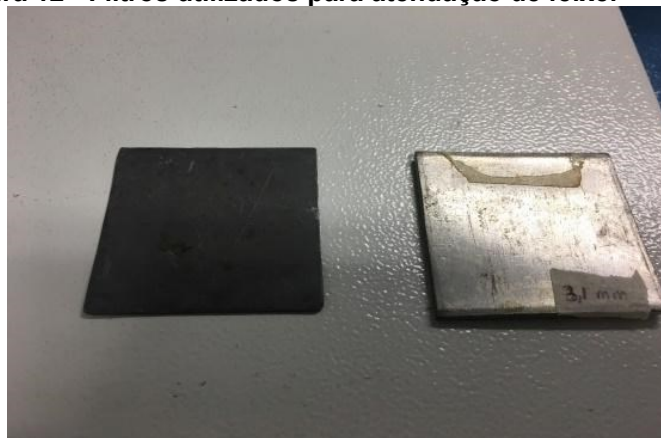
As irradiações com raios X de 25 keV a 150 keV foram realizadas em um equipamento de raios X industrial marca Philips modelo MG450, mostrado na Figura 11, utilizando um conjunto de filtros atenuadores já caracterizados no laboratório do GDRFM-IFUSP (Figura 12) para obtenção de feixes das qualidades de referência ISO e RQR (GUIMARÃES, 2000, GUIMARÃES, 2005, REINA, VIEIRA E COSTA, 2013).

Figura 11 - Fontes radioativas dispostas na sala de fontes do GFMDR-IFUSP. Da esquerda para direita: Fonte de ^{137}Cs , Tubo de raios X industrial e fonte de ^{60}Co .



Fonte: autoral.

Figura 12 - Filtros utilizados para atenuação de feixe.



Fonte: Autoral.

As demais irradiações com fótons foram realizadas com fontes de ^{137}Cs (fótons com energia de 660 keV) e ^{60}Co (fótons com energia de 1225 keV), com atividades no dia da irradiação (14/09/2019) de 164,15 mCi e 44,33 mCi respectivamente.

Antes de realizar a irradiação dos detectores, foi realizado o alinhamento do feixe com a grade utilizada como suporte para os detectores (Figuras 13 e 14). Para

auxiliar no alinhamento foram utilizados um laser e um écran de radiografia computadorizada.

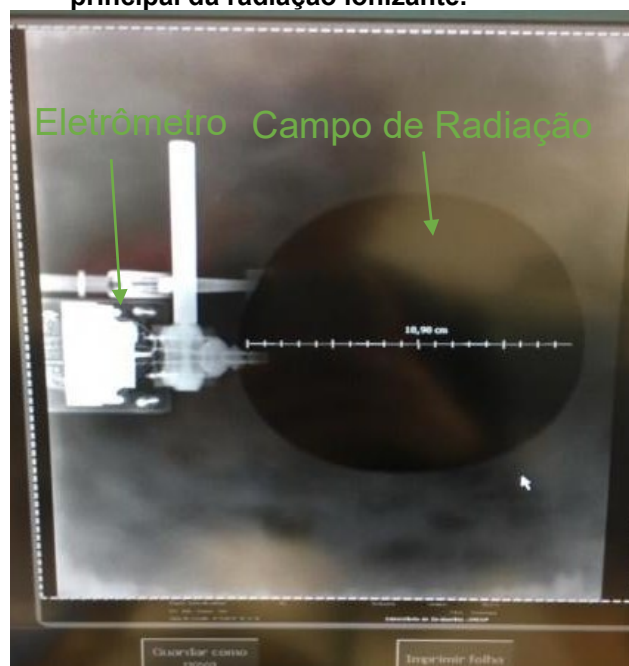
Durante a irradiação dos detectores, uma câmara de ionização acoplada a um eletrômetro digital (Radcal Corporation, modelo 9060 A) foi colocada junto a área de exposição avaliar obter a dose recebida pelos detectores.

Figura 13 - Grade alinhada a partir do laser, ao fundo, e câmara de ionização posicionada.



Fonte: Autoral.

Figura 14 - Imagem obtida por radiografia computadorizada da área exposta pelo feixe principal da radiação ionizante.



Fonte: Autoral.

As exposições do ^{60}Co foram utilizadas também para a calibração dos dosímetros que foram a referência para os demais cálculos. Em cada exposição foram embalados um conjunto de 4 detectores para compor um dosímetro.

A Tabela 2 apresenta os valores de dose registrados na câmara de ionização para cada uma das irradiações nas qualidades avaliadas.

Tabela 2 - Doses avaliadas pela câmara de ionização durante as exposições para caracterização da energia e resposta dos detectores.

Qualidade do Feixe	Dose medida pela câmara de ionização (mGy)			
	Dose 1	Dose 2	Dose 3	Dose 4
RQR 2	0,209	-	-	-
RQR 10	0,7164	2,511	4,304	6,062
W5	0,563	1,267	1,978	3,39
N200	0,112	0,9737	2,454	4,891
Cs	0,1955	0,8767	1,798	3,65
Co	0,1052	1,002	2,054	3,006

Fonte: Autoral.

A resposta em energia foi avaliada com base na análise das curvas de emissão OSL para cada exposição visando caracterizar a resposta do material para cada faixa de energia. O sinal OSL utilizado para avaliar a sensibilidade para cada tipo e energia da radiação foi a intensidade OSL ao longo de 180s de estimulação com LEDs azuis.

O modelo utilizado para o decaimento exponencial do sinal é composto por três exponenciais: rápida, média e lenta com seus fatores de decaimento distintos para diferenciação das faixas de energia na exposição. No algoritmo de cálculo de dose será apresentado o modelo para o sinal OSL utilizado e a metodologia adotada para estimar a faixa de energia que o detector foi exposto.

4.5 Algoritmo de avaliação da grandeza operacional $H_p(10)$

Para obter os fatores e parâmetros para determinar a faixa de energia, as intensidades OSL foram modeladas utilizando três exponenciais. O método utilizado para decomposição do sinal foi o Método de Deconvolução Computadorizada de sinal apresentado por Afouxenidis *et. al.* (2011). Neste trabalho, no caso do sinal OSL dos detectores compostos pela fluorita nacional, a melhor composição para modelagem do sinal foi a somatório de três exponenciais, caracterizadas pelos fatores a,b e c como indicadores da forma de decaimento do sinal, denominados aqui como fatores de decaimento rápido, médio e lento. Desse modo, a intensidade OSL (I_{OSL}) é modelada como:

$$I_{OSL} = Ae^{-at} + Be^{-bt} + Ce^{-ct} \quad (12)$$

onde A,B e C são as intensidades máximas das componentes no momento $t=0$, e t é o tempo de registro do sinal OSL.

Com essa identificação dos fatores, é possível separar as exposições a diferentes energias devido às características de armazenamento e liberação dos elétrons armadilhados com o estímulo OSL.

A intensidade luminosa do sinal OSL decai ao longo do tempo e a deconvolução do sinal é cada componente exponencial do sinal separadamente. A curva de intensidade OSL experimental é comparada com a intensidade OSL dada pela soma das três exponenciais ajustadas. Para verificar a qualidade do ajuste das três exponenciais aos dados experimentais pode-se adotar uma figura de mérito (FOM) (Afouxenidis *et. al.* 2011). A FOM utilizada neste trabalho é dada pela equação 13:

$$FOM = \sum \sqrt{\left(\frac{S-Cal}{Cal}\right)^2} \quad (13)$$

onde S é o sinal real de leitura e Cal é o sinal calculado pelo somatório das exponenciais.

Neste trabalho foi aceita uma (FOM) menor que 5% como critério para aceitação do ajuste.

Desse modo, para avaliar a energia que o detector foi exposto, a leitura OSL do material é ajustada computacionalmente utilizando o Método dos Mínimos Quadrados (MMQ), tendo em vista que esse método pode convergir para uma diversa gama de parâmetros iniciais, foi escolhido valores arbitrários para que sejam sempre iniciados de uma forma igual para cada ajuste de energia.

Partindo dos fatores de decaimento rápido, médio e lento avaliado para cada detector exposto é determinada a faixa de energia. Isso é feito por meio de comparação das três componentes da intensidade do sinal OSL com as componentes de referência para energias conhecidas.

Tabela 3 – Fatores lentos, médios e rápidos para as energias analisadas.

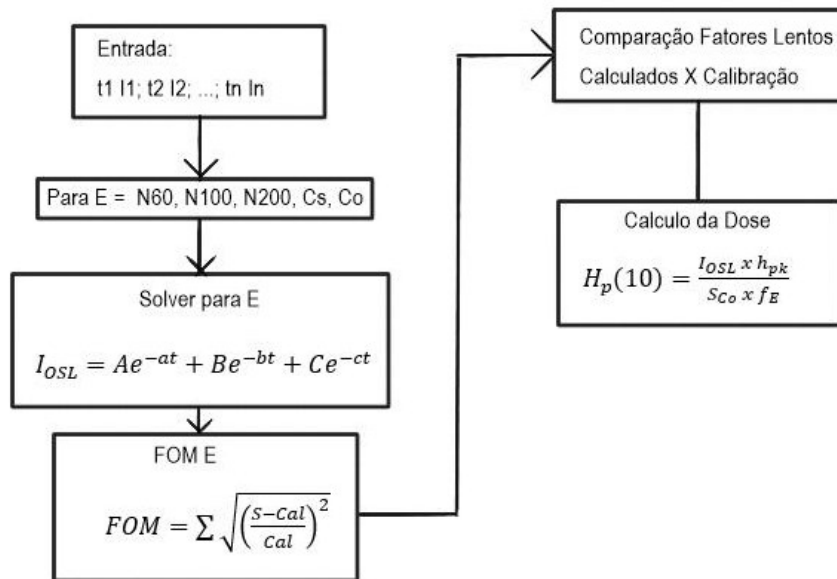
Característica do Feixe	Fator Lento	Fator Médio	Fator Rápido
Co	0,357952	1,304482	3,878678
Cs	0,362562	1,271227	3,720331
N200	0,368032	1,277097	3,586095
N100	0,374051	1,308254	3,704783
N60	0,379008	1,335755	3,70507

Para a identificação foi utilizado primeiramente o valor do fator de decaimento lento, apresentado na seção a seguir.

Utilizando o software Microsoft Excel (versão 365) para organização e análise dos dados, foi elaborada uma planilha de cálculo onde o sinal bruto da leitura fornecida pelo leitor OSL é comparado com as curvas preestabelecidas pela caracterização das faixas de energia. Esse processo se dá pela tentativa de ajustar o sinal analisado com os fatores a, b e c da equação 12, para cada faixa de energia é utilizado o fator arbitrário estabelecido para A, B e C, da caracterização de resposta de cada faixa de energia. Utilizando o suplemento Solver do Microsoft Excel é feito o ajuste das curvas, esse ajuste é comparado ponto a ponto do sinal e de forma iterativa sendo aproximado até que a FOM (equação 13) esteja abaixo de 5%, ou o melhor possível, caso o ajuste não seja adequado para o sinal dado de entrada ao algoritmo.

A Figura 15 ilustra o algoritmo para estimar a faixa de energia a qual o detector foi exposto.

Figura 15 – Organograma de funcionamento do algoritmo.



Fonte: Autoral.

Identificando a faixa de energia a qual o detector foi exposto, no algoritmo de desenvolvido nesse trabalho são aplicados os demais fatores para avaliação do equivalente de dose pessoal $H_p(10)$, como os fatores de calibração do grupo de detectores utilizado e o fator h_{pk} de conversão de kerma no ar, em mGy, para equivalente de dose, em mSv. Dessa forma obtêm-se as estimativas do equivalente de dose $H_p(10)$ estimados pelos dosímetros, finalizando assim o processo do algoritmo de cálculo de dose.

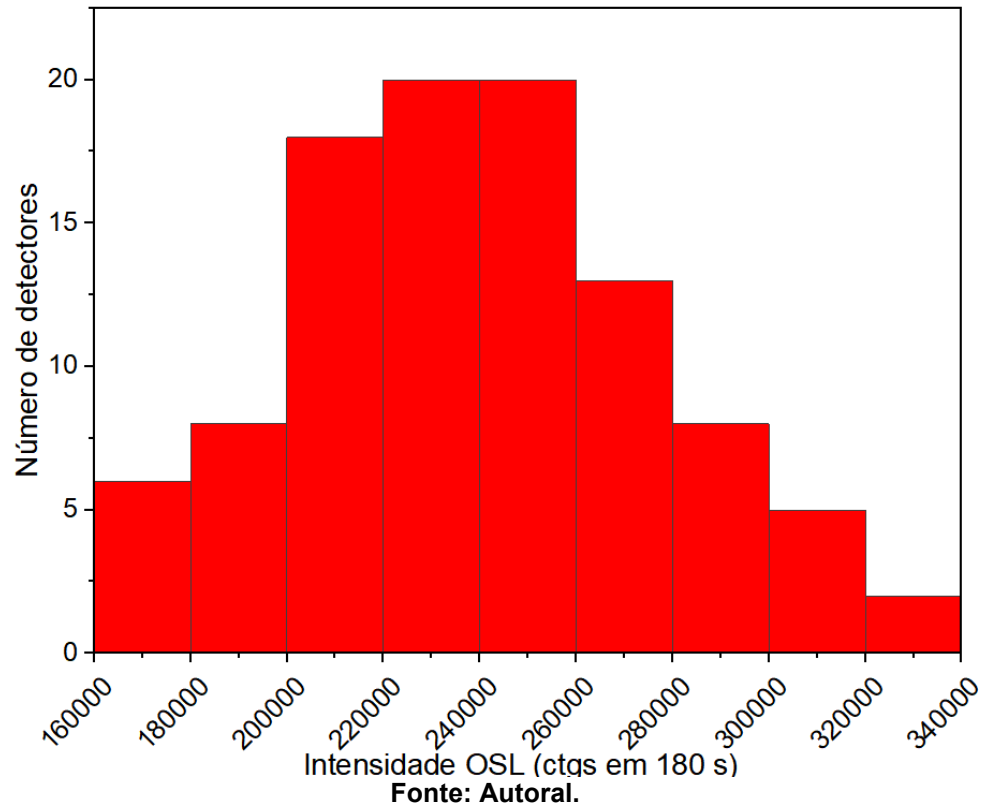
4.6 Teste cego

Após a elaboração do algoritmo, foram feitas exposições em quatro dosímetros em condições que apenas uma pessoa conhecia, com filtração e dose depositada no dosímetro anotadas pela mesma, para serem avaliados pelo algoritmo e, identificando as faixas de energia utilizadas, a estimativa de $H_p(10)$ para ser comparada com as reais e validar o funcionamento do algoritmo desenvolvido.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

A Figura 16 apresenta a distribuição das intensidades OSL do lote de detectores de CaF_2 produzidos.

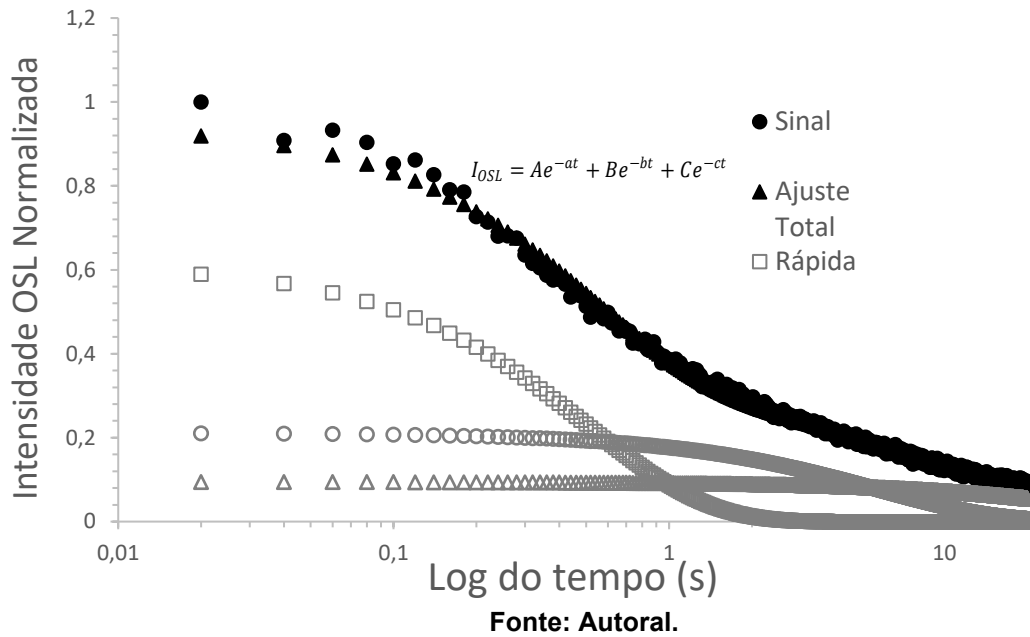
Figura 16 – Histograma do lote de detectores de CaF₂ baseados na fluorita nacional brasileira.



Os detectores desse lote apresentaram uma intensidade OSL média de $(2,4 \pm 0,4)10^6$ ctgs/180s (coeficiente de variação de 16%). Para minimizar as incertezas na avaliação das doses operacionais, no processo de seleção por sensibilidade, foi separado um conjunto de detectores de CaF₂ com sensibilidade menor que 7% considerando a integral do sinal OSL ao longo de 40 s e subtraindo o fundo do detector, integral da intensidade OSL no intervalo de 21-40 s, onde o sinal possui variação pouco significativa em relação ao sinal de fundo do próprio material.

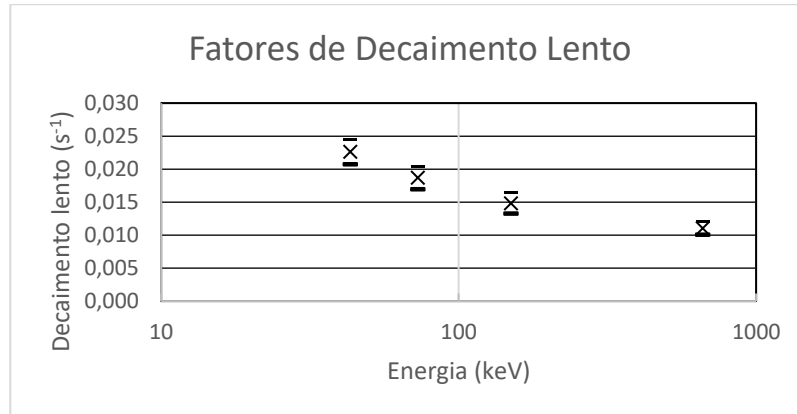
A Figura 17 ilustra a deconvolução da intensidade OSL normalizada, para um detector de CaF₂ exposto aos fótons da fonte de ⁶⁰Co, em três exponenciais (com fatores de decaimento rápido, médio e lento), a soma das exponenciais e os dados experimentais levantados na leitura do detector.

Figura 17 - Decaimento das curvas calculadas pela deconvolução do sinal, sua somatória e o sinal obtido pela leitura OSL.



O fator de decaimento lento apresentara diferença significativa com relação a energia como ilustrado na Figura 18, sendo adotado para distinguir os dosímetros expostos a energias encontradas no diagnóstico por imagem (menores que 150 keV).

Figura 18 – Fator de decaimento lento (s-1) em função da energia dos fótons obtidos na deconvolução do sinal OSL de detectores de CaF2 baseados na fluorita nacional.



Desse modo, foi concluída a primeira etapa do algoritmo de aplicar a deconvolução e por meio do fator de decaimento lento estimar a faixa de energia a qual o detector foi exposto. Em seguida são aplicados os fatores de calibração para energia de fótons da fonte de ⁶⁰Co, de correção para a resposta em energia à qual o

valor foi exposto e o h_{pk} para conversão de dose em mGy para equivalente de dose em mSv.

Para a prova de conceito do algoritmo foram realizados dois testes cegos. No primeiro teste dois dosímetros composto por 3 detectores embalados em plástico preto radiotransparente foram irradiados com fótons de duas energias distintas, sendo a dose registrada pela câmara de ionização. No segundo teste foram irradiados dois pares de dosímetro, também com 3 detectores cada, expostos a energias distintas.

As Tabelas 4 e 7 apresentam as informações das irradiações e os valores avaliados pelo algoritmo de dose desenvolvido nesse trabalho tomando como entrada as leituras dos dosímetros e o fator de calibração para fótons emitidos para energia do ^{60}Co dado pelo inverso da sensibilidade (S_{Co}). As incertezas nos valores médios foram omitidas pois os detectores estavam selecionados por sensibilidades (<7%).

Tabela 4 - Primeiro teste cego para prova de conceito.

Informações da irradiação		Algoritmo de dose					
Energia (keV)	Dose (mSv)	Leitura (I_{OSL}) (ctgs/20s)	Energia (keV)	S_{Co} (ctgs/20s/mGy)	Fator de correção para energia (f_E)	h_{pk} (mSv/mGy)	$H_p(10)$ (mSv)
150	1,178	33873,8	~150	2,1.10 ⁴	1,007	1,61	1,954
<50	0,055	130778,2	~660		0,870	1,23	1,404

Fonte: Autoral.

Para o calcular o $H_p(10)$ utilizamos a equação (14):

$$H_p(10) = \frac{I_{OSL} \times h_{pk}}{S_{Co} \times f_E} \quad (14)$$

onde I_{OSL} é a média da integral de 20 segundos do sinal OSL dos detectores do dosímetro, S_{Co} é a calibração para fótons para a sensibilidade do cobalto, f_E o fator de correção para a energia avaliada e h_{pk} o fator de conversão de Sv para Gy.

No primeiro teste cego, considerando que o algoritmo tem entradas de energias mais elevadas que as encontradas no radiodiagnóstico, obteve-se um resultado insatisfatório para baixas energias. Isso ocorre, pois, a resposta em energia dos detectores de CaF_2 é semelhante para energias abaixo de 20 keV e em torno de 660 keV, como mostrado por Malthez *et. al.* (2018). Desse modo, como as energias

em torno de 660 keV possuem um fator de decaimento lento parecido com os de baixa energia, optamos por usar o algoritmo somente para avaliação do $H_p(10)$ na faixa de energia encontradas no diagnóstico por imagem abaixo de 150 keV.

Com esses resultados foi possível reavaliar as condições de seleção do algoritmo, reduzindo assim o espectro de energias que será aplicado o uso desses detectores, e otimizar o processo de cálculo baseado na resposta em energia dos detectores. Caso consideradas energias acima de 660 keV, ocorreria uma superestimava da dose, pois quando assumimos a maior energia encontrada no detector como a energia média, o fator h_{pk} e de resposta em energia é estimado incorretamente, atrapalhando a estimativa de dose por se tornar não representativo da real distribuição de energia no dosímetro (Tabela 5).

Tabela 5 – Erro do cálculo do equivalente de dose pelo algoritmo.

Energia Real (keV)	H1 (mSv)	Energia Estimada (keV)	$H_p(10)$ Estimado (mSv)	Erro (%)
150	1,178	~150	1,954	66
<50	0,055	~660	1,404	2453

Fonte: Autoral

Desse modo, uma boa estimativa para o algoritmo foi utilizar a média dos h_{pk} dessa energia até uma de nível esperado significativo para a dosimetria pessoal, adotado como 15 keV.

Com essa nova base de interpretação e análise dos dados obtivemos os valores bases de h_{pk} para as faixas de energia como demonstrado na Tabela 6.

Tabela 6 – Fatores de h_{pk} médio para estimativa de dose. (ISO, 1999).

Faixa de energia (keV)	Fator h_{pk} (mSv/mGy)
< 48	1,048
< 78	1,290
< 150	1,415

Fonte: Autoral.

Utilizando os fatores apresentados na Tabela 6 e um valor médio para o fator de correção para a resposta em energia é possível obter um valor mais próximo do valor estimado com a câmara de ionização.

Finalizado os ajustes de funcionamento do algoritmo, um novo teste cego foi realizado, agora com 4 dosímetros, irradiados com energias dentro da faixa de radiodiagnóstico, com resultados apresentados na Tabela 7.

Tabela 7 – Segundo teste cego para prova de conceito.

Informações da irradiação		Algoritmo de dose					
Energia (keV)	Dose (mSv)	Leitura (ctgs/20s)	Energia (keV)	S_{Co} (ctgs/20s/mGy)	Fator de correção para energia	h_{pk} médio (mSv/mGy)	$H_p(10)$ (mSv)
48,73	2,4255	160415,3	<48keV	$1,9 \cdot 10^4$	5,421	1,048	1,617
	0,8855	57694,7	<150keV		1,007	1,415	1,211
29,89	0,2220	35199,3	<150keV		1,007	1,415	0,696
	1,5518	225242,3	<48KeV		5,421	1,048	2,166

Fonte: Autoral.

Os resultados obtidos do segundo teste cego apresentaram uma boa confiança na sua aplicação para radiodiagnóstico, tendo em vista que em baixas energias a resposta permite uma boa separação entre as faixas e a estimativa de dose, utilizando a média do h_{pk} como referência para cálculo. Vale ressaltar que esses resultados foram obtidos sem filtros atenuadores, o que deixa todo detector do dosímetro exposto a todas as faixas de energia. A Tabela 8 mostra os resultados de cada dosímetro utilizado no teste.

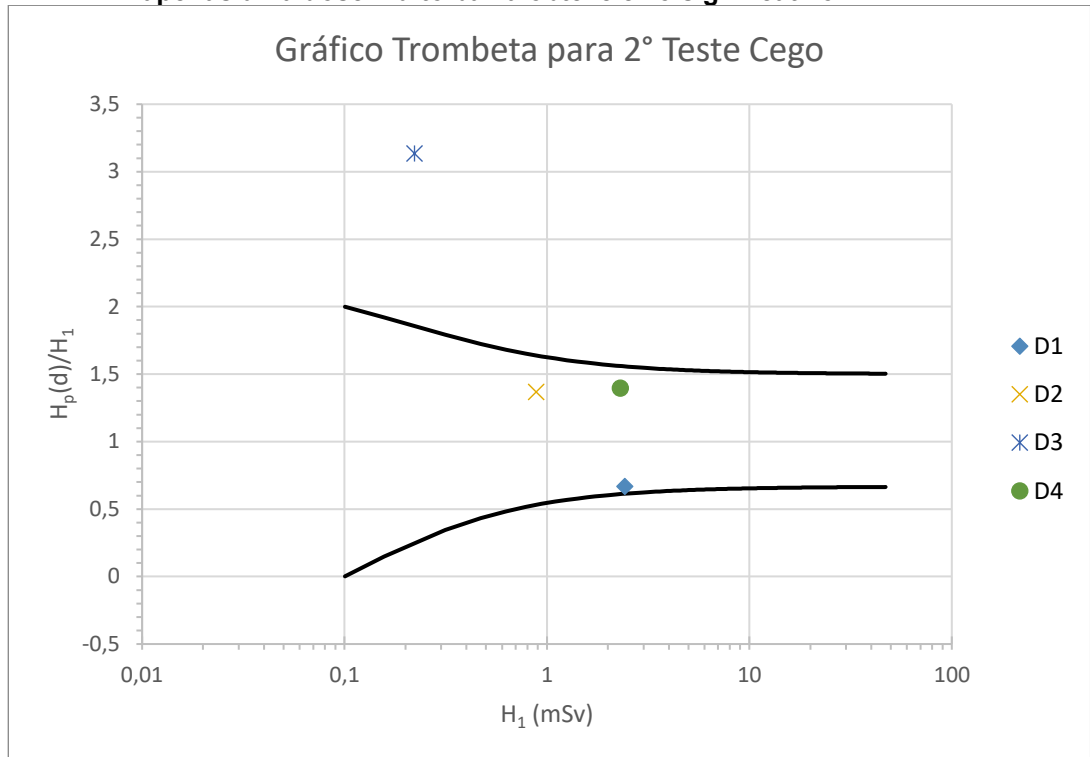
Tabela 8 – Erro do cálculo do equivalente de dose pelo algoritmo.

Identificação	Energia Real (keV)	H_1 (mSv)	Energia Estimada (keV)	$H_p(10)$ Estimado (mSv)	Erro (%)
D1	48,73	2,4255	< 48	1,617	50
D2	48,73	0,8855	< 150	1,211	37
D3	29,89	0,2220	< 150	0,696	213
D4	29,89	1,5518	< 48	2,166	39

Fonte: Autoral.

Com esses resultados é possível utilizar o gráfico trombeta, Figura 19, novamente para observar a razão entre a dose real ao qual o dosímetro foi exposto e qual foi a dose estimada pelo algoritmo, apresentando apenas um ponto, dosímetro D3, fora do esperado, considerando o critério de desempenho para monitoração individual.

Figura 19 – Gráfico Trombeta com os resultados do segundo teste cego, demonstrando que apenas uma dose muito baixa obteve erro significativo.



Fonte: Autoral.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Tendo em vista a possibilidade de se utilizar a fluorita natural brasileira para produção de detectores OSL de CaF_2 e sua utilização no diagnóstico por imagem como uma alternativa nacional e de baixo custo para monitoramento individual, neste trabalho foi desenvolvido um algoritmo para avaliação da grandeza operacional $H_p(10)$. Inicialmente, a intenção era aplicar o algoritmo para monitoração individual para fótons com energia até 1225 keV. Porém dada a dependência energética da fluorita brasileira de Criciúma-SC, neste trabalho com os dados de entrada incluídos no algoritmo, foi possível avaliar o equivalente de dose pessoal somente para energias menores que 150 keV.

Nos testes cegos realizados, verificou-se que para energias acima de 30 keV o algoritmo apresentou resultados satisfatórios dentro do critério de desempenho requerido para monitoração individual no diagnóstico por imagem. Para energias abaixo de 30 keV seria necessário incluir no algoritmo as curvas de intensidade OSL para detectores irradiados com feixes nessa faixa de energia. Vale ressaltar que diferentemente dos dosímetros certificados atualmente no Brasil, o algoritmo permitiu a avaliação da grandeza operacional sem filtros atenuadores e utilizando um único material dosimétrico. Para trabalhos futuros sugere-se fazer um levantamento da resposta em energia abrangendo essa faixa para ampliar a aplicação do algoritmo desenvolvido neste trabalho.

SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Como sugestões para trabalhos futuros e expansão do algoritmo desenvolvido nesse trabalho para monitoração de IOE em outras áreas como radioterapia e mineração, sugere-se avaliar a resposta em energia da fluorita para diferentes tipos e energias da radiação ionizante, incluindo abaixo de 30 keV. Para possíveis melhorias no algoritmo, sugere-se produzir detectores baseados na fluorita com diferentes concentrações e introdução de dopantes e nanopartículas metálicas, visando alterar sua sensibilidade e resposta em energia refinando o algoritmo com outros fatores de decaimento específicos.

7 REFERÊNCIAS

AC CAMARGO. Disponível em: <https://www.accamargo.org.br/sobre-o-cancer/tratamento-oncologico/radiologia-intervencionista>. Acesso: ago. 2021

ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária). **Resolução da Diretoria Colegiada n. 330 (RDC330) de 20 de dezembro de 2019**. Disponível em: <https://www.in.gov.br/en/web/dou/-/resolucao-rdc-n-330-de-20-de-dezembro-de-2019-235414748?inheritRedirect=true>

AFOUXENIDIS, D., POLYMERIS, G. S., TSIRLIGANIS, N., KITIS, G. **Computerised curve deconvolution of TL/OSL curves using a popular spreadsheet program**. July 2011 Radiation Protection Dosimetry 149(4):363-70 DOI: 10.1093/rpd/ncr315

ASFORA *et. al.* **TL and OSL response of CaF₂: Tm for electron beam radiation processing. International symposium on radiation physics**. IPEN. 2019. <<http://repositorio.ipen.br/handle/123456789/29751>> Acesso em 24 out. 2021, 14:00.

BÖHM J., AMBROSI P., **Mandatory Type Tests of Solid State Dosimetry Systems as an Appropriate Aid to Quality Assurance in Individual Monitoring**. Radiat. Prot. Dosim. 34, 1990. 123–126.

BOS, A. J. J. **High Sensitivity Thermoluminescence Dosimetry**. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B, 184, 2001. 3 - 28.

BOS, A. J. J. **Theory of thermoluminescence**. Radiation Measurements, 41, 2007. S45–S56.

CNEN. **POSIÇÃO REGULATÓRIA 3.01/002:2011: Fatores de Ponderação para as Grandezas de Proteção Radiológica**. Comissão Nacional de Energia Nuclear. [S.I.]. 2011.

CNEN. **POSIÇÃO REGULATÓRIA 3.01/004:2011: Restrição de Dose, Níveis de Referência Ocupacionais e Classificação de Áreas**. Comissão Nacional de Energia Nuclear. [S.I.]. 2011a.

CNEN. **POSIÇÃO REGULATÓRIA 3.01 /005:2011: Critérios para Cálculo de Dose Efetiva, a partir da Monitoração Individual**. Comissão Nacional de Energia Nuclear. [S.I.]. 2011b.

CNEN. **Norma CNEN NN 3.01 - Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. [S.I.]. 2014.

CNEN. **RESOLUÇÃO N° 230, DE 5 DE SETEMBRO DE 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

CNEN. **Instalações Radiativas - Áreas e Práticas**. CGMI/ DRS/ CNEN. 18 de abr de 2020. Disponível em:

<http://antigo.cnen.gov.br/images/cnen/documentos/drs/cgmi/Instalacoes-Radiativas-v4.pdf>

GUIMARÃES, C. C. **Implementação de Grandezas Operacionais na Monitoração Individual e de Área.** Universidade de São Paulo. São Paulo. 2000. Dissertação de Mestrado.

GUIMARÃES, C. C. **Monitoração individual externa: experimentos e simulações com o método de Monte Carlo.** Universidade de São Paulo. São Paulo. 2005. Tese de Doutorado.

IAEA. **ASSESSMENT OF OCCUPATIONAL EXPOSURES DUE TO EXTERNAL SOURCES OF RADIATION - SAFETY STANDARDS SERIES No. RS-G-1.3.** International Atomic Energy Agency. [S.l.]. 1999.

IAEA. **Safety Report Series No. 16 - Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments.** International Atomic Energy Agency. [S.l.]. 2000.

IAEA. **Occupational Radiation Protection: Protecting Workers Against Exposure to Ionizing Radiation.** Proceedings of an International Conference on Occupational Radiation Protection. Viena: [s.n.]. 2003.

IAEA. **Practical Radiation Technical Manual - Workplace Monitoring for Radiation and Contamination.** International Atomic Energy Agency. Viena. 2004.

IAEA. **Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards.** International Atomic Agency, 2014. Disponível em: <<http://www-ns.iaea.org/standards/>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

ICRP. **Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures.** ICRP Publication 116. [S.l.]: [s.n.], v. 40, 2010. Ann. ICRP.

ICRU. **ICRU Report No. 55 - Fundamental Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry.** International Commission on Radiation Units and Measurements. [S.l.]. 1993.

IEC. **BS EN IEC 62387-1:2012 - Radiation protection instrumentation. Passive integrating dosimetry systems for environmental and personal monitoring. General characteristics and performance requirements.** [S.l.]: [s.n.], 2012.

IRD. **LABORATÓRIOS CERTIFICADOS PARA PRESTAÇÃO DE SERVIÇO DE MONITORAÇÃO INDIVIDUAL EXTERNA, 2021.** Disponível em: <www.ird.gov.br>. Acesso em: maio 2021.

ISO. **ISO 4037-3 - X and Gamma Reference Radiation for Calibrating Dosemeters and Doserate Meters and for Determining Their Response as a Function of Photon Energy - Part 3: Calibration of Area and Personal Dosemeters.** International Organization for Standardization. Geneva. 1999.

LANDAUER. Landauer Inc, 2015. Disponível em: <<http://www.landauer.com/>>. Acesso em: 01 mar. 2020.

MALTHEZ, A.L., FREITAS, M.B., YOSHIMURA, E.M. AND BUTTON, V.L. **Experimental photon energy response of different dosimetric materials for a dual detector system combining thermoluminescence and optically stimulated luminescence.** Radiation measurements, 71, 2014. 133-138.

MALTHEZ, A. L. M. C. **Desenvolvimento e caracterização de dosímetros para monitoração individual de trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação combinando as técnicas de termoluminescência (TL) e luminescência opticamente estimulada (OSL).** 2015. 221 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Campinas, 2015.

MALTHEZ, A. L. M. C. *et. al.*. **OSL dosimetric properties and efficiency of Brazilian natural calcium fluoride pellets.** Applied Radiation and Isotopes, v.135, p.166–170. 2018. Doi:10.1016/j.apradiso.2018.01.041

MCKEEVER, S. W. S.; MOSCOVICH, M. **Topics under Debate - On the advantages and disadvantages of optically stimulated luminescence dosimetry and thermoluminescence dosimetry.** Radiation Protection and Dosimetry, 104 (3), 2003. 263 - 270.

MCKEEVER, S. W. S.; MOSCOVITCH, M.; TOWNSEND, P. D. **Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses.** [S.l.]: NuclearTechnology Publishers, 1995.

MTP (MINISTÉRIO DO TRABALHO E PREVIDÊNCIA). **NR 32 - SEGURANÇA E SAÚDE NO TRABALHO EM SERVIÇOS DE SAÚDE.** Disponível em: <https://www.in.gov.br/en/web/dou/-/resolucao-rdc-n-330-de-20-de-dezembro-de-2019-235414748?inheritRedirect=true>

OIT. **Proteção Contra as Radiações Ionizantes - Convenção N.115.** Organização Internacional do Trabalho, 2011. Disponível em: <<http://www.oit.org.br>>. Acesso em: jan. 2020.

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

OKUNO, E.; UMISED, N. K.; CANCIO; F. S.; ALDRED, M. A.; YOSHIMURA, E. M. **Three decades of occupational individual monitoring at the University of São Paulo,** Radiation Protection Dosimetry, Volume 177, Issue 3, December 2017, Pages 285–288, <https://doi.org/10.1093/rpd/ncx042>

POLYMERIS, G. S., Kitis, G., & Tsirliganis, N. C. **Correlation between TL and OSL properties of CaF₂:N.** Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, v. 251(1), p. 133–142. 2006. Doi:10.1016/j.nimb.2006.05.023

RANDALL, J. T.; WILKINS, M. H. F. **Phosphorescence and electron traps: I. the study of trap distributions**. Proceedings of Royal Society of London Series, 184, 1945.

REINA, T. R.; VIEIRA, D.; COSTA, P. **Determinação e Validação das Qualidades de radiação RQR e RQA** da IAEA. XVIII Congresso Brasileiro de Física Médica. São Pedro: [s.n.]. 2013.

RISØ DTU. **Guide to "The Risø TL/OSL Reader"**. [S.l.]: [s.n.], 2010. Manual do Equipamento.

SCAFF, Luiz A. M. **FISICA NA RADIOTERAPIA - A BASE ANALOGICA DE UMA: ERA DIGITAL, 2 VOLUMES**. Publisher, PROJETO SABER, 2010.

SILVA, Regina J. G. G. **Caracterização do CaF₂:Tm para dosimetria por luminescência opticamente estimulada**. 2017. 88 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares - UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO, Recife. 2017

SOMMER, M.; JAHN, A.; HENNINGER, J. **A new personal dosimetry system for H_p(10) and HP(0.07) photon dose based on OSL-dosimetry of beryllium oxide**. Radiation Measurements, 46, 2011. 1818 -1821.

SOUZA, S.; YAMAMOTO, T.; D'ERRICO, F. **ESTADO DA ARTE EM DOSIMETRIA DO ESTADO SÓLIDO**. International Joint Conference RADIO 2014. Gramado: [s.n.]. 2014.

SUNTA, C. M. **Optically produced thermoluminescence glow peaks in fluorite**. Physica Status Solidi (b) 37.2, 1970, K81-K83.

SUNTA, C. M. **A review of thermoluminescence of calcium fluoride, calcium sulphate and calcium carbonate**. Radiation protection dosimetry 8.1-2,1984. 25-44.

TAUHATA, L.; SALATI, I. P. A.; PRINZIO, R. DI; PRINZIO, M. A. R. R. DI. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. 5^a. ed. Rio de Janeiro: [s.n.], 2003. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. Comissão Nacional de Energia Nuclear.

TRZESNIAK, P.; YOSHIMURA, E. M.; CRUZ, M.T.; OKUNO, E. **Brazilian Fluorite-Based Dosimetric Pellets: History and Post-Use Review**. Radiation Protection Dosimetry, 34 (1-4), 1990.

TORQUATO, Michele. **Validação de folhas detectoras OSL de CaF₂ para aplicações em radiocirurgia**. 2019. 71 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica). Programa de pós Graduação em Engenharia Biomédica. Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2019.

MARTINS MT, SOBOLL D, HORST I, PAGOTTO I, YOSHIMURA EM, UMISED N, MALTHERZ AL. **Validação do controle de qualidade em radiocirurgia utilizando folhas detectoras OSL baseadas na fluorita brasileira**. Brazilian Journal of Radiation Sciences. 2020 Jun 30;8(2).

VALERIO, M. E. G. **Thermally stimulated depolarization currents in the natural fluorite**; Correntes de despolarizaco termicamente estimuladas na fluorita natural.,1986.

YOSHIMURA, E. M.; YUKIHARA, E. G. **Optically stimulated luminescence: Searching for new dosimetric materials**. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B, 250 (1-4), 2006. 337-341.

YUKIHARA, E.; MCKEEVER, S. **Optically Stimulated Luminescence: Fundamentals and Applications**. 1^a. ed. [S.l.]: John Wiley & Sons Ltd, 2011.

YUKIHARA, E.; MCKEEVER, S. W. S. **Optically Stimulated Luminescence (OSL) Dosimetry in Medicine**. Physics in Medicine and Biology, 53, 2008. R351–R379.