



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS
ENERGÉTICAS E NUCLEARES

GABRIELA TEREZA PINHEIRO MELO

**DOSIMETRIA DE EXTREMIDADE: DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DE
UM PORTA-DOSÍMETRO DE ANEL**

Recife

2022

GABRIELA TEREZA PINHEIRO MELO

**DOSIMETRIA DE EXTREMIDADE: DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DE
UM PORTA-DOSÍMETRO DE ANEL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito para obtenção do título de mestre em Ciências.

Área de concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear

Orientador: Prof. Vinicius Saito Monteiro de Barros

Recife

2022

Catálogo na fonte
Bibliotecário Gabriel Luz CRB-4 / 2222

M528d Melo, Gabriela Tereza Pinheiro.
Dosimetria de extremidade: desenvolvimento e validação de um portadosímetro de anel / Gabriela Tereza Pinheiro Melo. 2022.
69 f.: figs., tabs., abrev. e siglas.

Orientador: Prof. Dr. Vinicius Saito Monteiro de Barros.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG.
Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, Recife, 2022.
Inclui referências, apêndice e anexos.

1. Tecnologias energéticas e nucleares. 2. Impressão 3D. 3. Óxido de Berílio. 4. Dosimetria de luminescência opticamente estimulada. 5. Dosimetria de extremidade. I. Barros, Vinicius Saito Monteiro de (Orientador). II. Título.

UFPE

612.01448 CDD (22. ed.)

BCTG / 2022 - 389

GABRIELA TEREZA PINHEIRO MELO

**DOSIMETRIA DE EXTREMIDADE: DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DE
UM PORTA-DOSÍMETRO DE ANEL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, Centro Acadêmico de Tecnologia e Geociências – CTG, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Tecnologias Energéticas e Nucleares. Área de concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear

Aprovado em: 28/07/2022.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Charles Nilton De Oliveira Prado (Examinador Externo)
Universidade Católica de Pernambuco - UNICAP

Prof. Dr. Marcos Ely Almeida Andrade (Examinador Externo)
Universidade Tiradentes - UNIT

Prof^a. Dra. Viviane Khoury Asfora (Examinador Interno)
Universidade Federal de Pernambuco – UFPE

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus, pois sem ti, Senhor, eu jamais teria sido capaz de conquistar a vitória! Obrigada por sempre guardar o meu coração e mente diante das dificuldades. A ti, Senhor, toda honra e toda a glória.

Aos meus pais, Sandra e Teo e a minha irmã Ray, pela compreensão, incentivo e pelo profundo apoio, me estimulando nos momentos mais difíceis. Especialmente a minha mãe, que sempre me amou de maneira incondicional e confiou meu potencial.

À minha Avó Terezinha, o meu Tio André e a minha Tia Maura que sempre estiveram ao meu lado me apoiando ao longo de toda a minha trajetória.

Ao Professor Dr. Vinícius Barros pela oportunidade de desenvolver este trabalho, por todo seu incentivo, entusiasmo e orientação dedicados a esta pesquisa.

Às Professoras Dra. Helen Khoury e Dra. Viviane Asfora pelo apoio, conselhos e sugestões que foram essenciais para a concretização desse estudo.

Ao Professor Dr. Marcos Ely que está comigo desde da graduação, me incentivando e inspirando a ser uma melhor profissional e pesquisadora.

Ao Professor e amigo Dr. Charles Nilton, pelas valiosas contribuições dadas durante todo o processo, principalmente no Defesa.

Aos amigos da Boisguillebert, Bruno, Day, Jaaziel, Lene, Lilian, Lucas, Maria Thalita, Maryana e Vitória por todo o apoio e pela ajuda, que muito contribuíram para a realização deste trabalho. Obrigada a todos pela as risadas que compartilhei durante esse momento difícil na universidade.

À Arícia pela amizade construída nesses dois anos. Obrigada pelo companheirismo e pela troca de experiências que me permitiram crescer não só como pessoa, mais também na área acadêmica.

Ao um grande amigo Wladimir, pela modelagem e desenho do porta-dosímetro de anel. Obrigada por todas as conversas, pelos conselhos, caronas e por sempre ser essa pessoa otimista.

Aos funcionários e colegas do LMRI e LPR, pela disponibilidade no auxílio para irradiações dos dosímetros e leitura, principalmente a Kendy, Wando e Ricardo. Sem os quais não seria possível a realização da pesquisa.

Aos amigos Ana e Ivysson, pela amizade e suporte incondicional.

A minha melhor amiga, Bianca Sarabia, sempre presente nos momentos difíceis com palavras de incentivo e apoio emocional.

A minha prima/irmã Bella, pela paciência, pela compreensão e a todas as correções de texto. Obrigada por sempre me apoiar, uma pela outra sempre!

Ao meu físico preferido, Luiz, por ser meu maior fã e incentivador dos meus sonhos.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pela bolsa de mestrado que permitiu a minha dedicação exclusiva a esse trabalho de pesquisa.

RESUMO

O monitoramento de dose pessoal nas extremidades através do uso de dosímetros de anéis é de fundamental importância, sobretudo em procedimentos intervencionistas e de medicina nuclear, em vista a avaliação dos riscos associados à exposição à radiação ionizante. Entretanto, os dosímetros de anéis disponíveis comercialmente são pouco utilizados por indivíduos ocupacionalmente expostos devido às dificuldades de adaptação do usuário ao uso do anel com luvas cirúrgicas e ao protocolo de esterilização num ambiente hospitalar. O objetivo deste trabalho foi desenvolver um porta-dosímetro de anel utilizando um detector de Luminescência Opticamente Estimulada (OSL). O porta-dosímetro de anel desenvolvido, denominado Dosímetro AV 2.4, utiliza Óxido de Berílio (BeO) como elemento detector. Os porta-dosímetros foram impressos pelo método de Estereolitografia (SLA), utilizando duas resinas: *Black* e *Flexible*. Quanto à modelagem, esta foi realizada através do Software CAD 3D *SolidWorks*. A profundidade utilizada na janela frontal do anel é a que mais se aproxima da profundidade recomendada de 0,07 mm para grandeza operacional de Hp(0,07) estabelecida pela Comissão Internacional de Unidade e Medidas da Radiação (ICRU). Os resultados mostraram que a técnica SLA se mostrou adequada para fabricação de porta-dosímetros de anel com uma boa reprodutibilidade da impressão 3D (um coeficiente de variação inferior a 1% nas medidas dos protótipos obtidos). Com relação à reprodutibilidade da resposta do Dosímetro AV 2.4, os resultados estão de acordo com a norma da IEC 62387:2012. O anel desenvolvido se mostrou adequado quanto à proteção do elemento detector à luz ambiente e, portanto, apropriado para a dosimetria OSL. Os resultados da avaliação da dependência energética e angular mostraram que o Dosímetro AV 2.4 atende ao requisito estabelecido pela norma IEC 62387:2012, apresentando variação máxima da resposta relativa em Hp(0,07) de $\pm 20\%$ para feixe de fótons na faixa energética entre 24 e 662 keV e para ângulos de incidência entre 0° e $\pm 60^\circ$. Diante do exposto, considera-se o Dosímetro AV 2.4 apropriado para monitoração ocupacional de extremidade, em termos da grandeza operacional Equivalente de Dose Pessoal Hp(0,07) e Dose Pessoal Absorvida na Pele Local.

Palavras-chave: impressão 3D; óxido de berílio (BeO); dosimetria de luminescência opticamente estimulada (OSL); dosimetria de extremidade.

ABSTRACT

The monitoring of personal dose in the extremities through the use of ring dosimeters is of fundamental importance, especially in interventional radiology and nuclear medicine procedures, with a view to assessing the risks associated with exposure to ionizing radiation. However, commercially available ring dosimeters are rarely used by occupationally exposed individuals due to the difficulties of the user to adapt to the use of the ring with surgical gloves and the sterilization protocol in a hospital environment. The aim of this work was to develop a ring dosimeter holder using an Optically Stimulated Luminescence (OSL) detector. The developed ring dosimeter holder, called Dosimeter AV 2.4, uses Beryllium Oxide (BeO) as a detector element. The dosimeter holders were printed using the Stereolithography (SLA) method, using two resins: Black and Flexible. As for the modeling, this was performed using SolidWorks 3D CAD Software. The depth used in the front window of the ring is the closest to the recommended depth of 0.07 mm for the operational quantities of the personal dose equivalent $H_p(0.07)$ established by the International Commission on Radiation Unit and Measurements (ICRU). The results showed that the SLA technique proved to be adequate for the fabrication of ring dosimeter holders with a good 3D printing reproducibility (a coefficient of variation of less than 1% in the measurements of the obtained prototypes). Regarding the reproducibility of the Dosimeter AV 2.4 response, the results are in accordance with the IEC 62387:2012 standard. The developed ring proved to be adequate in terms of protecting the detector element from ambient light and, therefore, suitable for OSL dosimetry. The results of the assessment of energy and angular dependence showed that the Dosimeter AV 2.4 meets the requirement established by the IEC 62387:2012 standard, presenting a maximum variation of the relative response in $H_p(0.07)$ of $\pm 20\%$ for photon beams in the energy range between 24 and 662 keV and for angles of incidence between 0° and $\pm 60^\circ$. Therefore, it is concluded that, the Dosimeter AV 2.4 is considered appropriate for extremity occupational monitoring, in terms of the operational quantity the personal dose equivalent $H_p(0.07)$ and Personal Absorbed Dose In Local Skin.

Keywords: 3D printing; Beryllium Oxide (BeO); optically stimulated luminescence dosimetry (OSL); extremity dosimetry.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Distribuição do número de Indivíduos Ocupacionalmente Exposto (IOE) monitorados para extremidades por prática.....	16
Figura 2 - A mão do médico no feixe primário em procedimentos de intervencionista.....	18
Figura 3 - Exemplos de boas e más práticas nas fotos da primeira e segunda fileiras, respectivamente, para administração de ^{99m}Tc (a,e), preparação de ^{99m}Tc (b,f), administração de ^{18}F	19
Figura 4 - Resposta relativa dos dosímetros de anel calibrados em termos de $H_p(0,07)$ e $D_{\text{localskin}}$ normalizado para 200 keV.....	22
Figura 5 - Razão entre os coeficientes de absorção mássicos de detectores utilizados em dosimetria e o coeficiente de absorção mássico do tecido biológico.....	26
Figura 6 - Linearidade do BeO.	28
Figura 7 - Dosímetro de extremidade de Figel e colaboradores.....	29
Figura 8 - Dosímetro de anel da Harshaw DXT-RAD.....	30
Figura 9 - Estrutura do anel dosimétrico e do porta-detector.....	31
Figura 10 - Resposta da dependência energética e angular do anel da Dosimetrics GmbH..	33
Figura 11 - Resultado da curva trombeta dos dosímetros de extremidades da EURADOS. .	35
Figura 12 - Esquema mostrando a geometria e dimensões do Dosímetro AV2.4.....	37
Figura 13 - (a) Impressora 3D Desktop Form2, (b) Câmara UV FormCure.....	38
Figura 14 - Etapas para a produção de protótipos com a impressão 3D.....	40
Figura 15 - Dosímetro comercial BeOSL Finger Ring. Da esquerda para a direita: BeOSL Ezclip na forma de disco com um elemento sensível de BeO, porta-dosímetro comercial do tipo anel e tampa.	40
Figura 16 - Porta-dosímetro de leitura, conhecido como Ezcasa.	41
Figura 17 - Arranjo de irradiação do Dosímetro AV 2.4 para estudo da reprodutibilidade das medidas.	42
Figura 18 - Arranjo de irradiação do Porta-dosímetro 3D impresso por SLA e dosímetro comercial BeOSL Finger Ring sobre o fantoma rod.	45
Figura 19 - Dosímetro AV2.4 impresso com a técnica SLA.....	47
Figura 20 - Resposta Relativa da Dependência Energética do Dosímetro AV2.4 e BeOSL Finger Ring sem fE,A	52
Figura 21 - Resposta Relativa da Dependência Energética do Dosímetro AV2.4 e BeOSL Finger Ring com fE,A	54

Figura 22 - Resposta relativa do Dosímetro AV2.4 à energia com irradiação sob ângulo. ...	54
Figura 23 - Resposta relativa do BeOSL Finger Ringer à energia com irradiação sob ângulo.....	55

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Limite de dose anuais.	23
Tabela 2 - Critérios de aceitação para avaliação da reprodutibilidade Hp(0,07).	43
Tabela 3 - Qualidades de radiação do Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes LMRI-DEN/UFPE segundo a norma ISO 4037 – 1 (1999) para equipamentos de raios X.	44
Tabela 4 - Requisitos de desempenho para dosímetros avaliados em Hp(0,07).	46
Tabela 5 - Reprodutibilidade da espessura da janela frontal do porta-detector impressos com a técnica SLA.	49
Tabela 6 - Coeficientes de variação das dez medidas de dez Dosímetro AV2.4 diferentes. .	50
Tabela 7 - Coeficientes de variação das dez medidas no mesmo Dosímetro AV2.4.	50
Tabela 8 - Resultado da avaliação da influência da luz no dosímetro.	51

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BG	<i>Background</i>
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CAE	Controle automático de exposição à radiação.
CASEC	Comitê de Avaliação dos Laboratórios de Ensaios e Calibração
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
DEN	Departamento de Energia Nuclear
EURADOS	European Radiation Dosimetry Group
GDOSE	Gerência de Dose Ocupacional Externa
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units & Measurements</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
IMS	Serviços De Monitoramento Individual
IOE	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
LMRI	Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes
LPR	Laboratório de Proteção Radiologia
LOE	Luminescência Opticamente Estimulada
MA	Manufatura Aditiva
MN	Medicina Nuclear
NLPC	Nefrolitotomia Percutânea
OSL	<i>Optically Stimulated Luminescence</i>
ORAMED	<i>Optimization of Radiation Protection for Medical Staff</i>
PET/CT	Tomografia por emissão de pósitrons/tomografia computadorizada
PMMA	Polimetilmetacrilato
PR	Prototipagem Rápida
RI	Radiologia Intervencionista
RDC	Resolução da Diretoria Colegiada
SI	Sistema Internacional de Unidades
SLA	<i>Stereolithography</i>
STL	<i>Standard Template Library</i>
TL	<i>Thermoluminescence</i>
TLD	<i>Thermoluminescent Dosimeter</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	REVISÃO DE LITERATURA	16
2.1	EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL À RADIAÇÃO NAS EXTREMIDADES	16
2.2	GRANDEZAS OPERACIONAIS E MONITORAÇÃO INDIVIDUAL.....	20
2.3	REQUISITOS GERAIS DE UM DOSÍMETRO	23
2.3.1	Dependência energética e angular	24
2.3.2	Óxido de berílio.....	27
2.4	SISTEMAS PARA MONITORAÇÃO DE EXTREMIDADE.....	29
3	MATERIAIS E MÉTODOS	36
3.1	MODELAGEM DO PORTA-DOSÍMETRO	36
3.2	IMPRESSÃO 3D POR ESTEREOLITOGRAFIA (SLA).....	38
3.3	ELEMENTO DETECTOR, TRATAMENTO ÓPTICO E LEITURA	40
3.4	EXATIDÃO E REPRODUTIBILIDADE DO SISTEMA DE IMPRESSÃO 3D	41
3.5	REPRODUTIBILIDADE DA RESPOSTA DOS DOSÍMETROS	42
3.6	CARACTERIZAÇÃO DO PORTA-DOSÍMETRO	43
3.6.1	Efeito da luz sobre o dosímetro	43
3.6.2	Dependência energética e angular	43
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	47
4.1	IMPRESSÃO SLA.....	47
4.2	EXATIDÃO E REPRODUTIBILIDADE DO SISTEMA DE IMPRESSÃO 3D	48
4.3	REPRODUTIBILIDADE DAS MEDIDAS DA RESPOSTA DO DOSÍMETRO DE ANEL.....	49
4.4	EFEITO DA RESPOSTA DO DOSÍMETRO À LUZ.....	50
4.5	DEPENDÊNCIA DA RESPOSTA DO DOSÍMETRO COM A ENERGIA E A ANGULAÇÃO.....	51
5	CONCLUSÃO	57
	REFERÊNCIAS	58
	APÊNDICE A – DOSIMETRIA POR LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA.....	63
	ANEXO A – INFORMAÇÕES TÉCNICAS DA RESINA BLACK.....	68
	ANEXO B – INFORMAÇÕES TÉCNICAS DA RESINA FLEXIBLE.....	69

1 INTRODUÇÃO

Nos últimos 20 anos houve um crescente uso da radiação ionizante na área médica em procedimentos de tratamento e diagnóstico, destacando-se as áreas da Radiologia Intervencionista e da Medicina Nuclear (ABDELRAHMAN et al., 2020; DEGHAN; SINAS, 2020; DONADILLE et al., 2008). No entanto, apesar dos seus benefícios, estes procedimentos podem acarretar em altas doses de radiação nas regiões dos dedos e das mãos da equipe médica, em vista que são as partes do corpo que ficam em contato direto ou muito próximas à fonte de radiação durante os procedimentos intervencionistas com a utilização da fluoroscopia ou da manipulação de material radioativo na medicina nuclear (NASCIMENTO, 2011; PERKINS; GILVIN, 2002; PINTO, 2010). Trabalhos como de Balter (2001) e Silva et al. (2011) relataram que efeitos os determinísticos da radiação, como depilação das extremidades e lesões na pele das mãos, foram observados em médicos intervencionista, enquanto Li et al. (2020) relatava que é comum queimaduras na pele das mãos de tecnólogos que trabalham no setor de medicina nuclear. Portanto, há uma necessidade de proteger e monitorar a extremidade de modo a evitar o risco da exposição à radiação.

De acordo com a legislação brasileira, prevista na Resolução da Diretoria Colegiada (RDC) Nº 611 de 2022 da ANVISA, assim como na Norma Nacional 3.001/05 da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), todos os trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação ionizante devem ser rotineiramente monitorados por dosímetros individuais (BRASIL, 2022; CNEN, 2014). Entretanto, em casos que as extremidades do trabalhador forem sujeitas a doses significativamente altas que ultrapassem três décimos do limite anual de dose de 500 mSv, deve-se fazer o uso adicional de dosímetro de extremidade (EUROPEAN COMMISSION, 2009; VANHAVERE et al., 2008).

Apesar da importância do assunto, observa-se que a monitoração individual de extremidades por dosímetros de anéis, no Brasil, é representada por apenas 2,1% de todos os trabalhadores monitorados para o corpo inteiro (ALENCAR et al., 2017). Essa baixa adesão dos dosímetros de anéis pelos trabalhadores é justificada pelas formas e dimensões dos anéis comerciais disponíveis atualmente, que pode prejudicar as manipulações de cateteres e seringas durante o procedimento médico pela equipe, bem como problemas com protocolos de esterilização. Além disso, os porta-dosímetros de anéis são geralmente feitos de um material plástico que pode ser frágil, levando ao risco de perder ou soltar o detector, por isso os dosímetros de anéis são descartáveis após única utilização. Outra dificuldade presente nos dosímetros de anéis é o fato de não serem compatíveis com o uso das luvas cirúrgicas sem

danificá-la (DONADILLE et al., 2008; KOPEĆ, et al., 2016; VANHAVERE et al., 2006; VANHAVERE et al., 2008).

A monitoração individual de extremidades é feita mediante a dosímetros passivos, geralmente utilizando dosímetros termoluminescentes (TL) e, mais recentemente, por dosímetros por luminescência opticamente estimulada (OSL), porém ainda pouco difundida entre os fabricantes, disponível comercialmente em dosímetro de anel apenas pela empresa alemã Mirion – Dosimetrics (HOEDLMOSER et al., 2020). A dosimetria OSL vem ganhando destaque ao longo dos anos, mostrando ser uma ótima alternativa para dosimetria pessoal em relação a TL, em razão das suas vantagens como: uso de materiais plásticos com códigos de barra envolvendo o cristal, permitindo sua identificação (não-necessidade de escrever no cristal), exclusão da etapa de tratamento térmico; não requer uso de nitrogênio; baixo custo; possibilidade de releitura (diferente do método TL que após uma medida perda total do sinal); sistema de leitura mais simples e de medição mais rápida (em torno de 2 a 10 segundos por dosímetro) (PRADHAN et al., 2008; SCHUCH; NICOLUCCI, 2017).

O Laboratório de Proteção Radiológica localizado no Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (LPR-DEN/UFPE), desde de 1970, vem realizando o serviço de monitoração individual para diversos trabalhadores nos setores industriais e de área médica de todo o país. E, atualmente realiza a monitoração de extremidades de trezentos e cinquenta trabalhadores utilizando o dosímetro de anel TL comercial que necessita de importação para aplicação no laboratório, gerando um custo cinco vezes maior do que se fosse produzido nacionalmente. Em paralelo, o grupo de pesquisa de Dosimetria e Instrumentação Nuclear (GDOIN) também localizado no DEN/UFPE, em parceria com o LPR vem desenvolvendo pesquisas para a produção de novos materiais de estado sólido, como também desenvolvimento de sistema de monitoração individual. Nesse sentido, o objetivo deste trabalho foi desenvolver um porta-dosímetro de anel utilizando detector OSL, visando a implementação no LPR.

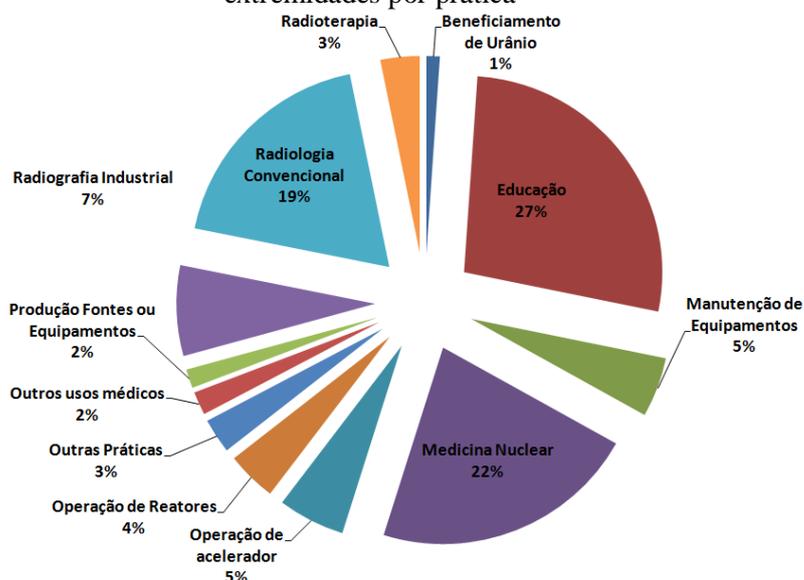
2 REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo apresenta uma revisão bibliográfica para melhor compreensão do trabalho. Neste sentido, são abordados os seguintes temas: (a) exposição ocupacional à radiação nas extremidades; (b) grandezas operacionais e monitoração individual; (c) requisitos gerais de um dosímetro; (d) sistemas para monitoração de extremidade.

2.1 EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL À RADIAÇÃO NAS EXTREMIDADES

Segundo dados dos registros da Dose Ocupacional Externa (GDOSE) no Brasil, os maiores percentuais de usuários de monitoração de extremidade são de práticas relacionadas à educação (universidades e centro de pesquisa), à medicina nuclear e à radiologia, conforme mostra a Figura 1 (MAURICIO et. al., 2015). Diante da preocupação que doses mais elevadas de radiação são recebidas por esses profissionais nas regiões das mãos, existem diversos estudos na literatura sobre monitoração ocupacional de extremidade da equipe médica em procedimentos intervencionistas e de medicina nuclear.

Figura 1 - Distribuição do número de Indivíduos Ocupacionalmente Exposto (IOE) monitorados para extremidades por prática



Fonte: Mauricio et. al., 2015.

De 2008 a 2011, a Comissão Europeia de Energia Atômica financiou um projeto colaborativo de otimização da proteção radiológica para a equipe médica, conhecido como

ORAMED (do inglês, *Optimization of Radiation Protection for Medical Staff*) que visou desenvolver metodologias para melhor avaliar e reduzir a exposição da equipe médica nas regiões das mãos e do cristalino (VANHAVERE et al., 2011).

Dentre estes estudos, Krim e colaboradores (2011) estudaram as doses nas extremidades da equipe médica envolvida em diferentes procedimentos de radiologia intervencionista e cardiologia. Nesse estudo foram avaliados procedimentos de Angiografias Cardíacas e Angioplastias Coronárias Transluminais Percutâneas, onde se observou que três trabalhadores (de um total de 84) são susceptíveis de receber uma dose anual acima de 150 mSv. Por outro lado, em procedimento de Marcapasso e Cardioversor desfibrilador implantável observou-se que há uma probabilidade de até 5% dos trabalhadores ultrapassar o limite dose anual de 500 mSv. Deste modo, os autores ratificam a importância do monitoramento das mãos nos procedimentos intervencionistas, especialmente em cardiologia.

Outro estudo, Koukorava et al., (2011) avaliaram a dose pessoal durante procedimentos de radiologia intervencionista. Os resultados mostraram que, as doses máximas registradas durante um único procedimento de nefrostomia para dedo foram de 1,8 mSv e 2,1 mSv para o punho durante o procedimento de quimioembolização hepática. Embora a estimativa de dose anual para mãos encontradas neste estudo foi considerada abaixo dos limites, os autores relatam a importância de medidas adicionais para redução de doses dos profissionais, que incluem a utilização de blindagem do teto e a colimação do feixe durante o procedimento médico.

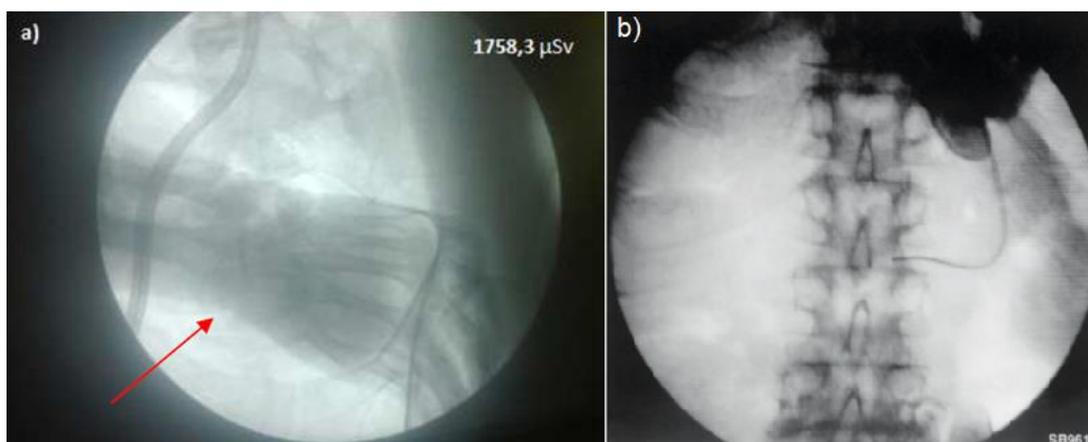
A dose recebida pelo cirurgião durante procedimentos de Nefrolitotomia percutânea (PNL) num período de 6 meses foi estudada por Diaz et al. (2018). O resultado demonstra que a dose recebida pelas mãos do cirurgião neste estudo foi de 661 mSv por ano, portanto o valor encontrado no estudo excede os limites permitidos de 500 mSv por ano para extremidades.

Park e colaboradores (2021) avaliaram exposição ocupacional de médicos em 226 procedimentos de urologia. Foi observado neste estudo que doses cumulativas de radiação para região das mãos foram de 165,66 mSv para a mão direita e 126,64 mSv para a mão esquerda. O estudo mostra que a mão direita do urologista foi exposta à maior dose de radiação em comparação com outras partes do corpo, sendo 1,3 a 75 vezes maior. Diante disso, os autores recomendam que a mão dominante fique fora do feixe primário, com objetivo de evitar os danos da radiação na pele e o aumento da exposição à radiação pelo controle automático de exposição (CAE).

Baseado em estudos encontrados na literatura nota-se a importância da atenção da equipe médica durante procedimentos intervencionistas, pois o uso inadequado de ferramentas de proteção ou práticas inadequadas pode contribuir efetivamente para doses elevadas nas

extremidades dos IOEs. Este fato foi relatado por Garzón (2016) e também na publicação 85 da ICRP (2000), mostrado na Figura 2 a e b, respectivamente, quando os médicos colocam a mão no feixe primário de raios X. Como consequência a isto, foram reportadas características de lesões induzidas por radiação na pele das mãos dos médicos anestesiologistas que realizaram um grande número de procedimentos de fluoroscopia.

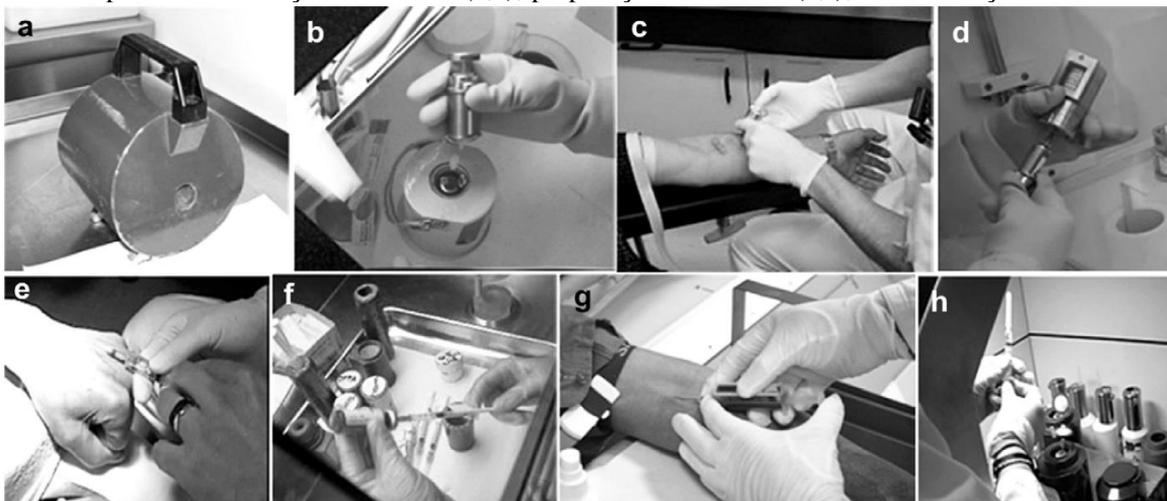
Figura 2 - A mão do médico no feixe primário em procedimentos de intervencionista



Fonte: Gárzon (2016) e ICRP (2000).

A avaliação e distribuição de doses nas mãos de profissionais da medicina nuclear que manipulam radiofármacos ^{18}F e $^{99\text{m}}\text{Tc}$ foi estudado por Carnicer et al. (2011) com o uso de dosímetro TLD. O resultado deste estudo mostrou que o limite de dose anual para as extremidades poderia ser ultrapassado, pelo menos por um trabalhador, para todas as práticas exceto para administração do $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Foi observado também que altas doses recebidas pelo profissional estavam relacionadas à falta de uso de proteção contra radiação adequada ou ao uso indevido dessas ferramentas, como o posicionamento dos dedos ao redor da agulha ao injetar com uma seringa blindada (Figura 3 g). Deste modo, os autores relatam que a blindagem, tanto para o frasco quanto para a seringa, é considerada o principal parâmetro de influência para contribuição de doses. Carnicer et al., (2011) recomendam a monitoração do profissional, utilizando um dosímetro de anel localizado na base do dedo indicador da mão não dominante, com o TLD colocado no lado da palma.

Figura 3 - Exemplos de boas e más práticas nas fotos da primeira e segunda fileiras, respectivamente, para administração de ^{99m}Tc (a,e), preparação de ^{99m}Tc (b,f), administração de ^{18}F



Fonte: Carnicer et al., (2011)

Wrzesień e Albinia (2016) realizaram dosimetria de extremidades das mãos de trabalhadores do setor de produção do ^{18}F por meio de dosímetros TLD, colocados nas pontas dos dedos da mão esquerda e direita, bem como no local padrão do dosímetro em anel. A monitoração foi realizada em operadores do ciclotron, trabalhadores de produção do radiofármaco e equipe de controle de qualidade do radiofármaco. Para esta avaliação observou-se que a maior exposição acontece na equipe de controle de qualidade, onde foi registrado um valor de até 2 mSv durante um dia de trabalho, assim num período de um ano, o limite de dose de 500 mSv pode ser excedido.

Em um trabalho mais recente, realizado por Islam et al., (2019) avaliaram 20 trabalhadores ocupacionais que manuseiam radiofármaco de ^{99m}Tc , ^{125}I e ^{131}I por meio de dosímetro de anel TL. Os resultados deste estudo mostraram que as doses médias anuais de extremidades de trabalhadores são pelo menos 12 vezes maiores que a dose no corpo.

Li et al. (2020) analisaram exposição ocupacional de tecnólogos que manipulam radiofármacos em sete departamentos de tomografia por emissão de pósitrons/tomografia computadorizada (PET/CT). Neste estudo foram utilizados anéis TLD's em ambos os dedos indicadores para medir a dose na extremidade. O resultado desse estudo mostrou que as doses médias anuais na região da mão foram significativamente altas para todos os tecnólogos dos sete departamentos de PET/CT. A maior dose encontrada neste estudo foi no departamento A com uma dose média anual na mão direita de 676 mSv e na mão esquerda de 424 mSv, ultrapassando o limite de dose anual de 500 mSv estabelecido pela ICRP (2007). Em

consequência desta exposição, os autores relatam que é comum a ocorrência de eritema na pele dos IOEs em serviços de medicina nuclear.

2.2 GRANDEZAS OPERACIONAIS E MONITORAÇÃO INDIVIDUAL

As grandezas dosimétricas surgiram devido à necessidade de implementar um sistema de proteção radiológica responsável por especificar limites de dose, garantindo assim que a probabilidade de ocorrência de efeitos estocásticos seja a mais baixa possível e que as reações teciduais sejam evitadas. Deste modo, a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU do inglês *International Commission on Radiation Units & Measurements*) introduziu as grandezas operacionais mensuráveis para monitoramento de área e individual com o objetivo de garantir o cumprimento dos limites de dose estabelecidos para trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação (ICRP, 2007).

Para o monitoramento individual, a grandeza operacional utilizada é o Equivalente de Dose Pessoal, $H_p(d)$, que representa a dose equivalente em tecidos moles, a uma profundidade d (mm), medida a partir de um ponto especificado na superfície do corpo. Geralmente, o ponto especificado é considerado o local onde o dosímetro individual é usado (OKUNO e YOSHIMURA, 2014). De acordo com o Sistema Internacional (SI) a unidade de $H_p(d)$ é o sievert (Sv). É recomendado que qualquer estimativa da grandeza Equivalente de Dose Pessoal deva incluir uma especificação da profundidade de referência d (ICRU, 1985).

Para uma melhor estimativa da dose efetiva à exposição externa, deve ser utilizado um monitor individual, calibrado em $H_p(10)$. Para estimativa de dose equivalente na pele e extremidades deve ser utilizado monitores individuais calibrado em $H_p(0,07)$. No caso de dose equivalente no cristalino, deve-se usar monitores individuais calibrados na grandeza operacional $H_p(3)$ (OKUNO e YOSHIMURA, 2014).

A calibração e a determinação da resposta dos dosímetros usados para monitoração individual são realizadas utilizando fantoma, e coeficiente de conversão, em termos das grandezas operacionais $H_p(d)$ definidas pela norma ISO-4037-3 (ISO, 1999). Os fantasmas definidos pela ISO são feitos de polimetilmetacrilato (PMMA), um material que tem como característica uma densidade e um retroespalhamento próximos à do tecido biológico, tanto para fótons como para nêutrons (ISO, 1999).

Existem quatro fantasmas representando as partes do corpo humano que são:

- a) Fantoma Slab utilizado para calibração de dosímetros de corpo inteiro. Ele representa o tronco humano e consiste em um paralelepípedo preenchido com água com paredes de PMMA (parede frontal de 2,5 mm de espessura e as demais paredes de 10 mm de espessura) e dimensões de 30 cm × 30 cm × 15 cm.
- b) Fantoma Pillar usado para calibração de dosímetro de pulso ou tornozelo. Consiste em um cilindro circular composto por água com paredes de PMMA e diâmetro de 73 mm e 300 mm de comprimento. A parede do cilindro é de 2,5 mm de espessura e as paredes de extremidade com espessura de 10 mm;
- c) Fantoma Rod utilizado para calibração de dosímetros de anel. Este fantoma é um cilindro de PMMA de 19 mm de diâmetro e 300 mm de comprimento (ISO, 1999).
- d) Fantoma Head usado para calibração de dosímetros de cristalino, o qual ainda não está incluído no conjunto de fantasmas recomendados pela ICRU. Consiste em um cilindro preenchido com água com paredes de PMMA e um diâmetro exterior de 200 mm e um comprimento de 200 mm. As paredes e as faces planas desse cilindro têm uma espessura de 5 mm (BORDY et al., 2011).

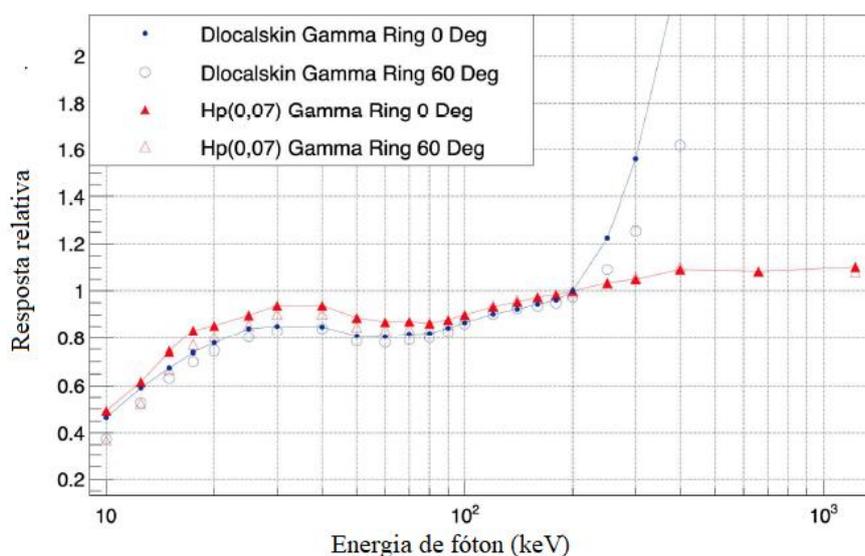
Recentemente, a ICRU e a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP - do inglês *International Commission on Radiological Protection*) através da publicação 95 recomendaram novas grandezas operacionais para medição de proteção radiológica, como também novos coeficientes de conversão. Assim, na nova grandeza operacional $H_p(10)$ foi substituído pela grandeza Dose Pessoal H_p relacionada com a dose efetiva E . O $H_p(3)$ foi substituída por 'Dose Pessoal Absorvida na Lente do Olho', D_{lens} , relacionado diretamente com a dose absorvida no cristalino do olho. O $H_p(0,07)$ foi substituído por 'Dose Pessoal Absorvida na Pele Local', $D_{local\ skin}$, relacionado a doses absorvida dentro da pele. Essas mudanças propostas nas grandezas operacionais implicam numa variação da resposta de dependência energética e angular dos dosímetros pessoais em razão da mudança dos coeficientes de conversão (BEHRENS e OTTO, 2022; OTTO, 2019).

Hoedlmoser et al., (2020a) e Caresana et al., (2021) estudaram a influência da resposta dos dosímetros comerciais calibrados na nova grandeza operacional definida na ICRU. Dentre os sistemas de dosimetria estudados foi avaliado a resposta de dependência energética e angular do dosímetro BeOSL para corpo inteiro na nova grandeza, Dose Pessoal H_p . O resultado deste estudo mostra que resposta superestimam a dose efetiva E para radiação de fótons na faixa de energia abaixo de 50 keV e subestimam as doses para energias acima de 3 MeV. As alterações

na resposta dos dosímetros nas baixas energias têm um grande impacto nas doses ocupacionais registradas na área de radiodiagnóstico, o que pode levar a desvios significativos (>100%) nos valores registrados pelos dosímetros quando comparados ao valor de referência. Além disso, os critérios de aceitação para o teste de dependência energética e angular estabelecidos na norma IEC 62387 (2020) passam a não atender ao limite máximo estabelecido de 1,67. A consequência desta mudança não é específica para os dosímetros BeOSL, sendo semelhantes para muitos outros sistemas de dosimetria pessoal.

No caso dos dosímetros de extremidade calibrados em termos de $D_{local\ skin}$, os estudos de Otto (2019) e Hoedlmoser et al., (2020a), mostraram que para os sistemas de dosimetria de extremidade não houve mudanças significativas para faixa de energia abaixo de 200 keV, apresentando uma resposta semelhante à da grandeza $H_p(0,07)$. Entretanto, em energias maiores que 200 keV, o resultado mostra que a dose superestima exageradamente (+ 60%) devido aproximação do kerma¹, conforme mostra a Figura 4. Essa alteração na resposta dos dosímetros para altas energias não têm um grande impacto nas doses ocupacionais na área de radiodiagnóstico, em vista que não contempla a faixa de interesse para monitoração ocupacional na área de radiologia, isto é, na faixa de energia abaixo de 150 keV.

Figura 4 - Resposta relativa dos dosímetros de anel calibrados em termos de $H_p(0,07)$ e $D_{local\ skin}$ normalizado para 200 keV



Fonte: Adaptado de Hoedlmoser et al., (2020a).

¹ Aproximação do kerma é quando se supõe que a energia transferida em processo de interação de fótons é depositada no ponto de interação.

A ICRP em sua publicação 103 recomenda o limite de dose para trabalhadores e indivíduos públicos que servem como base para a legislação e implementação de padrões internacionais e nacionais de proteção radiológica (ICRP, 2007). No Brasil, a CNEN, é responsável por estabelecer os limites de dose ocupacional e de indivíduo público, conforme mostra a Tabela 1, por meio da Norma CNEN NN 3.01. Logo, a exposição dos indivíduos deve ser restringida de modo que a dose efetiva e a dose equivalente nos órgãos ou tecidos de interesse não excedam o limite de dose. Esse limite de dose não se aplica às exposições médicas (CNEN, 2014).

Tabela 1 - Limite de dose anuais

Grandeza	Órgão	IOE	Indivíduo 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	500mSv	-

^[a] Média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano.

^[b] Em circunstâncias especiais, 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 cm² de área, na região mais irradiada.

Fonte: CNEN (2014).

De acordo com a legislação brasileira, o monitoramento individual externo é obrigatório para todos os trabalhadores de áreas controladas que devem utilizar um dosímetro localizado no tórax. Entretanto, em relação aos dosímetros de extremidade a sua utilização não é obrigatória, sendo apenas recomendados em atividades onde a dose nas mãos pode ser muito maior do que no tórax ou que ultrapassem três décimos do limite anual de dose. Esse monitoramento das extremidades pode ser feito utilizando dosímetros de anel ou pulseiras, contudo, nenhuma das normas vigentes especifica qual tipo de dosímetro deve ser utilizado (BRASIL, 2022; CNEN, 2014; EUROPEAN COMMISSION, 2009).

2.3 REQUISITOS GERAIS DE UM DOSÍMETRO

Para o dosímetro ser considerado adequado para aplicação em dosimetria é desejável que apresente algumas características, como:

- Ter o número atômico efetivo (Z_{eff}) próximo ao do tecido humano ($Z_{\text{eff}} = 7,35$);
- Apresentar resposta com baixa dependência energética e angular com a radiação;
- Alta sensibilidade;
- Ser reprodutível;
- Apresentar uma resposta linear no intervalo de interesse;
- Resposta estável para condições climáticas;
- Não sofrer influência de luz;

Estas características são avaliadas por meio de requisitos de desempenho dosimétrico, tais como: repetibilidade e reprodutibilidade; linearidade; sensibilidade; dependência energética e angular. Evidentemente, nem todos os dosímetros podem satisfazer todas as características desejáveis. No entanto, deve se escolher aquele que for mais adequado para a aplicação à qual se destina (IZEWSKA e RAJAN, 2005).

A avaliação de requisitos técnicos dos dosímetros passivos de Monitoração Individual e de Área para fótons e beta é feita, atualmente, pela norma *International Electrotechnical Commission* (IEC) 62387 (2012) através de uma série de testes de desempenho. No Brasil, a CNEN através do Comitê de Avaliação dos Laboratórios de Ensaio e Calibração (CASEC), é responsável pelos serviços de Monitoração Individual Externa de Corpo Inteiro. Todavia, não há requisitos técnicos para Critérios de Desempenho de Dosímetros de Extremidade pelo CASEC – IRD/CNEN, sendo assim é utilizada os critérios de aceitação IEC 62387 (2012) para a avaliação dos dosímetros de extremidades (OLIVEIRA, 2017).

2.3.1 DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA E ANGULAR

Dentre as avaliações mais importantes nos requisitos de um dosímetro destaca-se os testes de dependência energética e angular.

A dependência energética é definida como a variação da resposta TL/OSL em função da energia de radiação incidente no material. Essa variação da resposta depende do coeficiente de absorção do material, descrito através do coeficiente de absorção de energia mássico (McKEEVER, 2003).

Assim, a resposta do dosímetro depende de como se processa a interação da radiação com a matéria que acontecem através do Efeito Fotoelétrico, Efeito Compton, e Produção de Pares que está associada ao número atômico efetivo (Z_{eff}) do material. Para a radiologia diagnóstica, o intervalo de energia de interesse é entre 20 a 70 keV, na qual a maior contribuição

se dá predominantemente pelo efeito fotoelétrico, e a probabilidade de ocorrência varia com Z^3 a Z^4 (KNEŽEVIĆ et al., 2013).

O Z_{eff} é frequentemente usado para descrever o quanto um material se aproxima ou desvia do tecido de referência no que se diz respeito à interação com o campo radiação. Por essa razão, é desejável que material TL/OSL tenha uma dependência energética igual ou pelo menos proporcional ao do tecido humano (BOS, 2001; YUKIHARA e McKEEVER, 2011).

Supondo que um material OSL seja exposto a fótons com determinada Fluência \emptyset e energia do fóton E , em condições de equilíbrio de partículas carregadas, a dose absorvida no material OSL (D_m) pode então ser descrita pela Equação 1 (YUKIHARA e McKEEVER, 2011).

$$D_m = \emptyset \cdot E \cdot \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{OSL}} \quad (1)$$

onde $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{OSL}}$ é o coeficiente de absorção mássico do material OSL em função da energia da radiação. Se o detector OSL e o meio de interesse, tecido humano, por exemplo são expostos mesma fluência de fótons, a dose absorvida no tecido pode ser escrita de maneira similar a Equação anterior (YUKIHARA e McKEEVER, 2011). Dessa maneira, a relação entre as duas equações pode ser escrita como mostra a Equação 2:

$$\frac{D_{\text{OSL}}}{D_m} = \frac{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{OSL}}}{(\mu_{\text{en}}/\rho)_m} \quad (2)$$

onde $(\mu_{\text{en}}/\rho)_m$ é o coeficiente de absorção mássico do meio de interesse em função da energia da radiação.

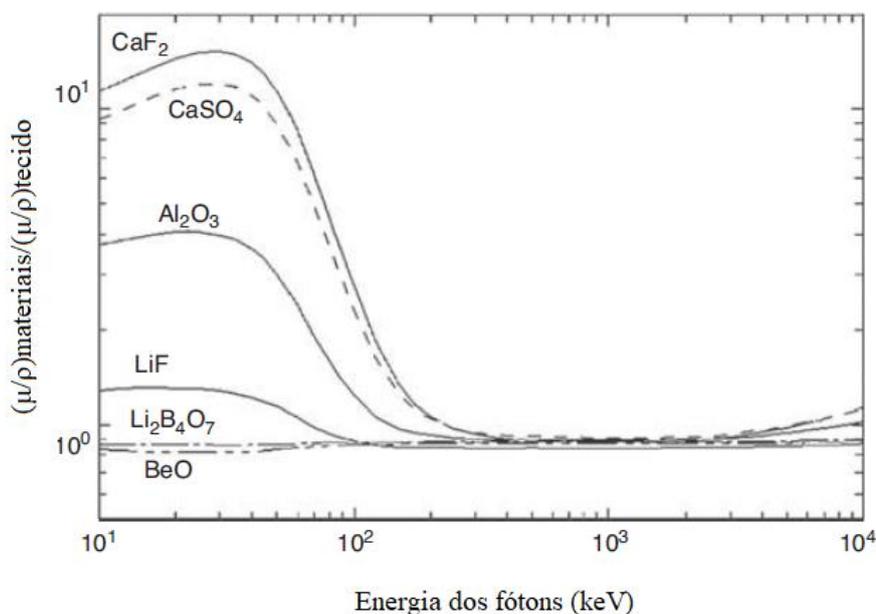
Quando o meio de interesse é o tecido biológico, detectores que apresentam valores de razão entre os coeficientes de absorção de energia mássicos próximos de 1 são chamados detectores tecido-equivalentes. Nestes detectores, a energia depositada no material é correspondente à energia depositada do tecido quando ambos são expostos a fótons de mesma energia (YUKIHARA e McKEEVER, 2011).

A Figura 5 mostra a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa do tecido biológico e de detectores TL/OSL comumente empregados em dosimetria em função da energia do fóton. É observado que para energias acima de 300 keV, a razão entre os coeficientes é constante para todos os detectores, enquanto para energias entre 10-200 keV é possível observar

uma grande variação nas razões entre os coeficientes dos detectores e do tecido, em razão do o efeito fotoelétrico ser dominante nesta região. Deste modo, a dose medida em alguns materiais é diferente da dose a ser determinada no tecido (BOS, 2001; YUKIHARA e McKEEVER, 2011).

Como é o caso dos detectores de fluoreto de cálcio (CaF_2), sulfato de cálcio (CaSO_4) e o óxido de alumínio (Al_2O_3) apresentam uma alta dependência energética devido ao valor do Z_{eff} elevado iguais a 16,9, 15,3 e 11,3, respectivamente quando comparada ao Z_{eff} do tecido humano de 7,35. Por isso, estes não são considerados adequados para a dosimetria pessoal, uma vez que superestimam a resposta da dose absorvida no tecido humano, ao contrário dos detectores de BeO e do Tetraborato de Lítio ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$) que apresentam uma resposta próxima ao tecido por causa do seus respectivos Z_{eff} de 7,2 e 7,32 (BOS, 2001; YUKIHARA e McKEEVER, 2011).

Figura 5 - Razão entre os coeficientes de absorção mássicos de detectores utilizados em dosimetria e o coeficiente de absorção mássico do tecido biológico



Fonte: Bos, 2001.

Na prática, a dependência energética é dada através da resposta relativa de energia definida como a razão do material TLD/OSL, na energia do fóton E , normalizado para uma fonte de referência ^{60}Co ou ^{137}Cs (BOS, 2001; FURETTA, 2003).

A dependência angular é a variação da resposta do dosímetro devido a diferentes ângulos de incidência de radiação. Esta dependência da resposta com o ângulo de incidência de radiação é observada pela redução da leitura quando se aumenta o ângulo de irradiação. A

variação da resposta pode ser influenciada pela não uniformidade física do dosímetro, pelo tipo de material utilizado no porta-dosímetro, como também pela utilização de filtros absorvedores (OLIVEIRA, 2017; MALTHEZ, 2015).

2.3.2 ÓXIDO DE BERÍLIO

A seguir é discutido brevemente sobre as características do óxido de berílio (BeO) que é o elemento detector utilizado nesse trabalho.

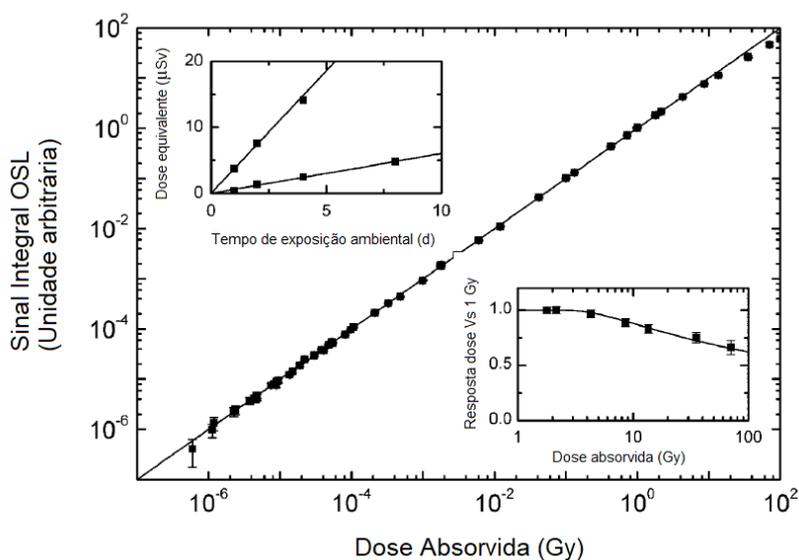
O óxido de berílio cerâmico (BeO) é um material que inicialmente foi investigado como um dosímetro TL, no entanto o desvanecimento do sinal TL mostrou ser sensível a luz e devido a isto, não foi indicado o seu uso como material termoluminescente (SOMMER; HENNIGER, 2006; SOMMER et al., 2007; 2008). Anos mais tarde, Bulur e colaboradores (1998) investigaram com detalhes as propriedades do BeO e sugeriram sua aplicação para dosimetria OSL (BULUR E GÖKSU, 1998)

A disponibilidade de matérias para dosimetria OSL era limitada apenas o Al₂O₃:C até ser desenvolvido um dosímetro pessoal usando o material BeO, conhecido como ThermaloxTM 995 (Brush Wellman Inc., USA), disponível em duas formas de detectores: 1) discos de 4 mm de diâmetro e 0,8 mm de espessura; 2) *chips* quadrados com dimensões de 4,7, 8 e 10 mm e espessuras de 0,5, 0,2 e 1,0 mm. Ambos os discos e *chips* foram prensados e sinterizados (SOMMER et al., 2008).

Nos últimos anos, o BeO tem sido considerado um material promissor na dosimetria pessoal devido às suas propriedades dosimétricas, se destacando por causa do seu baixo Z_{eff} (7,2) considerado semelhante ao tecido humano, o que torna interessante na dosimetria, pois implica em pequeno fator de correção para dependência energética para fótons (BOS, 2001; BØTTER-JENSEN et al., 2003). Outras características desse óxido incluem uma alta sensibilidade à radiação ionizante e um comportamento linear em função da dose de radiação, em seis ordens de grandeza, especificamente, entre 5 μ Gy a 5 Gy. No caso de doses mais elevadas observa-se a saturação do sinal. Este comportamento é mostrado na Figura 6, na qual o lado esquerdo da imagem representa o crescimento de baixa dose ao longo do tempo de armazenamento sob diferentes condições ambientais, e do lado direito da imagem mostra que a taxa de dose satura a dose de 1Gy. O BeO é um material que tem custo relativamente baixo, em razão da larga aplicação na indústria eletrônica, e por isso o grande interesse pelo material pelos grupos de pesquisas (YUKIHARA, 2011).

Sommer e Henniger, nos anos de 2006 e 2008, deram continuidade à investigação da característica do BeO como dosímetro OSL. De acordo com os autores foi observado que o material apresenta um baixo limite inferior de detecção de 1 μGy , permitindo assim uma ampla aplicação em dosimetria. Outro ponto estudado foi em relação ao *fading*², na qual observaram que a resposta OSL da amostra de BeO mostrou um desvanecimento de aproximadamente 6% nas primeiras horas, e por isso não é recomendado no caso de leituras imediatas, portanto, deve-se esperar um dia após irradiação para realizar a leitura dos dosímetros. Ao longo prazo o desvanecimento do sinal foi aproximadamente 1%.

Figura 6 - Linearidade do BeO.



Fonte: Adaptado de Sommer e Henniger (2007).

O espectro de emissão OSL de BeO indica duas bandas de emissão, uma a 310 nm e outra a 370 nm, sendo o último a banda dominante de emissão OSL, enquanto que o espectro de emissão TL do BeO, tem como emissão dominante a banda emissão em 335 nm (YUKIHARA, 2011).

² O desvanecimento do sinal (ou *fading*) consiste na perda da intensidade do sinal devido à liberação espontânea dos portadores de carga de suas armadilhas, proporcionando recombinação e perda da intensidade do sinal com o tempo. Ele pode ocorrer devido a diversas influências ambientais, tais como temperatura, umidade e exposição à luz.

2.4 SISTEMAS PARA MONITORAÇÃO DE EXTREMIDADE

Na literatura podemos encontrar vários modelos de dosímetro de extremidades, baseados em detectores TL e recentemente OSL. O fenômeno da luminescência opticamente estimulada (OSL) é discutido no Apêndice A. A seguir são descritos os dosímetros de anéis encontrados na literatura e disponíveis comercialmente para dosimetria.

Figel e colaboradores (1999) desenvolveram dosímetro de anel TL. Neste estudo, o anel projetado foi feito de um material plástico que possui um mecanismo de fechamento autotravante e um número de identificação permanente como código de barras. O *design* adotado pelos autores tinha como intuito de ser confortável ao usuário durante o uso de luvas cirúrgicas, bem como permitir a sua esterilização. A janela de entrada do anel possui uma densidade de 40 mg.cm^{-2} . Este dosímetro de anel foi feito para uso único. A Figura 7 mostra o dosímetro de anel TL e seus componentes.

Para o estudo da dependência energética e angular, os dosímetros de anéis foram irradiados com dose de 2 mSv na grandeza operacional $H_p(0,07)$ em ângulos de incidência de 0° , 45° e 60° e a resposta obtida foi normalizada para energia de N-100 (83 keV). O resultado da dependência energética e angular demonstra que os dosímetros de anel avaliados superestima a dose em torno de 20 a 30% para baixas energias, isso é influenciado pelo detector utilizado que neste caso foi o LiF:Mg,Ti (TLD-100), como também pelo tipo de material e densidade da janela de entrada do anel (FIGEL et al., 1999).

Figura 7 - Dosímetro de extremidade de Figel e colaboradores.



Fonte: Figel et al. (1999).

Moor et al. (2008) avaliaram o desempenho dos requisitos dosimétricos do dosímetro da Harshaw DXT-RAD em termos da grandeza $H_p(0,07)$. O dosímetro Harshaw DXT-RAD, mostrado na Figura 8, é composto pelo detector TLD-100 (LiF;Mg,Ti), o porta-dosímetro em anel é feito de plástico reforçado com fibra de vidro e uma tampa que sela o elemento detector dentro do suporte que é feito de injeção de polycarbonato moldado, com densidade de 42 mg cm^{-2} . Segundo os autores tanto o porta-dosímetro como a tampa do elemento detector são descartáveis após o uso. Para conhecer a dependência energética dos dosímetros DXT-RAD, foram irradiados um grupo de 10 dosímetros com uma dose de 10 mSv na faixa de energia entre 33 keV a 1200 keV. Para a dependência angular, os dosímetros DXT-RAD foram irradiados com feixe de raios X na energia 65 keV com ângulos de incidência $0^\circ, \pm 20^\circ, \pm 40^\circ$ e $\pm 60^\circ$. As irradiações dos dosímetros de anéis foram realizadas no fantoma Rod, conforme a ISO 4037-3(1999).

Figura 8 - Dosímetro de anel da Harshaw DXT-RAD



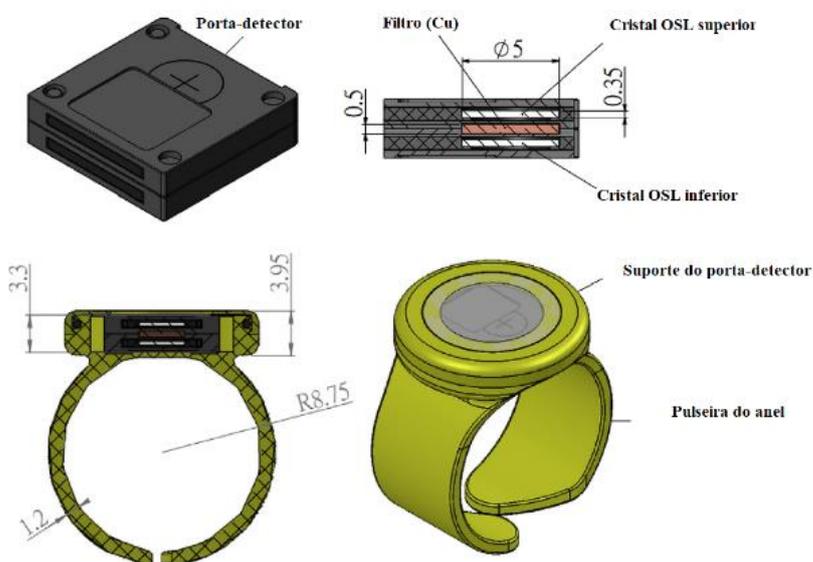
Fonte: Moor et al. (2008).

O resultado obtido da dependência energética do dosímetro DXT-RAD mostrou que na faixa de energia de entre 65 keV-1200 keV, a resposta possui uma variação de $\pm 15\%$, apresentando um resultado satisfatório, tendo em vista que o resultado encontrado está dentro do limite máximo e mínimo de 1,5 e de 0,5, respectivamente, estabelecidos pela ISO 12794 (2000). No entanto, em energias mais baixas o dosímetro apresentou uma resposta insatisfatória, superestimando a dose em $+75\%$. Essa variação da resposta em relação a energia, pode ser influenciada, a princípio, pelo o número atômico efetivo (Z_{eff}) do elemento detector, tipo de material utilizado no porta-dosímetro, espessura da janela de entrada do dosímetro, como também faixa de energia de calibração. Em relação à resposta angular, a sua variação é de 5% ,

atendendo os critérios de aceitação da norma utilizada neste estudo. Atualmente, o dosímetro de anel da Harshaw DXT-RAD é produzido e disponibilizado comercialmente pela empresa Thermo Scientific™ (MOOR et al., 2008).

Chen e colaboradores (2019) desenvolveram um dosímetro de anel OSL capaz de discernir a energia do campo de radiação irradiado e corrigir a resposta de fóton de baixa energia. Para isto, o dosímetro de anel consiste em uma estrutura composta: por duas camadas superior e inferior de detectores OSL e uma camada intermediária de filtro de Cobre de 0,5 mm dentro do suporte do porta-detector e a parte da pulseira do anel, conforme mostra a Figura 9. O filtro de cobre utilizado tem como objetivo discriminar, a energia de radiação. E o algoritmo de dose estabelecido através de Simulação Monte Carlos corrige a resposta de fóton. Neste estudo, o elemento detector OSL utilizado foi $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ (Nanodot; Landauer Corporation, Glenwood, Illinois, EUA) que tinham 5 mm de diâmetro e 0,2 mm de espessura. O material de porta-dosímetro de anel foi feito de polietileno com um tamanho semelhante ao dos dosímetros de anel TLD.

Figura 9 - Estrutura do anel dosimétrico e do porta-detector



Fonte: Adaptado de Chen et al. (2019).

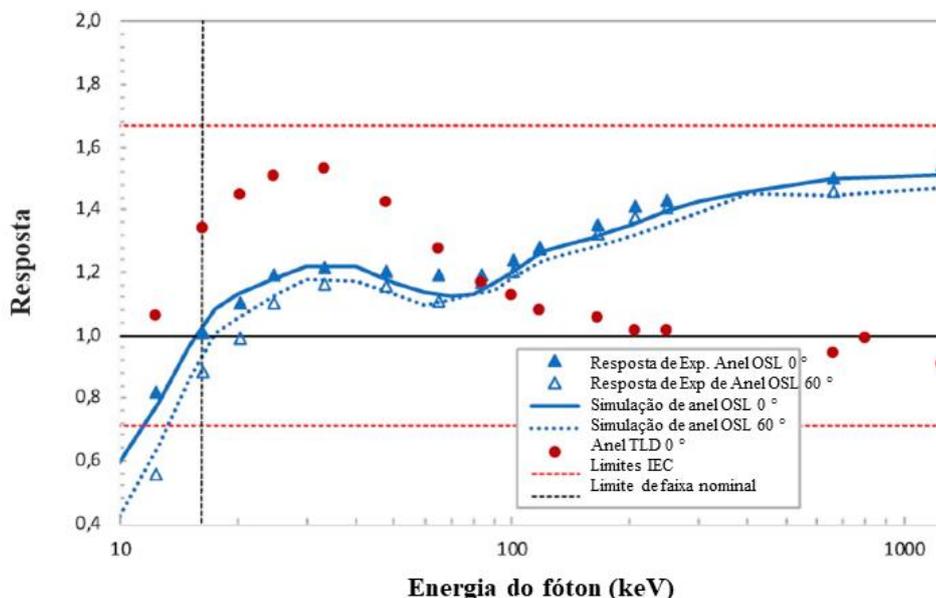
A dependência energética foi calculada por simulação de Monte Carlo e normalizada para a resposta do Cs-137. Na qual a resposta relativa, R_1/R_{air} , foi obtida pela razão de dose da leitura OSL do detector superior, R_1 , para o kerma no ar, R_{air} . Os resultados da simulação demonstram que para fótons de baixas energias a resposta dos dosímetros superestimam a dose exageradamente, principalmente na faixa de energia de 30 keV com uma variação de 3,7 em

relação ao o valor de referência que é 1. A principal contribuição para a alta dependência energética deste dosímetro é o detector utilizado, pois o Z_{eff} do $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ($Z_{\text{eff}} = 11,3$) é maior que o do tecido humano ($Z_{\text{eff}} = 7,3$). Além disso, a utilização de filtros podem contribuir para o espalhamento da radiação incidente. Para energia acima de 140 keV, a variação da dependência energética é baixa, pois encontra-se próximo da resposta relativa 1, como esperado (CHEN et al., 2019).

Hoedlmooser et al. (2020b) desenvolveram e caracterizaram um novo anel dosimétrico para radiação de fótons com a tecnologia OSL, utilizando o BeO como elemento detector. O *design* do porta-dosímetro é uma modificação do anel TLD de Figel et al. (1999). Neste estudo, o porta-dosímetro de anel é feito de um material plástico à base de poliamida de cor preta com o intuito de promover opacidade ao detector OSL. Além disso, é colocada uma folha de poliéster aluminizado de 25 μm de espessura para assegurar a proteção contra a luz. A janela de entrada do porta-dosímetro possui uma espessura de 0,5 mm a fim de produzir a grandeza $\text{Hp}(0,07)$ para baixas energias de fótons <30 keV. As irradiações foram feitas com doses de aproximadamente 2 a 3 mSv na grandeza $\text{Hp}(0,07)$ nas qualidades de radiação da série N, também S – Cs e S – Co em um fantoma Rod. Os dosímetros de anel foram avaliados de acordo com os requisitos de desempenho da IEC 62387 (2012).

A validação do protótipo de anel foi realizada através da comparação entre os resultados da simulação Monte Carlo por meio do código MCNP6, das irradiações experimentais e do modelo comercial do anel TLD (TLD-100). Os resultados demonstram uma resposta satisfatórios do BeOSL *Finger Ring* na faixa de radiodiagnóstico, concordando com a resposta de simulação, conforme é mostrado na Figura 10, ao contrário do anel TLD que superestimada a resposta para energias de fótons de entre 20 keV a 70 keV. Atualmente, o dosímetro de anel é produzido e disponibilizado comercialmente pela empresa Mirion- Dosimetrics GmbH (HOEDLMOSEER et al., 2020b).

Figura 10 - Resposta da dependência energética e angular do anel da Dosimetrics GmbH



Fonte: Hoedlmooser et al. (2020).

Em 2008, o European Radiation Dosimetry Group (Grupo Europeu de Dosimetria de Radiação) conhecido como EURADOS WG9 iniciou um programa intercomparação de dosímetros comerciais para auxiliar na harmonização dos Serviços de Monitoramento Individual (IMS). O objetivo da intercomparação foi verificar o desempenho de diferentes dosímetros de extremidade de anel para medir $Hp(0,07)$ em campos de referência de fótons e beta, bem como em campos realistas em radiologia intervencionista e de medicina nuclear (CARINOU et al., 2008).

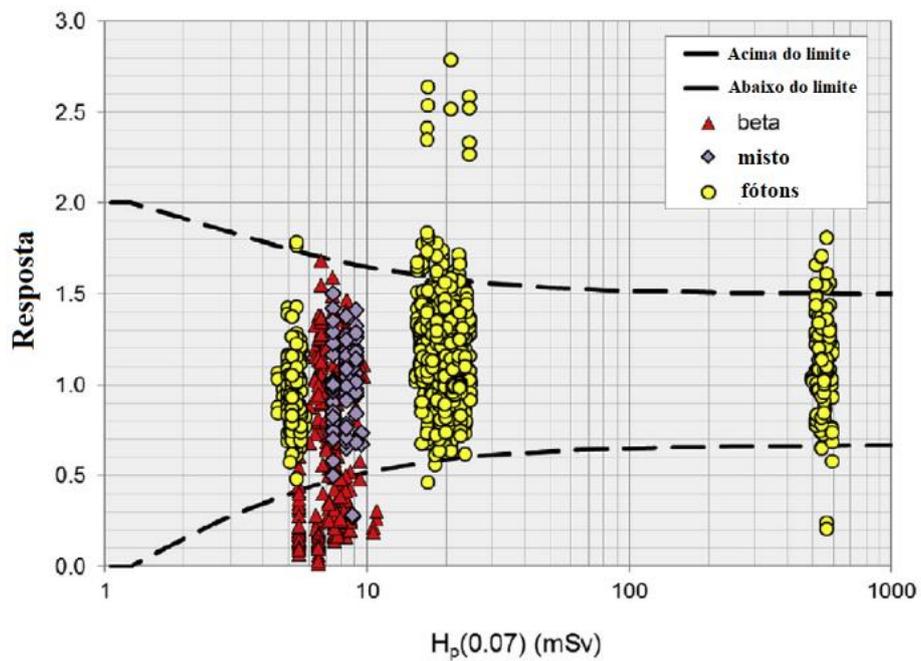
Nesse estudo a comparação dos dosímetros de anel foi feita em 24 serviços de 16 países, que inclui dosímetros de extremidade fabricados pela Rados, TLD Polônia, Panasonic e Harshaw (*Thermo Electron Corporation*), considerando o *design* do porta-dosímetro com diferentes tipos de detectores, de materiais e espessuras de filtro. A avaliação dos dosímetros foi realizada através da análise da resposta relativa. A resposta relativa, R , foi obtida pela razão da média dos valores indicados pelos dosímetros, G_m , pelo valor verdadeiro, $Hp(0,07)$ como mostra a Equação 3:

$$R = \frac{G_m}{Hp(0,07)} \quad (3)$$

Diante disso, foi possível concluir que para campos de radiação de fótons, a resposta relativa é satisfatória, pois a maioria das respostas dos participantes foram próximas a 1, atendendo às recomendações europeias. Já no caso de campos de radiologia intervencionista, observa-se que a maioria dos serviços que utiliza os dosímetros com o detector de LiF superestimam a resposta relativa com resultados maiores que 1, isto pode ser justificado devido ao seu alto Z_{eff} de 8,2 para campo de raio X. Ainda em radiologia intervencionista, os serviços que usaram os detectores de Li₂B₄O₇ subestima a resposta relativa para 10 a 20% devido ao baixo Z_{eff} de 7,4 do material. Em medicina nuclear, os detectores apresentam uma resposta relativa satisfatória para irradiações com o ^{99m}Tc, entretanto para irradiações com ¹⁸F os serviços apresentam uma subestimação da resposta devido à contribuição de pósitrons, o que pode influenciar na dose das seringas não blindadas. Para campos de radiação beta, apenas um número limitado de serviços apresenta uma resposta satisfatória, isto é justificado pela influência da espessura do detector e do filtro do porta-dosímetro (CARINOU et al., 2008). A EURADOS realizou novas intercomparações dos dosímetros de extremidades comerciais no ano de 2015 com o objetivo de analisar os requisitos dosimétricos, como linearidade, dependência energética e angular dos dosímetros. Participaram desse estudo 72 sistemas, na qual maioria dos participantes usaram detectores TL (STADTMANN et al., 2017).

Para o teste de dependência energética, os resultados mostram que, em geral, dosímetros de extremidades têm melhor desempenho para fótons do que para radiação beta, especialmente com beta de baixas energias Kr-80 bem como para Sr-90 a 60°, apresentou uma subestimação da resposta (STADTMANN et al., 2017). O estudo também levou em consideração o desempenho da curva trombeta. Como resultado pode-se observar que 13% de todos os valores de resposta relatados foram encontrados fora dos limites recomendados, definidos assim como *Outliers*, conforme demonstra a Figura 11. As linhas tracejadas em preto representam os limites da curva trombeta. Um percentual de 57% dos sistemas avaliados apresentou pelo menos um *Outlier* como resultado, revelando que ainda há espaço para melhorias no campo da extremidade dosimetria (STADTMANN et al., 2017).

Figura 11 - Resultado da curva trombeta dos dosímetros de extremidades da EURADOS



Fonte: Stadtmann et al., 2017.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo descreve-se os materiais e as metodologias utilizados, a primeira etapa consiste no processo modelagem e fabricação do porta-dosímetro (3.1.1) e a descrição do sistema de leitura (3.1.2). Em 3.2, são descritos os procedimentos para a caracterização do porta-dosímetro através do efeito da luz sob o dosímetro e dependência energética e angular. As metodologias empregadas são descritas a seguir.

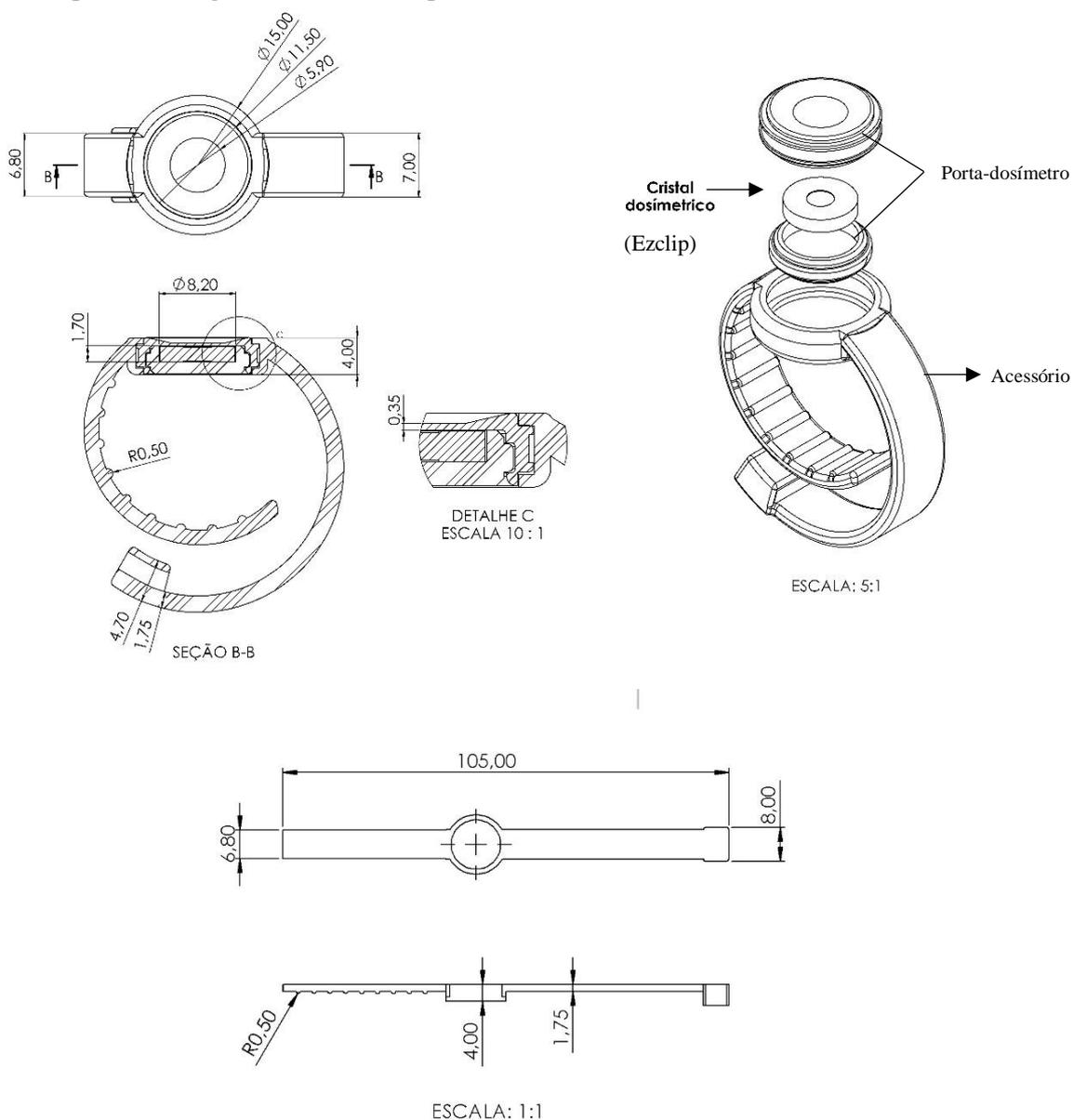
3.1 MODELAGEM DO PORTA-DOSÍMETRO

O projeto do porta-dosímetro de extremidade no formato de anel foi desenvolvido a partir de um desenho assistido por computador, CAD (do inglês, *Computer Aided Design*), no *Software SolidWorks*, da empresa *Dassault Systems*. Para a construção da geometria do porta-dosímetro, foram analisados diferentes modelos de dosímetros de anéis comerciais em relação aos seus *designs*, considerando suas vantagens e desvantagens.

O primeiro passo na modelagem do dosímetro de anel foi desenvolver um porta-dosímetro com uma janela frontal de dimensão que mais se aproximem da espessura equivalente a 0,07 mm, a fim de minimizar a dependência energética para a grandeza $H_p(0,07)$, ao mesmo tempo levando em consideração a passagem de luz através dessa fina camada do material utilizado e a resistência mecânica ao manuseio. A forma e as dimensões do dosímetro anelar foram projetadas para serem compatíveis com o uso de luvas cirúrgicas para não prender ou rasgar a luva. Além disso, foi levado em consideração um material que fosse resistente durante a lavagem cirúrgica a fim de não danificar a peça e atingir correta assepsia antes do procedimento médico.

Neste trabalho, o porta-dosímetro de anel desenvolvido foi denominado Dosímetro AV2.4 e é dividido em duas partes funcionais: (a) suporte do porta-dosímetro em formato cilíndrico e (b) um acessório associado em forma de pulseira que fixa o porta-dosímetro. A Figura 12 apresenta o esquema de configuração do novo dosímetro de anel.

Figura 12 - Esquema mostrando a geometria e dimensões do Dosímetro AV2.4



Fonte: A autora (2022).

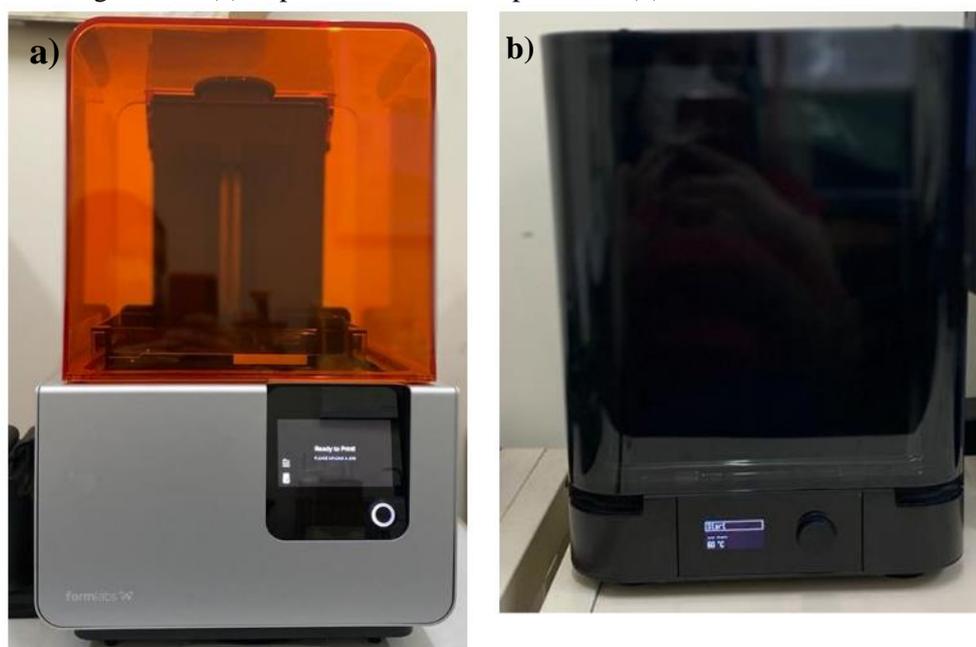
O suporte do cristal dosimétrico é composto por uma bandeja, mantendo o elemento detector, Ezclip, posicionado na região central do porta-dosímetro de modo fixo. A espessura frontal, também denominada como a janela de entrada, entre o elemento detector e a parede do anel desenvolvido foi de 0,35 mm e está representada na Figura 12 no detalhe C. A espessura de 0,35 mm foi selecionada pois, após vários testes iniciais, esta era a menor espessura possível com resistência mecânica suficiente para o manuseio da peça, embora a profundidade seja um pouco maior que a profundidade ideal recomendada pela ICRU (2007) de 0,07 mm.

O Dosímetro AV2.4 foi projetado para ser simétrico, visando minimizar possíveis variações na resposta do dosímetro devido a diferentes ângulos de incidência da radiação. Quanto à pulseira do anel dosimétrico, esta possui um fecho ajustável que permite a adaptação em diferentes tamanhos de dedos para que haja uma melhor aderência durante o uso nos procedimentos médicos.

3.2 IMPRESSÃO 3D POR ESTEREOLITOGRAFIA (SLA)

Os protótipos do porta-dosímetro no formato de anel foram fabricados via impressão 3D por meio da tecnologia de Estereolitografia (SLA), com uma impressora 3D *Desktop Form2* da *FormLabs*, disponível no LPR-DEN/UFPE, mostrada na Figura 13a.

Figura 13 - (a) Impressora 3D Desktop Form2, (b) Câmara UV FormCure



Fonte: A autora (2022).

Estereolitografia é uma modalidade de prototipagem rápida ou impressão tridimensional que é baseada na utilização de um polímero fotossensível (resina líquida) que após a exposição ao laser com comprimento de onda na faixa ultravioleta solidifica a resina por meio de superposição de camadas até a formação da peça desejada, num processo conhecido como fotopolimerização (BRUDER, 2015). Esse método de impressão é um dos mais antigos e também mais utilizado, pois apresenta como vantagem a produção de peças com um melhor acabamento de superfície em comparação com outros métodos de impressão, por exemplo

Modelagem por Fusão e Deposição. A técnica SLA fornece peças de alta resolução e alta definição, com espessura de até 0,35 mm. A velocidade de fabricação das peças geralmente é rápida, dependendo do tamanho e complexidade do produto. Não há desperdício de material na produção de peças. Além disso, tem custo relativamente baixo em comparação com outros métodos 3D (BRUDER, 2015; GOKHARE, 2017; MUZAFFAR et al., 2019).

Uma vez estabelecida a modelagem do Dosímetro AV 2.4 no modelo CAD, o arquivo foi importado no formato de arquivo STL para o *software* de preparação de impressão *PreForm*. Neste *software*, os dosímetros virtuais foram posicionados na plataforma de impressão e orientados de modo angular para aplicação dos suportes na base das peças, conforme recomenda o fabricante da *FormLabs*. Através deste *software* é possível coletar algumas especificações das peças, como o tipo de resina utilizada, a resolução escolhida, o tempo de impressão, o número de camadas e também a quantidade de resina utilizada.

A *Form2* utiliza um laser com comprimento de onda de 405 nm e potência de 250 mW para curar a resina de fotopolímero líquido. Para a confecção do dosímetro de anel, foram escolhidos dois tipos de resina líquidas fotossensíveis que possuem propriedades físicas diferentes no produto final. Para a parte do porta-dosímetro, foi utilizada a versão padrão (rígida) de resina líquida preta (*Black V4 -FLGPBK04*), com densidade de 1,09 g/cm³. Esta resina foi escolhida em razão da alta precisão da peça, produzindo protótipos com alto nível de detalhes, o que é de grande interesse no desenvolvimento da janela frontal do dosímetro e também da coloração preta, visando a aplicação da dosimetria OSL. Já para confecção da pulseira do anel, a versão de resina líquida flexível (*Flexible - RS-F2-FLGR-02*) com densidade de 1,08 g/cm³ foi escolhida, devido às suas peças suportarem flexão e compressão, apresentando uma maior flexibilidade, o que proporciona melhor adaptação do anel monitor nos dedos dos usuários.

Finalizada a impressão, as peças passaram pela etapa de pós-processamento: são lavadas com Álcool Isopropílico com pureza acima de 90%, e em seguida, são secadas. Os protótipos das peças foram colocados na Câmara de raios UV *FormCure* a 60 °C, de modo que foram adotados tempos de 30 e 15 minutos para Resina Black V4 e Resina *Flexible*, respectivamente e estão prontas para uso. Essa etapa de pós-processamento é importante para garantir melhor resultado nas propriedades mecânicas das peças, como maior resistência. No total, foram confeccionados 20 dosímetros de anéis. A Figura 14 mostra as etapas de produção dos protótipos em 3D.

Figura 14 - Etapas para a produção de protótipos com a impressão 3D



Fonte: A autora (2022).

3.3 ELEMENTO DETECTOR, TRATAMENTO ÓPTICO E LEITURA

Como detector de Luminescência Ópticamente Estimulada (OSL) foram utilizados neste trabalho cristais de Óxido de Berílio (BeO), em forma de disco quadrado nas dimensões $4,7 \text{ mm} \times 4,7 \text{ mm} \times 0,5 \text{ mm}$, fabricado pela empresa Mirion-Dosimetrics GmbH, comercialmente conhecido por EzClip. Para comparação de resultados foi utilizado o portador dosímetro comercial BeOSL *Finger Ring* (Mirion - Dosimetrics GmbH) também com EzClip. O cristal dosimétrico e o porta-dosímetro comercial podem ser visualizados na Figura 15.

Figura 15 - Dosímetro comercial BeOSL *Finger Ring*. Da esquerda para a direita: BeOSL Ezclip na forma de disco com um elemento sensível de BeO, porta-dosímetro comercial do tipo anel e tampa



Fonte: A autora (2022)

O EzClip consiste no cristal dosímetro em que sua identificação é feita por meio de uma numeração em código presente no cristal que é associado a outra numeração presente no portador dosímetro de anel. Para a realização do zeramento e leitura do dosímetro, o EzClip precisam ser transferidos para portador dosímetro de leitura, conhecido como EzCase, conforme mostra a Figura 16. Para este estudo, o tratamento óptico e leitura dos EzClip foram realizados colocando EzCase no dispositivo de zeramento óptico denominado BeOSL *Eraser* e na leitora BeOSL *Reader*, ambos comercializados pela Mirion - Dosimetrics GmbH. Os equipamentos utilizados estão localizados no Laboratório LPR-DEN/UFPE. O processo de leitura dos dosímetros foi

realizado após 3,5 horas da irradiação, conforme recomenda o fabricante, em razão do *fading* rápido do BeO. Antes de realizar qualquer irradiação para teste experimental os Ezclip foram zerados a fim de remover todo o sinal residual do dosímetro. A leitora opera no modo de Luminescência Opticamente Estimulada de Onda Contínua (CWOSL), que consiste em estimular continuamente a amostra com uma luz de comprimento de onda específico e com constante intensidade.

Figura 16 - Porta-dosímetro de leitura, conhecido como EzCase



Fonte: Hoedlmooser et al., (2019).

3.4 EXATIDÃO E REPRODUTIBILIDADE DO SISTEMA DE IMPRESSÃO 3D

Para avaliar a exatidão dos porta-dosímetros impressos com a técnica SLA em comparação com o desenho CAD foram analisados 10 protótipos do porta-detector. As medidas das dimensões foram realizadas em um micrômetro digital calibrado da marca ZaaS Precision, que possui sistema de funcionamento com catraca e resolução de 0,01/0,001 mm e exatidão de $\pm 0,001$ mm. Foram realizadas três medidas da janela frontal de cada porta-dosímetro que, no desenho CAD corresponde a 0,3500 mm. Foram, então, calculados a média e o desvio padrão das medidas. Com relação à reprodutibilidade das impressões, foi calculado o coeficiente de variação percentual (CV%) das mesmas dimensões do estudo de exatidão para os 10 porta-dosímetros de anéis impressos. O coeficiente de variação corresponde ao valor do desvio padrão das medidas dividido pelo valor médio obtido.

3.5 REPRODUTIBILIDADE DA RESPOSTA DOS DOSÍMETROS

Para estudar a reprodutibilidade da resposta dos Dosímetros AV 2.4, foram irradiados 10 porta-dosímetros de anel diferentes com feixe de raio X na qualidade ISO N-30, referente à pior condição de medição na resposta do dosímetro, em razão da maior probabilidade do efeito fotoelétrico nessa faixa de energia. Os porta-dosímetros foram irradiados com dose de 2 mSv sobre o fantoma Rod, posicionado a 1,5 m de distância da fonte, em 10 repetições. Foi utilizado um dosímetro de anel adicional para verificação de radiação de fundo (BG – *background*). Para esta irradiação, foram montados dois arranjos com cinco porta-dosímetros de anel em cada, como mostra a Figura 17. A partir dos resultados das leituras obtidas foi subtraído o valor de BG e o valor medido foi corrigido pela Câmara Monitora. Então, calculou-se média \bar{G}_i , o desvio padrão (s_i) e o coeficiente de variação percentual (CV%).

Figura 17 - Arranjo de irradiação do Dosímetro AV 2.4 para estudo da reprodutibilidade das medidas



Fonte: A autora (2022).

A norma da IEC 62387 (2012) avalia a reprodutibilidade de sistemas dosimétricos passivos aplicados em monitoração individual por meio do coeficiente de variação. Assim, o resultado das leituras obtidas do conjunto dosímetros irradiados devem possuir um coeficiente de variação menor que os valores indicados na Tabela 2, conforme a faixa de dose avaliada.

Tabela 2 - Critérios de aceitação para avaliação da reprodutibilidade Hp(0,07).

Teste	Grandeza operacional	Faixa	Critério de aceitação
Coefficiente de variação (CV)	Hp(0,07)	Hp < 1 mSv 1 mSv ≤ Hp < 11 mSv Hp ≥ 11 mSv	15 % (16 - Hp/1 mSv) % 5 %

Fonte: IEC 62387 (2012)

3.6 CARACTERIZAÇÃO DO PORTA-DOSÍMETRO

3.6.1 EFEITO DA LUZ SOBRE O DOSÍMETRO

Para avaliar a influência da exposição à luz no dosímetro, foram irradiados dois grupos com oito dosímetros de anéis cada, com dose de 2 mSv em uma fonte Cs-137. Foi adotado diferentes metodologia para cada grupo. O grupo, G_1 , foi considerado os dosímetros de referência e por isso após a irradiação foram mantidos no escuro, por uma semana, conforme estabelecido pela norma IEC 62387 (2012). Enquanto o grupo, G_2 , foi exposto à luz branca de um refletor de LED SMD tipo Holofote com potência de 50W, montado a uma distância de 1 m, por uma semana. Os modelos de anéis testados utilizaram uma folha de poliéster aluminizada dentro do suporte contendo o detector. Após uma semana, os dosímetros de anéis de ambos os grupos foram lidos. Então, calculou-se a média \bar{G}_i dos valores avaliados e também o desvio padrão S_i das medidas de cada grupo.

De acordo com o critério de aceitação estabelecido pela IEC 62387 (2012) em relação ao teste do efeito da luz sobre o dosímetro, o resultado da razão entre o grupo de referência (G_1) e grupo de dosímetro exposto a luz (G_2) deve estar contido entre os limites máximos e mínimo de 0,91 e 1,11, respectivamente, conforme mostra a Equação 4.

$$0,91 \leq \left(\frac{G_2}{G_1} \right) \leq 1,11 \quad (4)$$

3.6.2 DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA E ANGULAR

Para avaliação da resposta da dependência energética, os dosímetros de anel impressos (n=6) foram irradiados com uma dose de 2,0 mSv em termos da grandeza operacional Hp(0,07), a uma distância de 1,5 metros da fonte, sobre o fantoma Rod, em todas as qualidades de radiação

dentro da faixa de energia de ISO N-30 (energia média de 24 keV) a ISO N-200 (energia média de 164 keV) para Raios-X e S-Cs -137 (662 keV), conforme descrito na Tabela 3.

Tabela 3 - Qualidades de radiação do Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes LMRI-DEN/UFPE segundo a norma ISO 4037 – 1 (1999) para equipamentos de raios X

Qualidade	Energia Média (keV)	*CSR (mm)	**Taxa de kerma no ar (mGy/h)*	*** $h_{pK}(0,07;N)_{rod}$ (Sv/Gy)	Taxa de $H_p(0,07)$ (mSv/h)	Angulação
N-30	24	1,16 Al	39,37	1,03	42,51	0°, 15°, 30°, 45° e 60°
N-40	33	0,085 Cu	17,84	1,07	21,40	0°, 15°, 30°, 45° e 60°
N-60	48	0,24 Cu	29,43	1,11	39,14	0°, 15°, 30°, 45° e 60°
N-80	65	0,60 Cu	13,68	1,15	19,01	0°
N-100	83	1,15 Cu	10,17	1,16	14,03	0°
N-120	100	1,74 Cu	11,49	1,17	15,51	0°
N-150	118	2,40 Cu	58,34	1,16	77	0°
N-200	164	4,02 Cu	19,02	1,16	24,15	0°
S-Cs-137	662	-	12,62	1,13	14,26	0°, 15°, 30°, 45° e 60°

*CSR = Camada semirredutora;

**Determinadas a 1,5 m do ponto focal para as qualidades ISO – N e a 1,0 m para a qualidade S – Cs-137.

*** Coeficientes de conversão de kerma no ar para $H_p(0,07)$ para o fantoma rod.

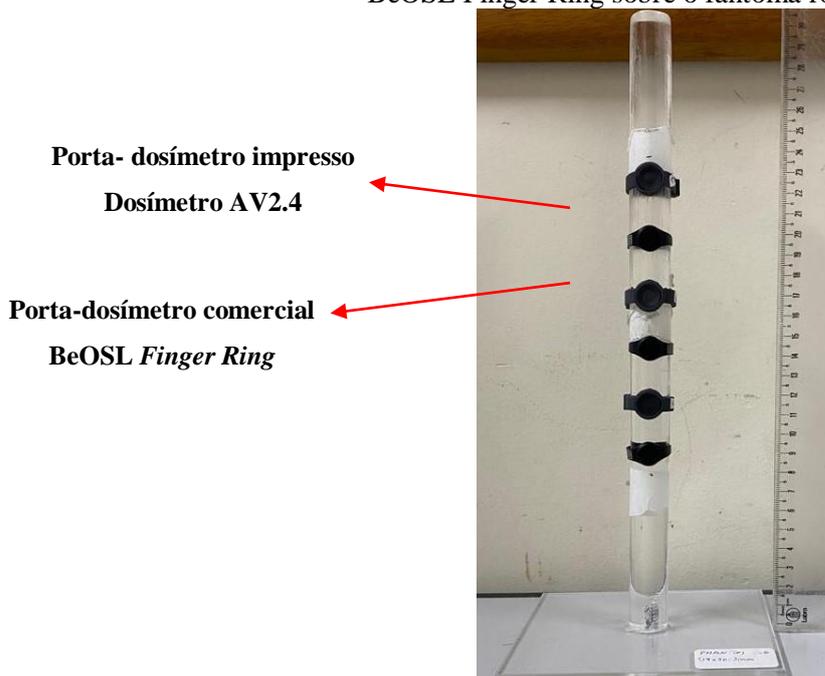
Fonte: ISO 4037 – 1 (1999).

Com relação à análise da dependência angular, três dosímetros de anel foram irradiados com o mesmo valor de $H_p(0,07)$, igual a 2,0 mSv para feixes de raios X, variando o ângulo de incidência do feixe no fantoma Rod. As irradiações foram realizadas entre os ângulos de 0° e 60°, em relação ao eixo vertical, com intervalos de 15°. Foi realizada uma série de duas repetições para cada qualidade e ângulo de irradiação, totalizando dois conjuntos de irradiações. Os resultados das leituras obtidas para os dosímetros foram normalizados para a resposta do ^{137}Cs (662 keV).

O estudo de dependência energética e angular foi baseado nos critérios de desempenho da norma internacional IEC 62387 (2012). Embora essa norma estabeleça que para o estudo da dependência angular o teste deve ser realizado para as três menores energias (N-30, N-40 e N-60). Neste trabalho os dosímetros avaliados foram irradiados nas qualidades de radiação disponíveis (N-30 a N-200) no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes - LMRI-DEN/UFPE de, onde foram realizadas as irradiações deste estudo.

O arranjo de irradiação dos dosímetros para avaliação da dependência energética e angular é mostrado na Figura 18. Para análise comparativa, os dosímetros de anel impressos foram irradiados em conjunto com o dosímetro comercial BeOSL *Finger Ring*, nas mesmas condições de irradiação e quantidade.

Figura 18 - Arranjo de irradiação do Porta-dosímetro 3D impresso por SLA e dosímetro comercial BeOSL *Finger Ring* sobre o fantoma rod



Fonte: Autora (2022).

Os critérios de aceitação da norma IEC 62387 (2012) para a dependência energética e angular estabelecem que os dosímetros avaliados devem apresentar uma resposta relativa contida no intervalo entre r_{min} e r_{max} , que depende da energia da radiação e ângulo de incidência do feixe utilizada para o teste, conforme apresentado na Tabela 4. De acordo com a norma internacional, a resposta relativa r , mostrada na Equação 5, é dada pela razão entre o valor indicado pelo dosímetro e o valor de referência, ambos em Hp(0,07)

$$r = \frac{R}{R_0} \quad (5)$$

onde: r é a resposta relativa; R é o valor estimado com a leitura do dosímetro, calculado através da Equação; R_0 é o valor de referência.

Tabela 4 - Requisitos de desempenho para dosímetros avaliados em Hp(0,07).

*Teste	Intervalo das energias e ângulos	Faixa de aceitação
Resposta relativa devido à energia média da radiação de fótons e ângulo de incidência	30 keV \leq E _{ph} \leq 250 keV e 0° a 60° da direção de referência	Para 8 keV \leq E _{ph} < 20 keV: r _{min} = 0,67 a r _{max} = 2,00. Para 20 keV \leq E _{ph} < 33 Kev: r _{min} = 0,69 a r _{max} = 1,82. E _{ph} \geq 33 keV: 0,71 a 1,67

Fonte: IEC 62387 (2012).

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nesta seção, os resultados obtidos no processo modelagem e fabricação do porta-dosímetro de anel impresso são apresentados, bem com os resultados e discussões dos testes de reprodutibilidade, efeito da luz no dosímetro e resposta do dosímetro em função da energia e do ângulo de incidência da radiação.

4.1 IMPRESSÃO SLA

A Figura 19 mostra o resultado obtido do porta-dosímetro impresso com tecnologia SLA. O método SLA combinando duas resinas diferentes *Black* e *Flexible* se mostrou viável para o desenvolvimento de um porta-dosímetro em anel flexível e personalizável, permitindo adaptações futuras mediante o feedback dos usuários.



Fonte: A autora (2022).

O Dosímetro AV2.4 desenvolvido nesse trabalho se destaca em relação aos dosímetros de anéis comerciais por ser feito de material mais maleável que o plástico e apresentar bordas arredondadas. Isto contribui para uma melhor aderência do dosímetro durante o uso de luvas cirúrgicas, reduzindo o risco de rasgar ou danificar a luva. Outra vantagem observada no Dosímetro AV2.4, é possibilidade de ser reutilizado mais de uma vez sem danificar a estrutura do porta-dosímetro diferente dos modelos comerciais que são fabricados para uso único e são descartáveis, em razão da fragilidade do material plástico utilizado. Para uma melhor avaliação do desempenho do Dosímetro AV2.4 em relação ao seu reuso se faz necessário a aplicação dos dosímetros em procedimentos de radiologia intervencionista e em medicina nuclear.

As resinas utilizadas na confecção do Dosímetro AV2.4 não oferecem riscos à saúde dos usuários, uma vez que impressa, as peças são encaminhadas para a etapa de cura na câmara de raios UV onde se tornam atóxicas e prontas para uso. Além disso, a densidade das resinas utilizadas nesse trabalho estão entre 1,08 e 1,09 g.cm⁻³, que são próximas à densidade da água com $\rho = 1,0$ g.cm⁻³, portanto, podem ser consideradas tecido-equivalente.

Os dosímetros comerciais de anel utilizados nos laboratórios de monitoração pessoal são em sua grande maioria importados e possuem um custo médio em torno de € 5,00 por cada dosímetro, enquanto os protótipos de anel obtidos com o método SLA apresentam um custo relativamente menor, tendo em vista que o preço médio da resina usada no método SLA é de R\$ 1,50 por ml. Em cada porta-dosímetro impresso, gasta-se um volume em torno de 3 ml para o anel e tampa traseira e um volume de 0,4 ml para suporte do detector, já considerando os suportes de fixação na impressão. O custo médio de impressão de cada porta-dosímetro pelo método SLA é em torno de R\$ 5,00, além do custo de produção deve ser considerado o preço do álcool isopropílico e das luvas nitrílicas utilizados no processo de impressão, como também serviço prestado. Dessa forma, é estimado o valor médio da produção de um por porta-dosímetro de anel é torno de R\$ 10,70, que comparado com o preço da importação de um dosímetro de anel em relação a uma produção nacional é observado que se tem uma redução de custo de aproximadamente R\$ 15,35 por cada anel.

4.2 EXATIDÃO E REPRODUTIBILIDADE DO SISTEMA DE IMPRESSÃO 3D

A análise quantitativa da exatidão e da reprodutibilidade da impressão pelo método SLA foram avaliadas utilizando dez dosímetros de anel modelados em software CAD, com dimensão de referência (projeto CAD) para a espessura da janela frontal do suporte do detector de 0,3500 mm. Os resultados obtidos são mostrados na Tabela 5. O valor médio das medidas realizadas nos protótipos impressos foi de 0,3553 mm. O desvio percentual entre o projeto CAD e o modelo impresso medidas foi igual a +1,5%, demonstrando que o sistema de impressão SLA possui uma exatidão apropriada das dimensões dos protótipos criados em relação ao desenho CAD. A reprodutibilidade de dez impressões de dosímetros de anel em relação a espessura da parede frontal apresentou um coeficiente de variação de 0,62%.

Tabela 5 - Reprodutibilidade da espessura da janela frontal do porta-detector impressos com a técnica SLA.

Nº Porta-dosímetro	Medida 1 (mm)	Medida 2 (mm)	Medida 3 (mm)	Média (mm)	CV (%):
R1	0,359	0,359	0,360	0,3590	-
R2	0,359	0,355	0,355	0,3560	-
R3	0,355	0,356	0,356	0,3560	-
R4	0,352	0,353	0,351	0,3520	-
R5	0,354	0,354	0,354	0,3540	-
R6	0,354	0,354	0,352	0,3530	-
R7	0,355	0,357	0,358	0,3570	-
R8	0,356	0,357	0,357	0,3570	-
R9	0,356	0,357	0,356	0,3560	-
R10	0,354	0,353	0,351	0,3530	-
Média Geral (mm):	-	-	-	0,3553	0,62%

Fonte: A autora (2022).

4.3 REPRODUTIBILIDADE DAS MEDIDAS DA RESPOSTA DO DOSÍMETRO DE ANEL

Os coeficientes de variação obtidos pela razão entre o desvio padrão e o valor médio das leituras, tiveram resultados menores do que 6% nas dez medidas do mesmo dosímetro, como também em diferentes dosímetros conforme mostram as Tabelas 6 e 7, respectivamente. De acordo com a norma da IEC 62387 (2012) para valores de dose de 2,0 mSv em termos da grandeza operacional $H_p(0,07)$, o coeficiente de variação deve ser menor que 14%. Portanto, os resultados demonstraram que a reprodutibilidade do Dosímetro AV 2.4 está adequada e atende às normas IEC 62387 (2012).

Tabela 6 - Coeficientes de variação das dez medidas de dez Dosímetro AV2.4 diferentes

Dosímetros	CV (%)
Anel 1	1,3
Anel 2	1,3
Anel 3	2,1
Anel 4	1,4
Anel 5	1,7
Anel 6	1,8
Anel 7	1,4
Anel 8	1,6
Anel 9	1,7
Anel 10	1,8

Fonte: A autora (2022).

Tabela 7 - Coeficientes de variação das dez medidas no mesmo Dosímetro AV2.4.

Dosímetros	CV (%)
Anel 1	5,3
Anel 2	5,6
Anel 3	4,7
Anel 4	4,5
Anel 5	5,7
Anel 6	4,7
Anel 7	4,9
Anel 8	5,0
Anel 9	5,2
Anel 10	3,9

Fonte: A autora (2022).

4.4 EFEITO DA RESPOSTA DO DOSÍMETRO À LUZ

A Tabela 8 apresenta os resultados do valor médio avaliado G_i , o desvio padrão s_i da resposta do dosímetro à luz. A leitura dos dosímetros foi realizada uma semana após a exposição. O valor indicado foi comparado com o valor do grupo de referência (grupo 1), cujos dosímetros foram armazenados nas mesmas condições ambientais de aproximadamente 23 °C.

Tabela 8 - Resultado da avaliação da influência da luz no dosímetro

Grupo	Luz de Exposição	\bar{G}_i (mSv)	S_i (mSv)	Valor Relativo
1	Escuro	1,722	0,01	-
2	50 W a 1 m por uma semana	1,723	0,03	1,00

Fonte: A autora (2022).

A partir da comparação da média das leituras dos grupos 1 e 2, verifica-se que o conjunto de dosímetros expostos à luz de 50 W obteve um resultado equivalente ao armazenado no escuro. Desta maneira, o resultado da razão entre o grupo de dosímetro exposto a luz (G_2) e o grupo de referência (G_1), descrito como valor relativo foi de 1. O valor encontrado neste estudo está dentro dos limites máximos e mínimos de 0,91 e 1,11, respectivamente, atendendo aos critérios de aceitação da norma IEC 62387 (2012). Portanto, este resultado indica que a resposta dos dosímetros não sofre influência quando expostos à luz, mostrando que Dosímetro AV 2.4 é apropriado para aplicação de dosimetria por luminescência opticamente estimulada.

Foi realizado um estudo complementar do material do porta-dosímetro com objetivo de avaliar a transmitância da luz pelo material da Resina *Black* da *Formlabs*. Para isso foram realizadas algumas medidas de espectroscopia na faixa do ultravioleta-visível (UV-Vis). Para isso, foram realizadas algumas medidas de espectroscopia na faixa do ultravioleta-visível (UV-Vis) e avaliadas amostras no formato de cubeta com diferentes espessuras (simulando a janela frontal do porta-dosímetro de anel). Conforme o esperado, o resultado das medidas mostrou que a transmitância de luz pelo material é influenciada pela espessura utilizada. Logo, quanto mais espessa o material menor é a passagem de luz. Como o porta-dosímetro de anel utilizou uma espessura de 0,3500 mm para a janela frontal foi necessário aplicar em cada porta-dosímetro uma folha de alumínio a fim de proteger o detector da luz. Essa mesma estratégia foi utilizada no dosímetro comercial BeOSL *Finger Ringer*.

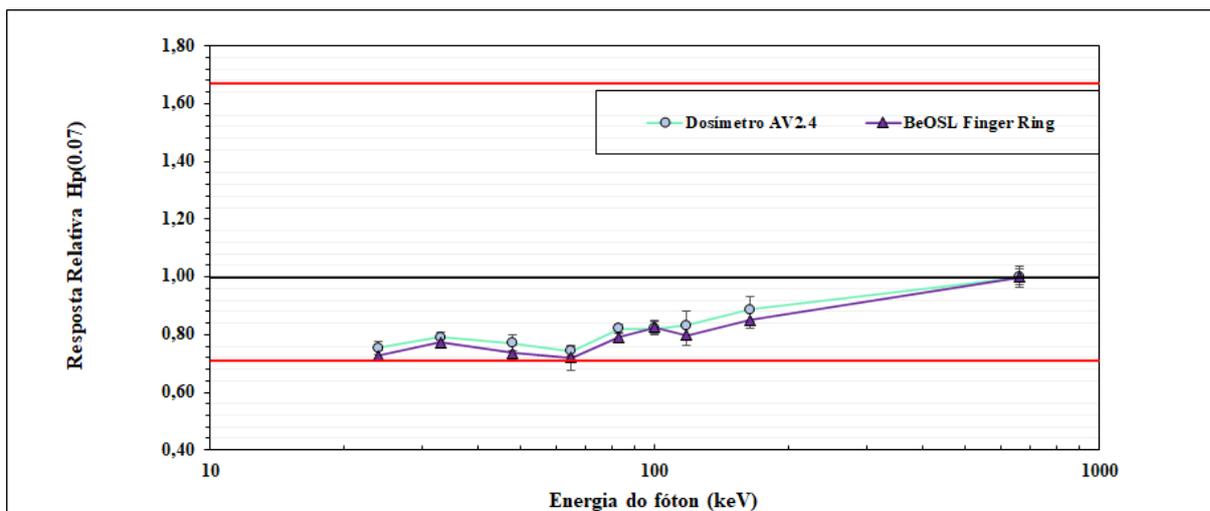
4.5 DEPENDÊNCIA DA RESPOSTA DO DOSÍMETRO COM A ENERGIA E A ANGULAÇÃO

Na exposição ocupacional, o conhecimento do ângulo de incidência e energia são sempre considerados como parâmetros desconhecidos, assim o Coeficiente de Correção Energética deve ser aplicado a todos os resultados de medição para que as doses não sejam significativamente superestimadas nem subestimadas. Em sistemas de dosimetria de elemento

único, como é o caso deste estudo, apenas um único valor de multiplicação é possível, o fE,A que corresponde ao fator de correção devido à dependência da resposta do dosímetro com a energia e angulação.

Para determinar o fator de correção devido à dependência da resposta dos dosímetros em relação à energia e angulação deve-se analisar primeiramente a medição deles com ângulo de incidência da radiação em 0° , analisando os valores de resposta do dosímetro para cada energias em relação à resposta obtida com a energia do ^{137}Cs . Os resultados das medidas de ambos os dosímetros analisados (Dosímetro AV2.4 e BeOSL *Finger Ring*) foram plotados no mesmo gráfico, mostrado na Figura 20. Os limites de aceitação estabelecidos pela norma internacional 62387 (2012) estão sendo representados através das linhas em vermelho e as barras de erro representam 1 desvio padrão.

Figura 20 - Resposta Relativa da Dependência Energética do Dosímetro AV2.4 e BeOSL *Finger Ring* sem fE,A .



Fonte: A autora (2022).

Observa-se que o Dosímetro AV2.4 e BeOSL *Finger Ring* apresentam uma sub-resposta para fótons de baixa energia, principalmente, no quarto ponto (energia efetiva de 65 keV) com valores mínimos de 0,74 e 0,72, respectivamente. Isso acontece devido ao fato do elemento detector utilizado em ambos os dosímetros ser o BeO e ter um número atômico efetivo menor do que o tecido humano. A variação da resposta de um detector em função da energia da radiação incidente depende do processo da interação da radiação com a matéria. Nesse caso, a região energética entre 24 keV a 85 keV é considerada como o pior cenário, pois nessa faixa de energia o efeito fotoelétrico é dominante e a resposta do dosímetro é fortemente dependente do o número atômico efetivo (Z_{eff}) do cristal detector, influenciando de maneira significativa a

resposta do dosímetro. Consequentemente, as respostas no quarto ponto para ambos os dosímetros se encontram próximas do limite inferior (0,71) aceitável pela norma IEC 62387 (2012).

Para melhorar a resposta dos dosímetros e sair dessa região crítica, foi calculado um fator multiplicativo que levasse os valores mínimos a não subestimarem as doses em qualquer energia em menos de 20%. Dessa forma, tomou-se o valor médio de médias todas as respostas em energia e ângulos de cada dosímetro, e normalizou-se para resposta relativa $r = 1,0$, visto na Equação 5:

$$f_{E,A} = \frac{1}{\frac{1}{n} \sum_{E,\phi} M} \quad (5)$$

onde:

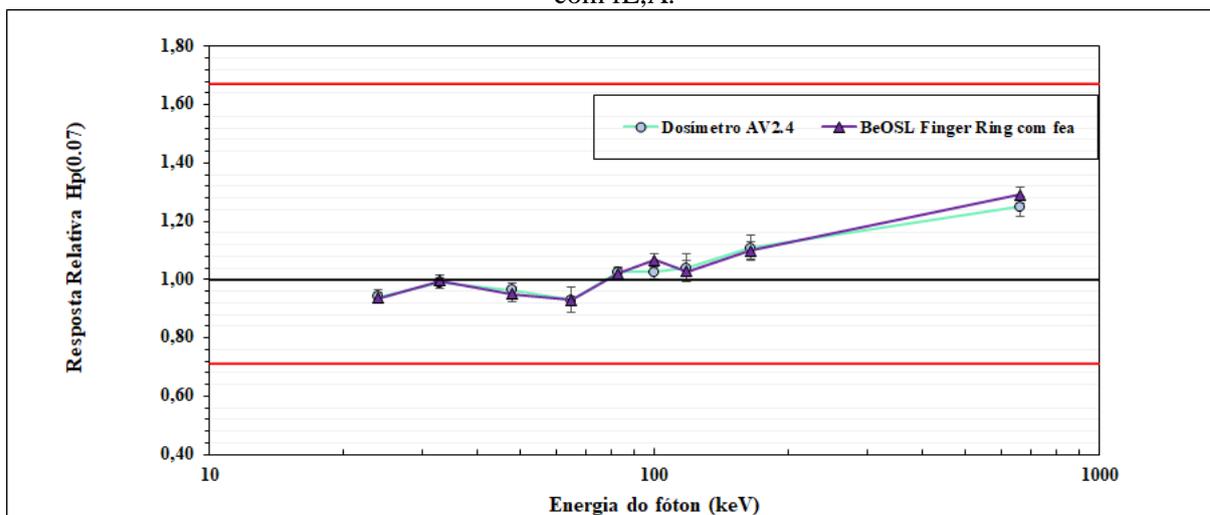
E é o valor de energia de fótons;

M é o valor médio das leituras;

O coeficiente de correção de energia encontrado para Dosímetro AV2.4 foi de 1,25 e para o caso do BeOSL *Finger Ring* foi de 1,29. A Figura 21 mostra a correção do $f_{E,A}$ aplicado em todos os pontos de medição, de ambas as curvas, onde verifica-se uma otimização da resposta em função da energia avaliada em torno da resposta relativa igual a 1, o que é interessante, pois mostra que o valor da dose avaliada está mais próximo do valor verdadeiro. Com isto, os dosímetros passam a atender aos critérios de aceitação da norma IEC 62387 (2012) na qual o quarto ponto encontra-se acima do limite inferior exigido de 0,71.

Na faixa de 24 keV a 662 keV, nota-se que para incidência de 0° o Dosímetro AV2.4 mostra um desvio mínimo de -7% e máximo de +25% e para o caso BeOSL *Finger Ring*, um desvio mínimo de -7% e máximo de +29%.

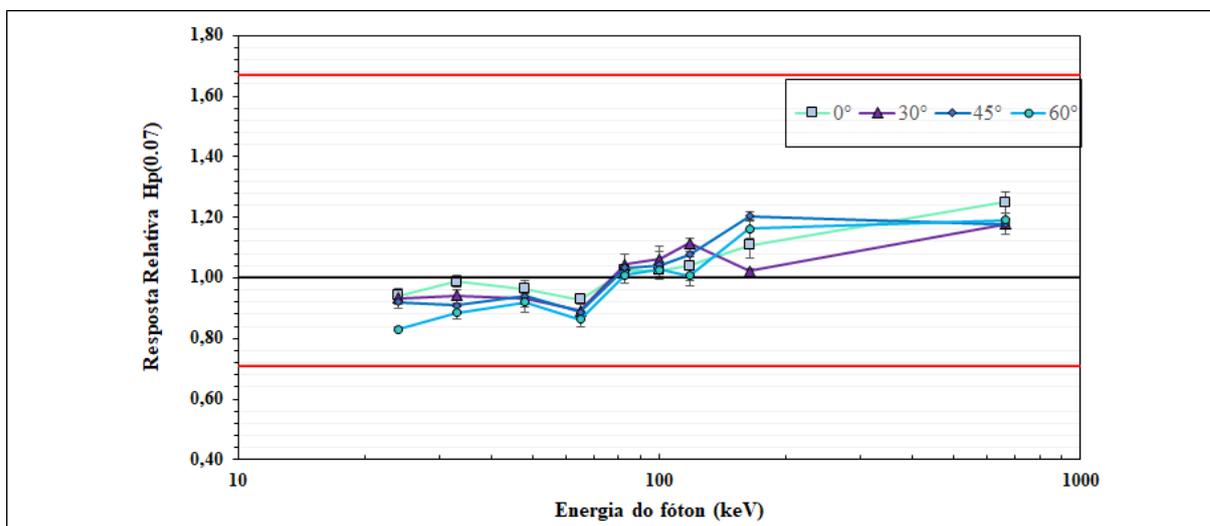
Figura 21 - Resposta Relativa da Dependência Energética do Dosímetro AV2.4 e BeOSL *Finger Ring* com fE,A .



Fonte: A autora (2022).

Em relação à medição da resposta dos dosímetros variando o ângulo de incidência da radiação entre 15 e 60 graus para a faixa de energia dos fótons entre 24 keV a 662 keV realizada neste trabalho, também adotou-se o mesmo valor de correção do fE,A . A Figura 22 e 23 apresenta a resposta da dependência angular do Dosímetro AV2.4 e Dosímetro BeOSL *Finger Ring*, respectivamente, normalizada para a resposta obtida com a energia do ^{137}Cs . Os limites descritos na norma IEC 62387 (2012) referentes à toda a faixa energética analisada e ângulo de incidência da radiação de 0° até 60° estão representados através das linhas em vermelho e os valores máximo e mínimo da resposta relativa correspondem a 1,67 e 0,71, respectivamente. As barras de erro representam 1 desvio padrão.

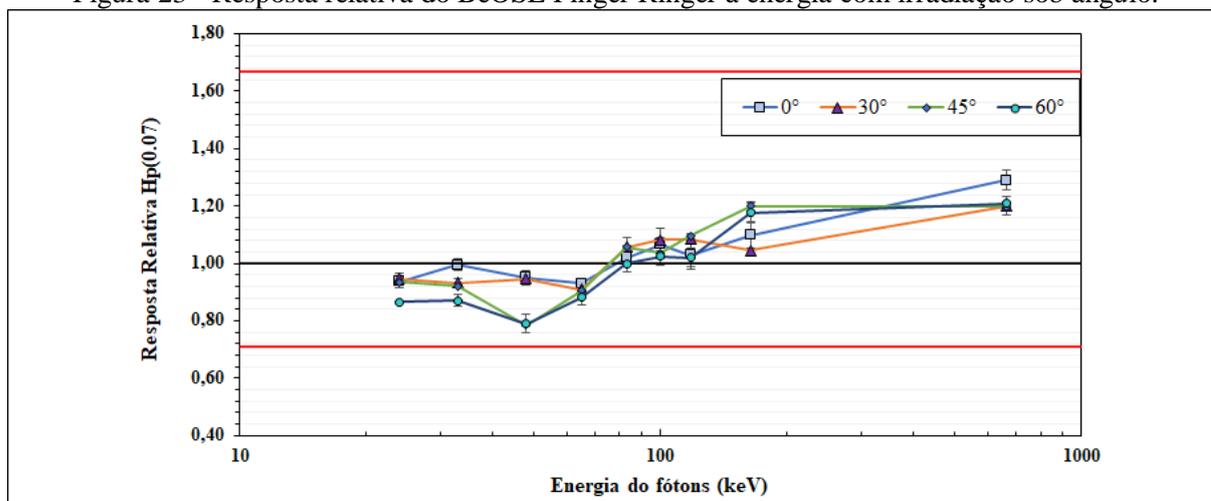
Figura 22 - Resposta relativa do Dosímetro AV2.4 à energia com irradiação sob ângulo.



Fonte: A autora (2022).

Analisando a Figura 22, é possível observar que a resposta relativa para as quatro menores energias diminui conforme eleva-se o ângulo de incidência da radiação até 60°. Para a energia de 24 keV e 65 keV, essa diminuição é de aproximadamente 18% e 14%, respectivamente, quando comparado à resposta relativa no ângulo de incidência de 0°. Essas respostas quando não corrigidas pelo fE,A excedem o limite inferior estabelecido pela norma (2012).

Figura 23 - Resposta relativa do BeOSL Finger Ringer à energia com irradiação sob ângulo.



Fonte: A autora (2022).

A Figura 23 mostra os resultados das respostas do dosímetro comercial BeOSL *Finger Ring*, que assim como o Dosímetro AV2.4, nas faixas de energia mais baixas (N-30, N-40 e N-60) apresentam uma crítica resposta, principalmente para os ângulos de 45° e 60°, que ultrapassaria os limites estabelecidos quando não corrigidos pelo fE,A . Contudo, observa-se que para a energia de 65 keV, com ângulo de incidência de 45° e 60°, a resposta relativa diminui aproximadamente 25% com relação à obtida em 0°, um valor maior do que o encontrado no Dosímetro AV2.4. Além disso, a variação da resposta em Hp(0,07) do BeOSL *Finger Ring* é em torno de $\pm 30\%$ para fótons com energia entre 24 e 662 keV e ângulo de incidência entre 0° e 60°, podendo levar ao aumento da incerteza de medição do dosímetro. As diferenças observadas entre a resposta dos dois dosímetros estudados podem estar associadas ao tipo de material, a densidade e a geometria utilizada no porta-dosímetro de anel, como também às incertezas ao próprio processo de irradiação, sendo empregado no porta-dosímetro de anel comercial o material plástico e uma espessura da janela frontal de 0,5 mm.

Dessa maneira, o Dosímetro AV2.4 atende aos requisitos de aceitação descritos na norma IEC 62387 (2012) para a dependência energética e angular de dosímetros calibrados em

Hp(0,07), em todas as angulações e energias analisadas quando aplicado o fator de correção para dependência energética e angular. Isso é relevante devido ao Dosímetro AV2.4 se mostrar poder ser aplicado nas energias de interesse de 24 keV a 100 keV em Radiologia Intervencionista, como também em Medicina Nuclear na faixa de fótons com energia de 24 keV a 662 keV. A variação da resposta em Hp(0,07) do Dosímetro AV2.4 é em torno de $\pm 20\%$ para fótons com energia entre 24 e 662 keV e, ângulo de incidência compreendido entre 0° e 60° .

Além disso, observa-se que o gráfico de dependência energética e angular do Dosímetro AV2.4, calibrados na nova grandeza operacional recomendada pela ICRU (2020), dose pessoal absorvida na pele local, também atende aos critérios de aceitação da norma IEC 62387 (2020) com limite mínimo de 0,71 e o limite máximo de 1,67. Para esta avaliação, foi utilizado os coeficientes de conversão para a dose absorvida pessoal na pele local no fantoma Rod disponível no estudo Behrens e Otto (2022). Entretanto, para energias e ângulos de incidência utilizadas neste trabalho que foram de 24 a 164 keV, os coeficiente de conversão para nova grandeza permaneceu o mesmo utilizado para grandeza operacional Hp(0,07), com exceção da energia de 662 keV. Portanto, o gráfico de dependência energética e angular do Dosímetro AV2.4 calibrados em ambas as grandezas operacionais atende aos critérios de aceitação da norma internacional.

5 CONCLUSÃO

O Dosímetro AV 2.4 desenvolvido pelo método de impressão de estereolitografia foi considerado adequado para o desenvolvimento de porta-dosímetro anel e atende aos requisitos de desempenho da norma IEC 62387(2012).

Com relação a técnica de impressão 3D, a reprodutibilidade das peças criadas apresentou uma exatidão apropriada entre as dimensões do desenho CAD do porta-dosímetro e dos protótipos obtidos com um desvio percentual de +1,5%.

Com relação aos testes de desempenho, a avaliação da reprodutibilidade da resposta do Dosímetro AV 2.4 encontra-se adequada para valor de dose de 2 mSv em termos da grandeza operacional $H_p(0,07)$ estabelecido pela norma da IEC 62387 (2012). Em relação à avaliação da influência da luz no dosímetro, a resposta dos dosímetros não sofre influência da exposição à luz, considerado apropriado para aplicação de dosimetria OSL.

A avaliação da dependência energética e angular mostrou que o Dosímetro AV2.4 atende aos requisitos estabelecidos pela norma internacional IEC 62387 (2012:2020), para todas as energias e ângulos avaliados quando aplicado o fator de correção para dependência energética e angular. A variação da resposta em $H_p(0,07)$ do Dosímetro AV2.4 é em torno de $\pm 20\%$ para fótons com energia entre 24 e 662 keV e, ângulo de incidência compreendido entre 0° e $\pm 60^\circ$.

Portanto, conclui-se que o Dosímetro AV 2.4 é considerado adequado para monitoração individual de extremidade na grandeza operacional Equivalente de Dose Pessoal $H_p(0,07)$ e também na nova grandeza operacional, Dose Pessoal Absorvida na Pele Local, recomendada pela ICRU (2020). Para ser implementado no Laboratório de Proteção Radiológica e em outras instituições que realizam serviços de monitoração se faz necessários a realização de testes de reutilização e esterilização, como também avaliação clínica dos dosímetros pelos os profissionais nos setores intervencionista e de medicina nuclear.

REFERÊNCIAS

- ABDELRAHMAN, M. et al. A parametric study of occupational radiation dose in interventional radiology by Monte-Carlo simulations. **Physica medica**, v. 78, p. 58-70, 2020.
- ALENCAR, M. A. V. et al. Panorama da monitoração individual e calibração de monitores de radiação no País, **IJC Radio**, 2017.
- BALTER, S. Interventional Fluoroscopy. **Physics, technology, and safety**. Wiley-Liss New York, NY, 2001.
- BEHRENS, Rolf; OTTO, Thomas. Conversion coefficients from total air kerma to the newly proposed ICRU/ICRP operational quantities for radiation protection for photon reference radiation qualities. **Journal of Radiological Protection**, 2022.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Resolução de Diretoria Colegiada RDC 611, de 09 de março de 2022. Diário Oficial da União. Brasília, 2022. Disponível em: <https://in.gov.br/en/web/dou/-/resolucao-rdc-n-611-de-9-de-marco-de-2022-386107075>. Acesso em: junho/2022.
- BOS, A. J. J. High sensitivity thermoluminescence dosimetry. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, v. 184, p. 3–28, 2001.
- BØTTER-JENSEN, Lars; MCKEEVER, Stephen WS; WINTLE, Ann G. **Optically stimulated luminescence dosimetry**. Elsevier, 2003.
- BORDY, J. M. et al. Principles for the design and calibration of radiation protection dosimeters for operational and protection quantities for eye lens dosimetry. **Radiation protection dosimetry**, v. 144, n. 1-4, p. 257-261, 2011.
- BRUDER, U. L. F. **User's Guide to Plastic – Rapid Prototyping and Additive Manufacturing**. Hanser Publications, p. 154–156, 2015.
- BULUR, Enver; GÖKSU, H. Y. OSL from BeO ceramics: new observations from an old material. **Radiation measurements**, v. 29, n. 6, p. 639-650, 1998.
- CARESANA, M. et al. Impact of new operational dosimetric quantities on individual monitoring services. **Journal of Radiological Protection**, v. 41, n. 4, p. 1110, 2021.
- CARINOU, E. et al. Intercomparison on measurements of the quantity personal dose equivalent, Hp(0.07), by extremity ring dosimeters in medical fields. **Radiation Measurements**, v. 43, n. 2–6, p. 565–570, 2008.
- CARNICER, A. et al. Hand exposure in diagnostic nuclear medicine with ¹⁸F-and ^{99m}Tc-labelled radiopharmaceuticals-Results of the ORAMED project. **Radiation Measurements**, v. 46, n. 11, p. 1277-1282, 2011.

CHEN, L.Y. et al. Development and efficacy testing of a new optically stimulated luminescence ring dosimeter and algorithm. **Radiation Measurements**, v. 124, p. 109-115, 2019.

CNEN-NN-3.01: Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica. **Comissão Nacional de Energia Nuclear**, Resolução 164/14 Março, 2014.

DEHGHAN, Nahid.; SINA, Sedigheh. Measurement of Operational Dosimetry Quantities for Nuclear Medicine Staff. **Radiation protection dosimetry**, v. 190, n. 2, p. 119–124, 2020.

EUROPEAN COMMISSION. DIRECTORATE-GENERAL FOR ENERGY. EUROPEAN COMMISSION. DIRECTORATE D, NUCLEAR ENERGY, UNIT D. 4, RADIATION PROTECTION. **Technical recommendations for monitoring individuals occupationally exposed to external radiation**. European Commission, 2009.

DIAZ, E. et al. Exposure to Radioactive Emanations of Medical Personnel in Percutaneous Nephrolithotomy. **Dose-Response**, v. 16, n. 2, p. 1559325818777930, 2018.

DONADILLE, L. et al. An overview of the use of extremity dosimeters in some European countries for medical applications. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 131, n. 1, p. 62–66, 2008.

FIGEL, M.; BRAND, H. N.; SPRUNCK, M. A new TL extremity dosimetry system optimised for routine personnel monitoring. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 84, n. 1–4, p. 407–410, 1999.

FURETTA, C. **Handbook of thermoluminescence**. New Jersey: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., 2003.

GARZÓN, W. J. **Estimativa da dose no paciente e na equipe médica em procedimentos de quimioembolização hepática**. Dissertação (Mestrado em Tecnologias Energéticas e Nucleares). Universidade Federal de Pernambuco, 2016.

HOEDLMOSER, H. et al. New eye lens dosimeters for integration in radiation protection glasses. **Radiation Measurements**, v. 125, p. 106-115, 2019.

HOEDLMOSER, H. et al. BeOSL dosimeters and new ICRU operational quantities: Response of existing dosimeters and modification options. **Radiation Measurements**, v. 139, p. 106482, 2020a.

HOEDLMOSER, H. et al. A BeOSL finger ring dosimeter. **Radiation Measurements**, v. 131, n. July 2019, 2020b.

KNEŽEVIĆ, Ž. et al. Photon dosimetry methods outside the target volume in radiation therapy: Optically stimulated luminescence (OSL), thermoluminescence (TL) and radiophotoluminescence (RPL) dosimetry. **Radiation measurements**, v. 57, p. 9-18, 2013.

KOUKORAVA, C. et al. Doses to operators during interventional radiology procedures: focus on eye lens and extremity dosimetry. **Radiation protection dosimetry**, v. 144, n. 1-4, p. 482-486, 2011.

KRIM, S. et al. Extremity doses of medical staff involved in interventional radiology and cardiology: correlations and annual doses (hands and legs). **Radiation measurements**, v. 46, n. 11, p. 1223-1227, 2011.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. **ICRP Publication 85**. Annals of the ICRP, v. 30, n. 2, p. 7-7, 2000.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the international Commission on Radiological Protection. **ICRP Publication 103**; Ann. ICRP, 37:1-332, 2007.

ICRP, International Commission on Radiological Protection, Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. **ICRP Publication 118**. Ann. ICRP 41 (1/2), 2012.

IEC. International Electrotechnical Commission. **Radiation protection instrumentation – Passive integrating dosimetry systems for personal and environmental monitoring of photon and beta radiation**. IEC 62387, 2012.

IEC. International Electrotechnical Commission. **Radiation protection instrumentation – Dosimetry Systems with Integrating Passive Detectors for Individual, Workplace and Environmental Monitoring of Photon and Beta Radiation**. IEC 62387, 2020.

ISLAM, M. et al. Measurement of extremity doses of nuclear energy worker by using ring dosimeter. **Radiation protection dosimetry**, v. 188, n. 3, p. 271-275, 2019.

IZEWSKA, J; RAJAN, G. Radiation dosimeters. **Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students**, p. 71-99, 2005.

KOPEĆ, R. et al. How do hospital sterilisation procedures affect the response of personal extremity rings and of eye lens TL dosimeters?. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 170, n. 1-4, p. 302-306, 2016.

Li, W., Fang, L., & Li, J.. Exposure doses to technologists working in 7 PET/CT departments. **Dose-Response**, v. 18, n. 3, p. 1559325820938288, 2020.

MAURICIO, C. L. et al. Análise dos registros de dose ocupacional externa no Brasil. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 3, n. 1A, 2015.

GARZÓN, W. J. **Estimativa da dose no paciente e na equipe médica em procedimentos de quimioembolização hepática**. Dissertação (Mestrado em Tecnologias Energéticas e Nucleares). Universidade Federal de Pernambuco, 2016.

MALTHEZ, A. L. M. **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)**. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica). Universidade Estadual de Campinas, 2015.

MOOR, D. M. et al. Performance of the Harshaw DXT-RAD (TLD-100) dosimeter. **Radiation measurements**, v. 43, n. 2-6, p. 533-537, 2008.

NASCIMENTO, N. C. E. **Dosimetria de extremidades para campos de radiação mistos beta-fóton**. Dissertação (Mestrado em Tecnologias Energéticas e Nucleares). Universidade Federal de Pernambuco. 2011.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. **Física das Radiações**. Oficina de textos. 2014.

OLIVEIRA, E. L. B. **Avaliação do dosímetro RADOS para monitoração individual de extremidade em Hp (0,07)**. Dissertação (Mestrado em Tecnologias Energéticas e Nucleares). Universidade Federal de Pernambuco. 2017.

OTTO, Thomas. Response of photon dosimeters and survey instruments to new operational quantities proposed by ICRU RC26. **Journal of Instrumentation**, v. 14, n. 01, p. P01010, 2019.

PARK, II Woo. et al. Radiation exposure to the urology surgeon during retrograde intrarenal surgery. **Plos one**, v. 16, n. 3, p. e0247833, 2021.

PRADHAN, A. S. et al. Recent developments of optically stimulated luminescence materials and techniques for radiation dosimetry and clinical applications. **Journal of Medical Physics**, v. 33, n. 3, p. 85–99, 2008.

PINTO, T. C. N. O.me **Metodologia dosimétrica para extremidades em indivíduos ocupacionalmente expostos à radiação beta por meio da técnica de luminescência opticamente estimulada**. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear). Universidade de São Paulo, 2010.

SCHUCH, F.F; NICOLUCCI, P. **Avaliação da Influência de Dosímetros OSL na dose na Pele em Radioterapia: Estudo por simulação Monte Carlo**. Revista Brasileira de Física Médica. p. 2-5, 2017.

SOMMER, M.; HENNIGER, J. Investigation of a BeO-based optically stimulated luminescence dosimeter. **Radiation protection dosimetry**, v. 119, n. 1-4, p. 394-397, 2006.

SOMMER, M. et al. New aspects of a BeO-based optically stimulated luminescence dosimeter. **Radiation Measurements**, v. 42, n. 4-5, p. 617-620, 2007.

SOMMER, M. et al. Beryllium oxide as optically stimulated luminescence dosimeter. **Radiation Measurements**, v. 43, n. 2-6, p. 353-356, 2008.

STADTMANN, H. et al. EURADOS intercomparisons for individual monitoring services: Results of the 2015 extremity dosimeter intercomparison for photon and beta radiations. **Radiation Measurements**, v. 106, p. 285–289, 2017.

VANHAVERE, F. et al. The use of extremity dosimeters in a hospital environment. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 118, n. 2, p. 190–195, 2006.

VANHAVERE, F. et al. An overview on extremity dosimetry in medical applications. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 129, n. 1–3, p. 350–355, 2008.

VANHAVERE, F. et al. International Workshop on Optimization of Radiation Protection of Medical Staff, ORAMED. Editorial: **Radiation Measurements**, vol. 46, issue 11, pp. 1195-1196, 2011.

WRZESIEN, M; ALBINIAK, Ł. Hand exposure of workers in 18F-FDG production centre. **Journal of Radiological Protection**, v. 36, n. 4, p. N67, 2016.

YUKIHARA, E. G.; MCKEEVER, S. WS. **Optically stimulated luminescence: fundamentals and applications**. John Wiley & Sons, 2011.

APÊNDICE A – DOSIMETRIA POR LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA

A luminescência é definida como um fenômeno caracterizado pela emissão de luz de um material previamente irradiado, em resposta a algum estímulo externo, como calor, luminoso, excitação mecânica, por reações químicas, radiação eletromagnética ou radiação ionizante. A emissão luminescente pode ser classificada de acordo com o tempo de excitação, podendo ser fluorescência, quando a emissão ocorre em tempos inferiores a 10^{-8} s ou fosforescência, quando a emissão acontece com um tempo superior a 10^{-8} s (CHEN; MCKEEVER, 1997).

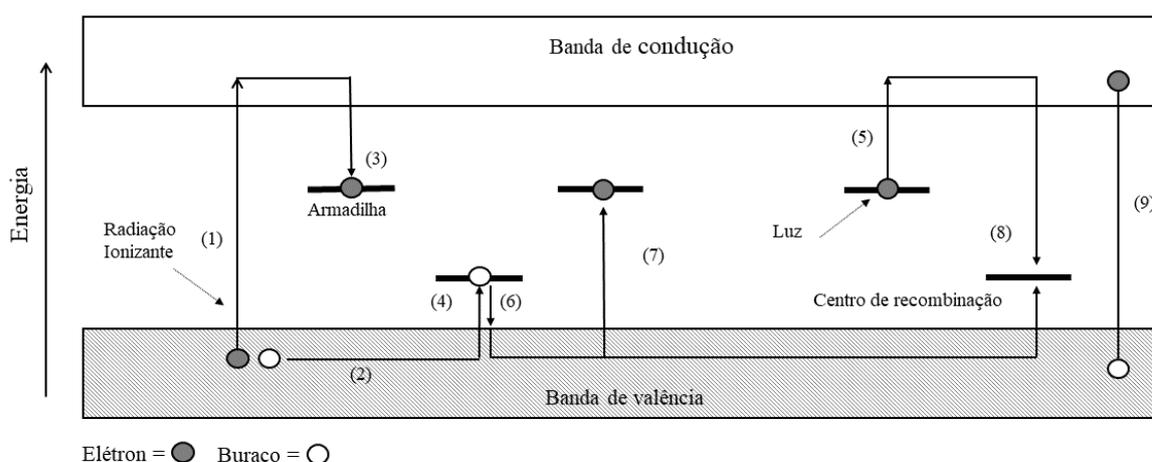
A Luminescência Opticamente Estimulada (OSL) ou *Optically Stimulated Luminescence* é um processo no qual um material isolante ou semicondutor previamente irradiado quando submetido a uma estimulação óptica apropriada, emite um sinal luminoso proporcional à dose absorvida (BØTTER-JENSEN et al., 2003). É importante destacar que a emissão OSL não deve ser confundida com o fenômeno relacionado à fotoluminescência que embora possa ser originado de matérias semelhantes não depende de material previamente irradiado para ocorrer. Deste modo, a fotoluminescência é caracterizada pela excitação do elétron em um defeito do cristal por meio da absorção de luz para um estado excitado dentro do próprio material, no momento de retorno do elétron ao estado fundamental há emissão de luz (GUIDELLI, 2015).

Para a melhor compreensão do fenômeno da luminescência opticamente estimulada se faz necessário explicar o modelo de bandas de energias para níveis de energia dos elétrons em sólidos cristalinos. De acordo com esse modelo, a estrutura cristalina possui três regiões bem definidas, conhecidas como: banda de valência, que representa a faixa de energia no qual os elétrons estão presos aos átomos da rede cristalina, ou seja, não possuindo energia suficiente para se difundir pela estrutura; a banda de condução, que corresponde a faixa em que os elétrons possuem energia suficiente para se moverem pelo cristal; e a região proibida ou *gap*, localizada entre as bandas de valência e condução, que corresponde região de estados energéticos não permitidos aos elétrons. A presença de impurezas e defeitos na estrutura cristalina criam níveis de energia, dentro da banda proibida, chamados de níveis metaestáveis ou armadilhas nos quais os elétrons são aprisionados, impedindo sua transição entre os níveis (YUKIHARA; MCKEEVER, 2011).

Figura A1 demonstra o esquema de modelos de banda e suas transições eletrônicas. Quando o cristal é exposto à radiação ionizante, a energia cedida a ele permite que os elétrons

da banda de valência sejam deslocados para a banda de condução (transição 1). Como consequência dessa saída do elétron da banda de valência, produz-se buracos, que assim como o elétron na banda de condução, pode se mover na banda de valência (transição 2). Tanto os elétrons na banda de condução quanto os buracos na banda de valência são livres para moverem-se, independentes um do outro, pelo cristal até encontrarem os centros de defeitos, onde podem ser aprisionados, conforme é observado nas transições (3) para elétrons e (4) para buracos.

Figura A 1 - Esquema representativo do modelo de bandas de energia



(1) e (2) ionização; (3) e (4) aprisionamento de elétron e buraco, respectivamente; (5) e (6) liberação de elétron e buraco, respectivamente; (7) e (8) recombinação indireta e (9) recombinação direta.

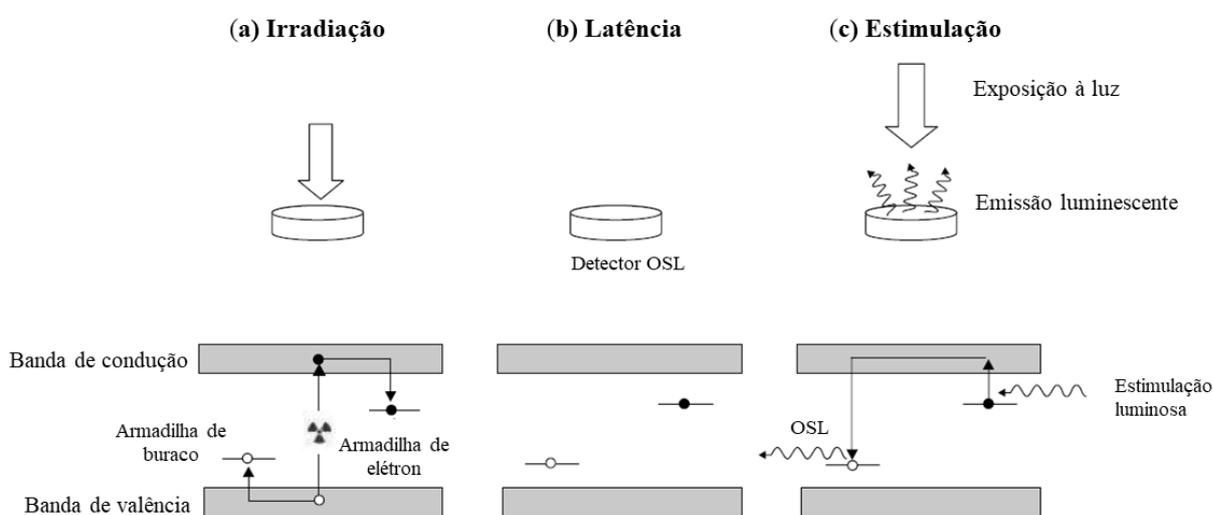
Fonte: Adaptado de McKEEVER (1985); ASFORA (2014).

Os elétrons e buracos permanecem armadilhados até que uma energia proveniente de uma excitação térmica ou óptica seja capaz de liberá-los de suas armadilhas (5), tornando-os livres novamente, até serem capturados pelos centros de recombinação (transições 7 e 8). A transição 9 representa a recombinação direta dos elétrons livres, considerado um processo menos provável de acontecer. Se os mecanismos de recombinação forem acompanhados de emissão de luz, então temos como resultado a luminescência. A energia absorvida pelo cristal na irradiação corresponde a quantidade de elétrons armadilhados. Portanto, a intensidade de luz emitida é proporcional ao número de elétrons armadilhados e, conseqüentemente, à dose acumulada no cristal.

Quando a excitação é de natureza térmica, este processo é denominado de luminescência termicamente estimulada ou termoluminescência (TL), enquanto que quando a excitação é através da luz, é denominada de luminescência opticamente estimulada (OSL).

O processo OSL de um dosímetro é dividido em diferentes estágios, demonstrado na Figura A2, (a) representa a exposição do cristal à radiação ionizante, criando elétrons e buracos livres; (b) o período de latência que consiste na concentração dos elétrons e lacunas no estado metaestável, e (c) estimulação luminosa, quando os elétrons e buracos são liberados das armadilhas, permitindo-os serem capturados pelos centros de recombinação, ocorrendo a emissão de luz. As transições observadas na Figura A2 (a) são as mesmas transições (1), (2), (3) e (4) apresentadas na Figura A1.

Figura A 2 - Ilustração das etapas do processo OSL.



Fonte Adaptado de YUKIHARA e McKEEVE (2011).

A probabilidade p , por sua vez, corresponde ao produto da secção transversal de fotoionização do elétron (σ) pelo fluxo de fótons (φ) incidente ao interagir com um determinado defeito, como se pode observar na Equação 1 (YUKIHARA; MCKEEVER, 2008).

$$p = \sigma\varphi \quad (1)$$

Onde a secção transversal de fotoionização (σ), corresponde ao comprimento de onda do feixe luminoso de estimulação e o fluxo de fótons (φ) está associado a potência do feixe de luz.

A intensidade OSL decai exponencialmente durante a estimulação, pois à medida que o cristal é estimulado o número de elétrons armadilhados diminui. Tendo em consideração que n é a concentração de elétrons e p é a probabilidade por unidade de tempo para o elétron preso escapar para a banda de condução durante a estimulação óptica e assumindo que não há possibilidade de rearmadilhamento temos que:

$$\frac{dn}{dt} = -np \quad (2)$$

A solução desta equação mostra que a concentração de elétrons aprisionados decai exponencialmente com o tempo de estimulação:

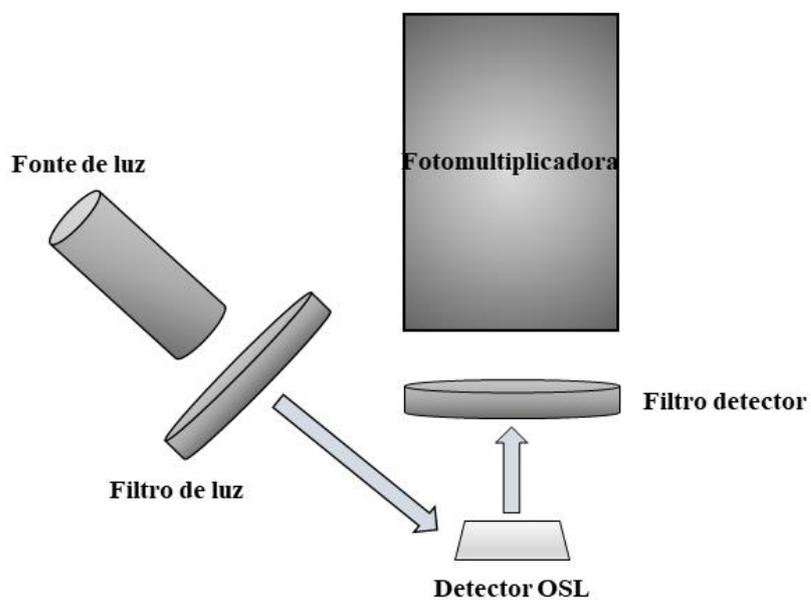
$$n(t) = n_0 e^{-pt} \quad (3)$$

Onde $n_0 = n(0)$ é a concentração inicial de cargas aprisionadas. Supondo que todos elétrons estimulados se recombinam imediatamente, a intensidade da luz emitida é proporcional à taxa de elétrons escapando dos centros de aprisionamento por unidade de tempo, é vista na Equação 4:

$$I_{LOE}(t) \left| \frac{dn}{dt} \right| = n_0 e^{-pt} \quad (4)$$

Sistema básico de uma leitora OSL é composta por uma fotomultiplicadora, filtros ópticos, lentes focais e um sistema de estimulação luminoso. O seu princípio de funcionamento consiste na estimulação do dosímetro por uma fonte de luz (lasers, LEDs ou lâmpadas incandescentes, associados a filtros ópticos de emissão) que a partir de um filtro de estimulação seleciona o comprimento de onda da fonte de luz, estimulando o detector. A luz emitida pelo cristal durante a estimulação passa por um conjunto de filtros de detecção, localizados entre o detector e a fotomultiplicadora (*photomultiplier* – PMT) com o intuito de evitar que a luz de estimulação alcance o PMT. Assim, a emissão do sinal OSL que atravessa o filtro de detecção atinge a PMT, que converte os fótons incidente de luz em corrente elétrica. Um sistema eletrônico irá quantificar o sinal elétrico do PMT e registrar o sinal OSL, conforme é mostrado na Figura A3 (YUKIHARA; MCKEEVER, 2011).

Figura A 3 - Esquema representativo do sistema de leitura OSL.



Fonte: Adaptado de Yukihiro e McKeever (2008).

ANEXO A – INFORMAÇÕES TÉCNICAS DA RESINA *BLACK*

SECÇÃO 9: Propriedades físico-químicas

9.1 Informações sobre propriedades físicas e químicas

Aspetto	Líquido preto
Odor	Acrilato característico
Limite Odorífero	Não determinado ou não disponível.
pH	Não determinado ou não disponível.
Ponto de fusão/ponto de solidificação	Não determinado ou não disponível.
Ponto inicial de ebulição e intervalo de ebulição	> 100°C
Ponto de inflamação (copo fechado)	> 93,5°C
Taxa de evaporação	Não determinado ou não disponível.
Inflamabilidade (sólido, gás)	Não inflamável
Superior de inflamabilidade/limite de explosão	Não determinado ou não disponível.
Inferior de inflamabilidade/limite de explosão	Não determinado ou não disponível.
Pressão de vapor	Não determinado ou não disponível.
Densidade de vapor	Não determinado ou não disponível.
Densidade	1.09 g/cm ³ @ 25°C
Densidade relativa	Não determinado ou não disponível.
Solubilidades	Não determinado ou não disponível.
Coefficiente de partição (n-octanol/água)	Não determinado ou não disponível.
Temperatura de autoignição	Não determinado ou não disponível.
Temperatura de decomposição	Não determinado ou não disponível.
Viscosidade dinâmica	980 cps @ 25°C
Viscosidade cinemática	Não determinado ou não disponível.
Propriedades explosivas	Não determinado ou não disponível.
Propriedades oxidantes	Não determinado ou não disponível.

ANEXO B – INFORMAÇÕES TÉCNICAS DA RESINA *FLEXIBLE*

SECÇÃO 9: Propriedades físico-químicas

9.1 Informações sobre propriedades físicas e químicas

Aspetto	Líquido cinzento
Odor	Acrilato característico
Limite Odorífero	Não determinado ou não disponível.
pH	Não determinado ou não disponível.
Ponto de fusão/ponto de solidificação	Não determinado ou não disponível.
Ponto inicial de ebulição e intervalo de ebulição	> 100°C
Ponto de inflamação (copo fechado)	> 93,5°C
Taxa de evaporação	Não determinado ou não disponível.
Inflamabilidade (sólido, gás)	Não inflamável
Superior de inflamabilidade/limite de explosão	Não determinado ou não disponível.
Inferior de inflamabilidade/limite de explosão	Não determinado ou não disponível.
Pressão de vapor	Não determinado ou não disponível.
Densidade de vapor	Não determinado ou não disponível.
Densidade	1.08 g/cm ³
Densidade relativa	Não determinado ou não disponível.
Solubilidades	Não determinado ou não disponível.
Coefficiente de partição (n-octanol/água)	Não determinado ou não disponível.
Temperatura de autoignição	Não determinado ou não disponível.
Temperatura de decomposição	Não determinado ou não disponível.
Viscosidade dinâmica	Não determinado ou não disponível.
Viscosidade cinemática	1440 cps @ 35°C
Propriedades explosivas	Não determinado ou não disponível.
Propriedades oxidantes	Não determinado ou não disponível.