



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

WLADEMIR CARVALHO VASCONCELOS FILHO

**DESENVOLVIMENTO DE UM PORTA-DOSÍMETRO OSL PARA MONITORAÇÃO
DE DOSE EM CRISTALINO**

Recife
2023

WLADEMIR CARVALHO VASCONCELOS FILHO

**DESENVOLVIMENTO DE UM PORTA-DOSÍMETRO OSL PARA MONITORAÇÃO
DE DOSE EM CRISTALINO**

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

Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Orientador: Prof. Dr. Vinicius Saito Monteiro de Barros

Recife

2023

Catálogo na fonte:
Bibliotecário Carlos Moura, CRB-4/1502

V331d Vasconcelos Filho, Wladimir Carvalho.
Desenvolvimento de um porta-dosímetro OSL para monitoração de dose em cristalino. / Wladimir Carvalho Vasconcelos Filho. – 2023.
80 f.: il.

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, 2023.
Inclui referências, apêndice e anexo.

1. Engenharia nuclear. 2. Porta-dosímetro. 3. Impressão 3D. 4. Cristalino. 5. Phantom de cabeça. 6. Posicionamento. I. Barros, Vinicius Saito Monteiro de (orientador). II. Título.

621.48 CDD (22. ed.)

UFPE
BCTG/2023-198

WLADEMIR CARVALHO VASCONCELOS FILHO

**DESENVOLVIMENTO DE UM PORTA-DOSÍMETRO OSL PARA MONITORAÇÃO
DE DOSE EM CRISTALINO**

Dissertação Apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociência - CTG, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Tecnologias Energéticas e Nucleares. Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Aprovado em: 29/06/2023

BANCA EXAMINADORA

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

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

Prof. Dr. Marcos Ely Almeida Andrade (Examinador Externo)
Universidade de Pernambuco - UPE

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus, porque sem Ele nada disso tem sentido, só por Ele e para Ele são todas as coisas, e por meio dEle é que pude concluir esse trabalho. A Ti, Senhor toda hora e toda glória.

Aos meus pais, Gil e Wlademir e a minha irmã Andressa, que me incentivaram e me incentivam a nunca desistir dos meus sonhos e metas, pela compreensão e pelo amor, que sempre tiveram comigo.

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 e amigo Dr. Charles Nilton, pelas valiosas contribuições dadas durante todo o processo.

Aos amigos Arícia, Bois, Bruno, Day, Ivysson, Jaaziel, Lene, Lilian, Lucas, Maria Thalita, Maryana e Vitória por todo apoio e pela ajuda na realização deste trabalho. Obrigado pelos momentos de descontração na sala dos alunos.

A grande amiga Gabriela, por toda ajuda nas irradiações e organização dos dados. Obrigado por todas as conversas, pelos incentivos para eu não desistir e por ser essa pessoa tão amigável e doce.

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.

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

Nas últimas décadas, cresceu a preocupação com a exposição do cristalino à radiação ionizante após estudos epidemiológicos que indicaram risco de catarata em doses inferiores aos limites estabelecidos pela *International Commission on Radiological Protection* (ICRP). Para proteção contra a radiação, foram reduzidos os limites de dose absorvida e exposição ocupacional, tornando-se importante a monitorização individual. Em 2019, foi introduzido o ezClip, um novo dosímetro opticamente estimulado para cristalino que utiliza BeO como cristal dosimétrico. Ele pode ser utilizado tanto para extremidades, Hp(0,07), como para cristalino, Hp(3), dependendo do ezCase utilizado, fator de calibração e coeficientes de correção de energia. Para dosimetria de lentes oculares a caixa do detector padrão tem espessura simétrica de material de 1,5 mm tanto para a bandeja quanto para o invólucro frontal. Esse detector padrão é encaixado em óculos de proteção radiológica. Um problema causado por esse arranjo é que o dosímetro fica em torno de 10 mm de distância da pele diminuindo a possibilidade de retroespalhamento em função da pele, com isso, aumentando a incerteza da medição. Esse é um exemplo dos muitos posicionamentos que existem comercialmente para dosimetria de cristalino, não há consenso sobre a posição ideal do dosímetro em relação ao cristalino: acima do olho, na testa ou na lateral da cabeça. Um dosímetro posicionado sobre o olho pode subestimar a dose na lente em até 45%. Com o objetivo de desenvolver um porta-dosímetro que respeite a geometria ocular e possua o melhor posicionamento possível na cabeça em relação ao cristalino, foi utilizado o BeO para criar um novo porta-dosímetro denominado EyeBand. Foi desenvolvido um *phantom* de cabeça com olhos impressos em 3D para estudar o efeito do posicionamento dos dosímetros em comparação com um elemento detector na posição do cristalino. Os resultados mostraram que as respostas do BeOSL ELD e do protótipo EyeBand são muito semelhantes em toda a faixa energética analisada no *Phantom* de PMMA da norma. A curva do EyeBand apresentou uma diferença média de -7,8% a 0° e -8,4% a 60° na faixa energética de 24 a 164 keV e o BeOSL ELD um desvio médio de -9,8% a 0° e -12,0% a 60°, esses, comparados ao valor desejado de 1. Apesar dos porta-dosímetros estarem dentro da norma, esse resultado demonstrou que o EyeBand está mais próximo do valor real da dose no cristalino. A avaliação experimental da dependência energética e angular demonstrou que o EyeBand atende aos requisitos da norma internacional e apresenta variação máxima da resposta relativa em Hp(3) de $\pm 20\%$ para fótons na faixa energética de 24 a 662 keV e ângulo de incidência entre 0° e $\pm 60^\circ$. Em relação ao posicionamento, o EyeBand Central obteve uma variação absoluta de 3,74% em todas as comparações de ângulo e posicionamento desempenhadas nesse trabalho em relação aos dosímetros localizados nos olhos na faixa energética de 24 a 164 keV. Portanto, o EyeBand Central é considerado adequado para a monitorização individual do cristalino e possui o melhor posicionamento, possibilitando uma melhor monitorização dos indivíduos ocupacionalmente expostos (IOEs) e com isso uma melhor prevenção dos danos da radiação aos IOEs.

Palavras-chave: porta-dosímetro; impressão 3d; cristalino; *phantom* de cabeça; posicionamento.

ABSTRACT

In the last decades, concern has grown regarding the crystalline lens exposure to ionizing radiation following epidemiological studies that indicated cataract risk at doses lower than the limits established by the International Commission on Radiological Protection (ICRP). To safeguard against radiation, absorbed dose limits and occupational exposure have been reduced, highlighting the importance of individual monitoring. In 2019, the ezClip was introduced as a new optically stimulated dosimeter for the crystalline lens, utilizing BeO as the dosimetric crystal. It can be used for both extremities, Hp(0.07), and the crystalline lens, Hp(3), depending on the utilized ezCase, calibration factor, and energy correction coefficients. For ocular lens dosimetry, the standard detector box features a symmetrical 1.5 mm thickness of material for both the tray and the front casing. This standard detector fits into radiological protective eyewear. An issue stemming from this arrangement is that the dosimeter is situated around 10 mm away from the skin, reducing the potential for backscatter due to the skin and consequently increasing measurement uncertainty. This is just one example of the many commercially available positions for crystalline lens dosimetry; there is no consensus on the optimal dosimeter placement concerning the crystalline lens – above the eye, on the forehead, or on the side of the head. A dosimeter positioned above the eye can underestimate lens dose by up to 45%. With the goal of developing a dosimeter holder that adheres to ocular geometry and achieves the best possible placement on the head with respect to the crystalline lens, BeO was employed to create a novel dosimeter holder named EyeBand. A 3D-printed head phantom with eyes was developed to study the effect of dosimeter placement in comparison to a detector element situated at the crystalline lens position. Results demonstrated that the responses of the BeOSL ELD (Optically Stimulated Luminescence using BeO) and the EyeBand prototype are highly similar across the analyzed energy range in the PMMA Phantom according to standards. The EyeBand curve exhibited an average difference of -7.8% at 0° and -8.4% at 60° within the energy range of 24 to 164 keV, whereas the BeOSL ELD showed an average deviation of -9.8% at 0° and -12.0% at 60°, in comparison to the desired value of 1. Despite the dosimeter holders conforming to the standards, this outcome showcased that the EyeBand aligns more closely with the true crystalline lens dose. Experimental evaluation of energy and angular dependence demonstrated that the EyeBand meets international standards and presents a maximum relative response variation within $\pm 20\%$ for photons in the energy range of 24 to 662 keV and an incident angle between 0° and $\pm 60^\circ$. Concerning placement, the EyeBand Central exhibited an absolute variation of 3.74% across all angle and placement comparisons performed in this study, relative to dosimeters located on the eyes within the energy range of 24 to 164 keV. Hence, the EyeBand Central is deemed suitable for individual crystalline lens monitoring and boasts optimal positioning, enabling enhanced monitoring of occupationally exposed individuals (OEs) and, consequently, better radiation damage prevention for OEs.

Keywords: dosimeter holder; 3D printing; crystalline lens; head phantom; positioning.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Corte sagital do olho humano.....	16
Figura 2 - Seção transversal do cristalino	17
Figura 3 - Modelo de referência utilizado por BEHRENS et al. (2009) para criação do modelo em 3D	18
Figura 4 - Modelo Tridimensional do Olho Humano.....	19
Figura 5 - Razão entre os coeficientes de absorção mássicos de detectores utilizados em dosimetria e o coeficiente de absorção mássico do tecido biológico	25
Figura 6 - Phantom cilíndrico experimental.....	27
Figura 7 - Esboço do Protótipo do Dosímetro EYE-D TM	28
Figura 8 - Dosímetro EYE-D TM	29
Figura 9 - Resposta relativa para os diferentes tipos de dosímetros.....	31
Figura 10 - Dosímetro BeOSL ezClip	32
Figura 11 - Óculos de proteção radiológica ezCase com o ezClip.....	32
Figura 12 - Porta dosímetro do DosímetroG4	33
Figura 13 - Resposta Relativa da Dependência Energética do DosímetroG4 e EYE-D TM	33
Figura 14 - Dosímetro iBe utilizando o ezClip	34
Figura 15 - Dependência de energia e angular do ezClip normalizado para Cs ¹³⁷ e as versões do iBe.....	35
Figura 16 - Linearidade do BeO	38
Figura 17 - Conjunto do porta-dosímetro Tiara	41
Figura 18 - (a) Impressora 3D Desktop <i>Form2</i> , (b) Câmara UV <i>FormCure</i>	42
Figura 19 - Interface do <i>software</i> de preparação de impressão <i>PreForm</i>	43
Figura 20 - Porta-dosímetro da Tiara	44
Figura 21 - Arranjo de irradiação do novo porta-dosímetro impresso em 3D e dosímetro padrão BeOSL ELD da Dosimetric sobre o <i>phantom</i> cilíndrico ICRU.	46
Figura 22 - Crânio real sendo envolvido por cera 7	48
Figura 23 - Suporte do Crânio	48
Figura 24 - a - Modelo de olho de Behrens; b - Posicionamento do cristal dosimétrico.	49
Figura 25 - Protótipo do olho com suporte para cristal dosimétrico	50
Figura 26 - Olho impresso em 3D com o cristal dosimétrico ezClip ao lado	50
Figura 27 - Arranjo do novo <i>phantom</i> de cabeça com o novo porta-dosímetro ocular e.o EyeBand.....	51

Figura 28 - Posicionamento dos dosímetros.....	52
Figura 29 - Dosímetro comercial BeOSL ELD. Da parte superior para inferior e da esquerda para a direita: gabinete frontal ELD, bandeja do detector, bandeja com ezClip dentro	52
Figura 30 - Porta-dosímetro de leitura, conhecido como EzCase	53
Figura 31 - Dosímetro EyeBand impresso com a técnica SLA.....	54
Figura 32 - Teste de Transmitância 1	56
Figura 33 - Teste de Transmitância 2	56
Figura 34 - Resposta Relativa a $H_p(3)$ da Dependência Energética do EyeBand e do BeOSL ELD sem $f_{E,A}$	57
Figura 35 - Resposta Relativa a $H_p(3)$ da Dependência Energética do EyeBand e do BeOSL ELD com $f_{E,A}$	58
Figura 36 - Resposta Relativa a $H_p(3)$ da Dependência Energética sob ângulo do EyeBand e do BeOSL ELD com $f_{E,A}$	59
Figura 37 - Comparação das respostas dos dosímetros do lado direito do <i>phantom</i> de cabeça a uma incidência de radiação a 0°	60
Figura 38 - Comparação das respostas dos dosímetros do centro do <i>phantom</i> de cabeça a uma incidência de radiação a 0°	61
Figura 39 - Comparação das respostas dos dosímetros do lado esquerdo do <i>phantom</i> de cabeça a uma incidência de radiação a 0°	62
Figura 40 - Comparação das respostas dos dosímetros do lado direito do <i>phantom</i> de cabeça a uma incidência de radiação a $+30^\circ$	63
Figura 41 - Comparação das respostas dos dosímetros do centro do <i>phantom</i> de cabeça a uma incidência de radiação a $+30^\circ$	63
Figura 42 - Comparação das respostas dos dosímetros do lado esquerdo do <i>phantom</i> de cabeça a uma incidência de radiação a $+30^\circ$	64
Figura 43 - Comparação das respostas dos dosímetros do lado direito do <i>phantom</i> de cabeça a uma incidência de radiação a $+60^\circ$	65
Figura 44 - Comparação das respostas dos dosímetros do centro do <i>phantom</i> de cabeça a uma incidência de radiação a $+60^\circ$	65
Figura 45 - Comparação das respostas dos dosímetros do lado esquerdo do <i>phantom</i> de cabeça a uma incidência de radiação a $+60^\circ$	66
Figura 46 - Comparação das respostas dos dosímetros do lado direito do <i>phantom</i> de cabeça a uma incidência de radiação a $+90^\circ$	67

Figura 47 - Comparação das respostas dos dosímetros do centro do <i>phantom</i> de cabeça a uma incidência de radiação a $+90^\circ$	67
Figura 48 - Comparação das respostas dos dosímetros do lado esquerdo do <i>phantom</i> de cabeça a uma incidência de radiação a $+90^\circ$	68

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Composição e densidade das substâncias usadas no modelo computacional de BEHRENS et al. (2009).....	19
Tabela 2 - Limite de dose anuais	22
Tabela 3 - Tipos de dosímetros investigados no estudo de Behrens et al. (2016).	30
Tabela 4 - Qualidades de radiação do Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes LMRI-DEN/UFPE segundo a norma ISO 4037 - 1 (1996) para equipamentos de raios X.	45
Tabela 5 - Requisitos de desempenho para dosímetros avaliados em Hp(3).....	47
Tabela 6 - Reprodutibilidade da impressão 3D da parede frontal do dosímetro	55
Tabela 7 - Reprodutibilidade da impressão 3D do diâmetro da cúpula frontal do dosímetro...	55
Tabela 8 - Variação absoluta entre o mínimo e o máximo das diferenças médias entre os porta-dosímetros e os olhos	69

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CASEC	Comitê de Avaliação dos Laboratórios de Ensaios e Calibração
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
DEN	Departamento de Energia Nuclear
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units & Measurements</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
IOE	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
LMRI	Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes
LOE	Luminescência Opticamente Estimulada
LPR	Laboratório de Proteção Radiologia
OSL	<i>Optically Stimulated Luminescence</i>
ORAMED	<i>Optimization of Radiation Protection for Medical Staff</i>
PMMA	Polimetilmetacrilato
SLA	<i>Stereolithography</i>
STL	<i>Standard Template Library</i>
TL	<i>Thermoluminescence</i>
TLD	<i>Thermoluminescent Dosimeter</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	16
2.1	A ANATOMIA E A RADIOSSENSIBILIDADE OCULAR.....	16
2.2	MODELO DE REFERÊNCIA DO OLHO HUMANO	18
2.3	GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS	20
2.4	REQUISITOS GERAIS DE UM DOSÍMETRO	22
2.4.1	Dependência Energética e Angular.....	23
2.5	SISTEMAS ATUAIS PARA MONITORAÇÃO DO CRISTALINO.....	26
2.6	POSICIONAMENTO DE DOSÍMETROS PARA CRISTALINO	36
2.7	ÓXIDO DE BERÍLIO	37
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	40
3.1	MODELAGEM DO PORTA-DOSÍMETRO E TESTES DE ACEITAÇÃO	40
3.1.1	Testes de Aceitação da Impressão 3D.....	43
3.1.1.1	Teste de Reprodutibilidade.....	43
3.1.1.2	Teste de Transmitância e Absorbância de luz	44
3.1.2	Dependência Energética e Angular.....	44
3.2	ESTUDO DA GEOMETRIA DE MEDIÇÃO	48
3.2.1	Análise da Influência do Posicionamento nas Respostas dos Dosímetros.....	51
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	54
4.1	MODELAGEM DO PORTA-DOSÍMETRO E TESTES DE ACEITAÇÃO	54
4.1.1	Testes de Aceitação da Impressão 3D.....	54
4.1.1.1	Teste de Reprodutibilidade.....	54
4.1.1.2	Teste de Transmitância e Absorbância de luz	56
4.1.2	Dependência Energética e Angular.....	57
4.2	ESTUDO DA GEOMETRIA DE MEDIÇÃO	60
4.2.1	Análise da Influência do Posicionamento nas Respostas dos Dosímetros.....	60
5	CONCLUSÃO.....	70
	REFERÊNCIAS.....	71
	APÊNDICE A - Dosimetria Por Luminescência Opticamente Estimulada	75
	ANEXO A – Informação Técnicas Da Resina Black	80

1 INTRODUÇÃO

O uso das radiações ionizantes possui larga aplicação nas áreas médicas, industriais e na agricultura. Embora os benefícios possam ser consideráveis, seu uso implica em riscos para a saúde dos Indivíduos Ocupacionalmente Expostos (IOEs). Para minimizar estes riscos, limites de dose foram estabelecidos pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP - do inglês *International Commission on Radiological Protection*). Em particular, estudos mostram que em procedimentos intervencionistas a exposição à radiação ionizante é frequente e tais limites podem ser facilmente atingidos sem a observância criteriosa dos princípios da proteção radiológica, causando assim o aumento dos casos de opacificação das lentes oculares. (VANO et al., 2016; GARZÓN et al., 2016; STRUELENS et al., 2018; BETTI et al., 2019).

Descrita por Rohrschneider em 1929 (apud CHARLES; BROWN, 1975), que estabeleceu a radiosensibilidade em ordem decrescente para o cristalino, córnea, úvea e retina, a opacificação do cristalino é o principal efeito da radiação no tecido, podendo impedir a visão (catarata).

Estudos epidemiológicos sobre o aumento da ocorrência de catarata nos profissionais da radiologia tem sido realizados, como nesse estudo de Vano (2010), onde 58 Cardiologistas foram analisados e 38% deles obtiveram com o tempo a opacificação da lente, assim como também 58 enfermeiros e técnicos foram analisados e desses, 21% tiveram a opacificação da lente, isso para um risco de 3,2 para os cardiologistas e 1,7 para os enfermeiros, risco comparado a um grupo de controle de 93 indivíduos não expostos a radiação. A partir desses estudos, em 2011 a ICRP reduziu o limiar presumido para reações teciduais na lente dos olhos de 5,0 Gy para 0,5 Gy. Consequentemente, o limite de dose ocupacional anual também foi reduzido de 150 mSv para 20 mSv por ano (ICRP, 2012) o qual é hoje adotado nas normas nacionais (CNEN NN 3.01, 2014). Contudo a monitoração para cristalino ainda não é uma realidade massiva no Brasil por não ter uma obrigatoriedade regulatória.

Inicialmente os métodos para monitoração de cristalino utilizavam dosímetros adaptados para extremidade. Entretanto, diferenças maiores que 5000% foram observadas para radiações betas de baixa energia (BEHRENS et al., 2009).

O primeiro sistema dosimétrico dedicado a dosimetria do cristalino, o dosímetro EYE-DTM, na grandeza apropriada que é definida pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas das Radiações (ICRU – do inglês *International Commission on Radiation Units and*

Measurements), foi desenvolvido em 2011 (BILSKI et al., 2011). Esse dosímetro possui uma cúpula esférica de poliamida com 3,0 mm de espessura posicionada na frente de um único cristal dosimétrico de Fluoreto de Lítio dopado com Manganês, Cobre e Fósforo (LiF: Mg, Cu, P (MCP-N)) ou Fluoreto de Lítio dopado com Manganês e Titânio (LiF: Mg, Ti (TLD-100)). O porta-dosímetro foi projetado para ser fixado sobre a cabeça do IOE usando uma tira elástica e é posicionado ao lado do olho mais exposto.

Em 2019, um novo dosímetro para cristalino opticamente estimulado, denominado de ezClip, que utiliza Oxido de Berílio (BeO) como cristal dosimétrico, foi inserido e tornou-se comercialmente disponível (Dosimetrics GmBb). Uma das vantagens do BeO é o seu número atômico efetivo ($Z_{eff} \sim 7,2$), próximo ao tecido humano ($Z_{eff} \sim 7,35$) em comparação com outros materiais dosimétricos usados atualmente como, por exemplo, LiF: Mg, Ti ($Z_{eff} \sim 8,14$) e Óxido de Alumínio dopado com Carbono ($Al_2O_3:C$ ($Z_{eff} \sim 11,3$)). (HOEDLMOSER et al., 2019). Na dosimetria de lentes oculares, a caixa do detector padrão possui uma espessura simétrica de 1,5 mm de material, tanto na bandeja quanto no invólucro frontal. Este detector padrão é inserido nos óculos de proteção radiológica, utilizando um mecanismo de travamento por rotação. (HOEDLMOSER et al., 2019). A situação gerada por essa disposição acarreta no posicionamento do dosímetro a cerca de 10 mm de distância da pele, o que diminui o impacto do retroespalhamento cutâneo na leitura. Consequentemente, essa configuração amplia a incerteza da medição.

Em paralelo, o Grupo de Dosimetria e Instrumentação Nuclear (GDOIN) da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) vêm desenvolvendo equipamentos e novos materiais para área dosimétrica. Um Porta-dosímetro utilizando tecnologia de impressão 3D e a geometria ocular foi desenvolvido para dosimetria de cristalino com LiF: Mg, Ti como o elemento detector (SANTOS et al., 2020). Contudo, o cristal dosimétrico utilizado, superestima a resposta relativa com resultados maiores que 1, isto pode ser justificado devido ao seu Z_{eff} de 8,2, um Z_{eff} alto comparado com o número atômico efetivo do tecido equivalente ($Z_{eff} 7,35$). Em virtude desses aspectos, existe, ainda, campo considerável nos dosímetros comerciais atualmente disponíveis para melhorias e otimizações.

Outro aspecto importante é que não existe um consenso para o melhor posicionamento dos dosímetros para estimativa da dose “real” no cristalino em comparação ao valor registrado no dosímetro na posição de uso adotada: acima do olho, na testa, na lateral da cabeça, entre outras (LIE et al., 2008; HÄUSLER et al., 2009 apud GEBER et al., 2011).

Como exemplo, um dosímetro posicionado sobre o olho pode subestimar a dose da lente em até 45% (GEBER et al., 2011). Já Rehani (2015), constatou que a utilização de um

dosímetro ao nível do colar para estimativas de dose na lente ocular pode conduzir a uma subestimação da dose absorvida pela lente de até 73%.

Portanto este trabalho teve por objetivo geral desenvolver um porta-dosímetro para monitoração de dose em cristalino com o melhor posicionamento possível na cabeça em comparação a posição real do cristalino, respeitando a geometria ocular e usando técnica de impressão 3D e cristais de BeO; e teve por objetivo específico de desenvolver um novo *phantom* de cabeça com olhos impressos em 3D, para estudo do efeito do posicionamento dos dosímetros nas respostas relativas deles quando comparada as respostas relativas de um elemento detector na posição do cristalino como referência.

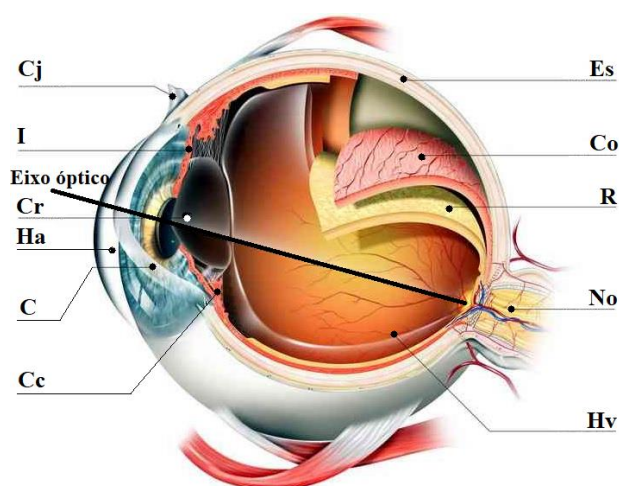
2 REVISÃO DE LITERATURA

Discutiremos nesta seção a anatomia ocular humana e sua radiosensibilidade, os aspectos relevantes da modelagem computacional para dosimetria de cristalino, e os sistemas atuais para medidas na grandeza operacional Hp(3) e suas limitações.

2.1 A ANATOMIA E A RADIOSENSIBILIDADE OCULAR

O olho humano tem uma anatomia básica constituída de cristalino (Cr), humor aquoso (Ha), córnea (C) e retina (R). A Figura 1 ilustra, através de um corte sagital, o bulbo ocular. Os componentes do olho são alinhados pelo eixo óptico. Pela refração da córnea e do cristalino, as imagens de objetos observados são focalizadas na retina. O corpo ciliar (Cc), composto por músculos que ajustam a forma do cristalino, proporciona uma deformação que por sua vez promove a focalização da imagem de objetos precisamente na retina, esse mecanismo é conhecido como acomodação visual. Entre a córnea e o cristalino encontra-se a câmara anterior, composta por uma substância denominada humor aquoso. A úvea é uma camada altamente vascularizada responsável pela nutrição do olho, é composta pelo corpo ciliar, a coroides (Co) e a íris (I). (CHARLES; BROWN, 1975).

Figura 1 - Corte sagital do olho humano.

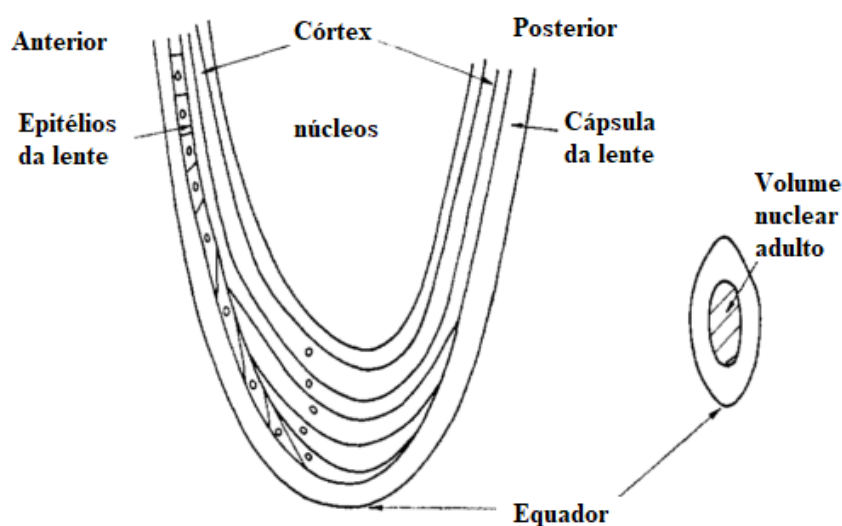


Legenda: Conjuntiva (Cj), Íris (I), Cristalino (Cr), Humor aquoso (Ha), Córnea (C), Corpo Ciliar (Cc), Esclerótica (Es), Coroides (Co), Retina (R), Nervo óptico (No) e Humor Vítreo (Hv).

Fonte: Adaptado de Charles; Brown (1975).

Como descrito na introdução, o cristalino é o tecido mais radiosensível segundo Rohrschneider em 1929 (apud CHARLES; BROWN, 1975). Baseados nos dados de Charles e Brown (1975), a ICRP em 1995 recomendou considerar uma profundidade efetiva de 3 mm no tecido para fins de referência. No caso de uma distribuição espacial desforme da dose em um órgão, observou-se que a média da dose não indicava necessariamente o dano potencial ao órgão, pois estruturas diferentes podem apresentar sensibilidades diferentes mesmo sendo do mesmo órgão. Com isso, foi proposto calcular a dose média em um determinado “volume significativo” onde a dose foi mais alta, assim dizendo, no volume mais sensível. Este volume significativo é composto pelas células localizadas na superfície frontal do cristalino, na região externa próxima ao equador, como é mostrado na Figura 2 (CHARLES; BROWN, 1975).

Figura 2 - Seção transversal do cristalino



Fonte: Adaptado de Charles; Brown (1975).

As lentes oculares possuem uma dependência energética e angular inerente resultante da geometria e posição do tecido mais radiosensível, por volta de 3,0 mm de profundidade, do cristalino (CHARLES e BROWN, 1975).

Como as doses nesses tecidos não podem ser medidas diretamente, os modelos matemáticos, como os de Monte Carlo, são amplamente utilizados para calcular e gerar coeficientes de conversão da dependência energética e angular das lentes oculares. Estes modelos são baseados na teoria da interação da radiação com a matéria e consideram a geometria da lente ocular, o material da lente e o ângulo de incidência da radiação.

2.2 MODELO DE REFERÊNCIA DO OLHO HUMANO

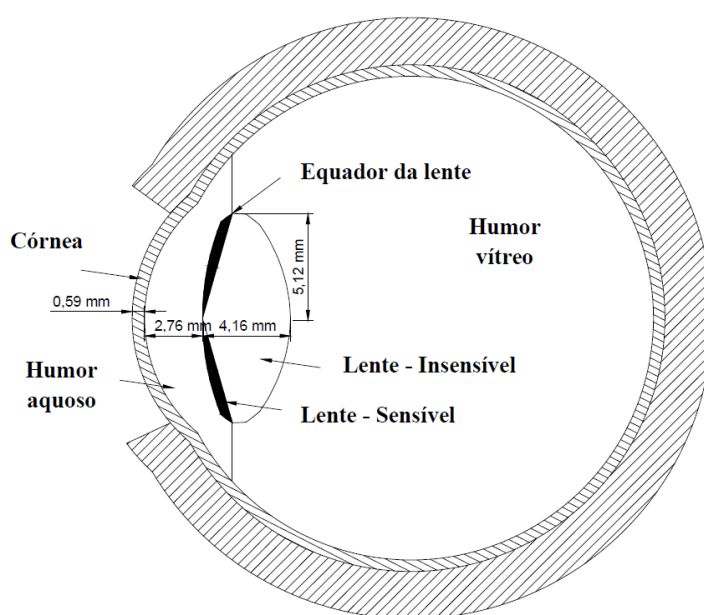
A geometria ocular e suas principais características, foram descritas por Charles e Brown (1975). Estimaram valores médios das dimensões do olho em uma população com faixa etária entre 20 e 65 anos. Amplamente aceita como referência, foi adotada pela ICRP (2002).

Essa geometria e suas dimensões numéricas são mostradas na Figura 3. A distância da camada frontal do volume sensível da lente até a superfície varia entre 2,71 mm e 3,70 mm, com valor médio de 3,35mm. A espessura do volume sensível varia entre 0 mm e 0,565 mm, e a espessura média é 0,470 mm.

O modelo de referência adotado atualmente foi desenvolvido por Behrens et al. (2009), que foi baseado no modelo de Charles e Brown (1975), onde realizaram computacionalmente um modelo mais realístico do globo ocular, incluindo, para calcular mais precisamente os valores de dose no cristalino, suas estruturas internas.

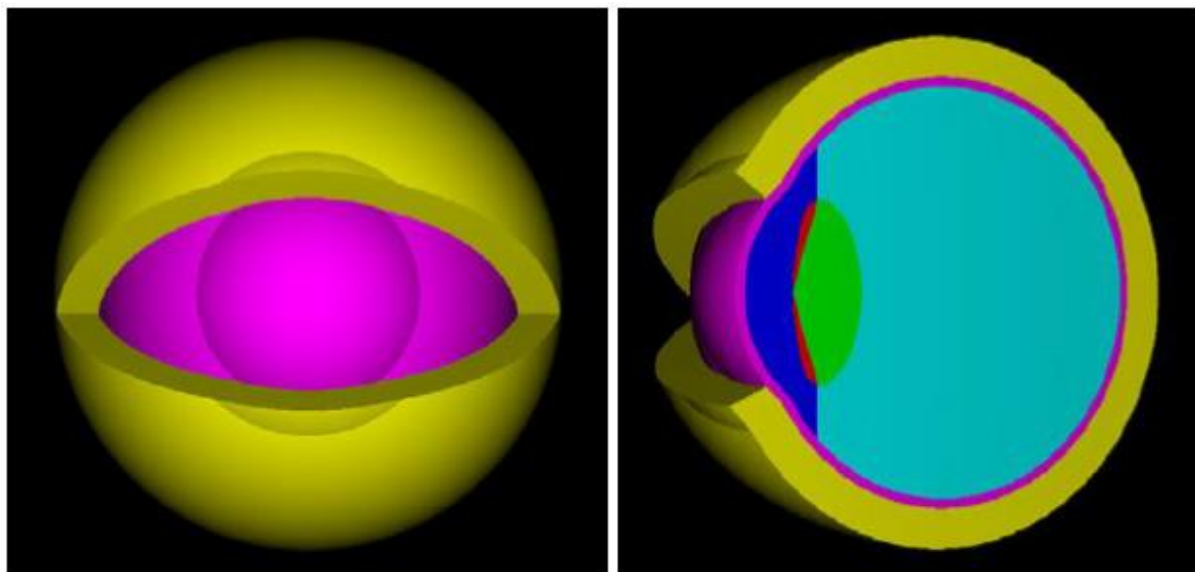
Esse padrão tridimensional do olho humano é mostrado na Figura 4. Uma distribuição de cores foi usada para definir as diferentes densidades por substâncias (Tabela 1). Na Tabela 1 são listadas as composições adotadas para os tecidos. A espessura de tecido equivalente da superfície até o volume sensível do cristalino varia entre 2,80 mm e 3,82 mm, com valor médio de 3,36 mm, e a espessura do volume sensível varia entre 0 mm e 0,595 mm, com valor médio de 0,495 mm (BEHRENS et al., 2009).

Figura 3 - Modelo de referência utilizado por BEHRENS et al. (2009) para criação do modelo em 3D



Fonte: Adaptado de Behrens et al. (2009).

Figura 4 - Modelo Tridimensional do Olho Humano



Fonte: Behrens et al. (2009).

Tabela 1 - Composição e densidade das substâncias usadas no modelo computacional de BEHRENS et al. (2009).

Cores usadas na Figura 4	Pele	Cristalino Parte sensível	Córnea	Humor Aquoso	Humor Vítreo
Densidade (g/cm ³)	1,09	1,06	1,076	1,003	1,0089
Elemento	Fração de massa (%)				
H	10,0	9,6	10,16	11,2	11,2
C	20,4	19,5	12,62		
N	4,2	5,7	3,69		
O	64,5	64,6	73,14	88,8	88,8
Na	0,2	0,1	0,065		
P	0,1	0,1	0,065		
S	0,2	0,3	0,195		
Cl	0,3	0,1	0,065		
K	0,1				

Fonte: Behrens et al. (2009).

Behrens e Dietze (2011) adicionaram o modelo de referência do olho (BEHRENS et al., 2009) ao modelo de corpo inteiro para calcular os fatores de conversão de Fluência (e kerma no ar) para Equivalente de Dose Pessoal na lente, em campos de radiação de fótons com energias variando de 5 keV a 10 MeV. A geometria da cabeça e do corpo foi baseada em Kramer

et al. (1982). Os valores médios das dimensões dos *phantoms* ADAM e EVA foram usados para representar ambos os sexos (KRAMER et al., 1982).

O resultado da simulação computacional foi analisado em função da energia da radiação para uma lente exposta a um feixe de fótons, onde se pode concluir que a radiação com energias menores que cerca de 0,02 MeV é parcialmente absorvida pela córnea e humor aquoso e é menos perigoso para uma lente do que aquelas com uma energia de cerca de 0,1 MeV. A dose absorvida pela lente após a irradiação na visão anteroposterior difere do resultado da visão lateral, comprovando a relação angular intrínseca do olho humano.

2.3 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

As grandezas dosimétricas são unidades de medida usadas para descrever a quantidade de radiação ionizante presente em um ambiente. Elas servem para avaliar o risco de exposição à radiação para o ser humano e o meio ambiente, bem como para monitorar e controlar a exposição durante procedimentos médicos e industriais.

Algumas das principais grandezas dosimétricas incluem:

- Dose Absorvida (Gy): é a quantidade de energia da radiação ionizante que é absorvida pelo tecido biológico. É medida em joules por quilograma (J/kg).
- Dose Equivalente (Sv): é uma medida da quantidade de radiação ionizante que leva em consideração o seu potencial biológico de causar danos. É calculado como a dose absorvida multiplicada por um fator de qualidade, que depende da natureza da radiação. É medido em sieverts (Sv).
- Taxa de Dose (mSv/h): é a quantidade de dose equivalente recebida por hora. É usada para medir a exposição à radiação em tempo real.
- Dose Anual (mSv/ano): é a quantidade de dose equivalente recebida ao longo de um ano. É usada para avaliar o risco de exposição à radiação ao longo do tempo.

As grandezas dosimétricas servem como base para os princípios e os sistemas de proteção radiológica. Elas quantificam tanto a exposição externa como a exposição interna de indivíduos à radiação e relaciona as grandezas operacionais específicas para proteção do trabalhador.

A ICRU e a ICRP, a partir de 1985, apresentaram categorias de grandezas especialmente para uso em proteção radiológica. Ambas as comissões se reúnem regularmente e publicam novas normas e/ou atualizam outras já existentes.

O sistema de limitação de dose é estabelecido para que os efeitos determinísticos da radiação sejam evitados, e a probabilidade de ocorrência de efeitos estocásticos seja reduzida a níveis aceitáveis para indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) ou para indivíduos do público. Dentre as grandezas definidas pela ICRU (ICRU, 1985; ICRU, 1992), a Dose Absorvida é considerada mais importante em Radiobiologia e para fins dosimétricos, pois está intimamente ligada a danos biológicos.

A correlação entre o impacto causado pela deposição de energia nos tecidos e órgãos e a dose absorvida é uma função complexa. Além da própria dose, envolve também outros fatores, como o tipo de tecido ou órgão em questão e a qualidade da radiação envolvida. Portanto, uma determinada dose absorvida pode causar diferentes graus de danos biológicos, dependendo do tipo de radiação (OKUNO e YOSHIMURA, 2014).

Assim sendo, grandezas de proteção e operacionais foram definidas para a proteção do IOE: Dose Equivalente e Dose Efetiva. Essas grandezas levam em consideração, respectivamente, o tipo de radiação e o órgão ou tecido que está sendo irradiado (OKUNO e YOSHIMURA, 2014).

Como a Dose Efetiva não é diretamente mensurável, a ICRU definiu nas publicações ICRU 39 (1985) e ICRU 59 (1992), as grandezas operacionais Equivalente de Dose, $H_p(d)$. Essa grandeza é usada para limitar a exposição no cristalino, na pele, nas mãos e nos pés e, também, para o cálculo da dose efetiva. A grandeza Equivalente de Dose é dividida em: Equivalente de Dose Pessoal e Equivalente de Dose Ambiental. Para monitoramento no ambiente de trabalho, é recomendado o uso da grandeza $H^*(d)$. Na monitoração pessoal, foi proposto o Equivalente de Dose Pessoal $H_p(d)$, que corresponde à dose absorvida no tecido mole na profundidade d em um ponto específico do corpo humano (OKUNO e YOSHIMURA, 2014).

Para verificar o cumprimento das recomendações de limite de dose, deve-se utilizar: $H_p(10)$ como a melhor estimativa da dose efetiva por dosímetros de corpo inteiro; $H_p(0,07)$ para estimar a dose equivalente de pele e membros; e $H_p(3)$ para estimar a dose equivalente no cristalino (OKUNO e YOSHIMURA, 2014).

De acordo com a publicação 103 da ICRP, o limite de dose para trabalhadores e indivíduos públicos é recomendado como base para a legislação e padrões internacionais e nacionais de proteção radiológica (ICRP, 2007). No Brasil, a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) é responsável por estabelecer os limites de dose ocupacional e de indivíduo público através da Norma CNEN NN 3.01 de 2014, conforme apresentado na Tabela 2. Assim,

é necessário restringir a exposição de indivíduos de forma que a dose efetiva e a dose equivalente nos órgãos ou tecidos de interesse não ultrapassem o limite de dose recomendado.

Tabela 2 - Limite de dose anuais

Grandeza	Órgão	IOE	Indivíduo público
Dose efetiva	Corpo inteiro	20 mSv ^[a]	1 mSv ^[b]
	Cristalino	20 mSv ^[a]	15 mSv
Dose equivalente	Pele ^[c]	500 mSv	50 mSv
	Mãos e pés	500 mSv	-

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

^[b] Em circunstâncias especiais, 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).

Segundo as leis brasileiras, é necessário que todos os trabalhadores de áreas controladas realizem o monitoramento individual externo, utilizando um dosímetro no tórax. No entanto, o uso dos dosímetros para cristalino não é compulsório, apenas recomendado em atividades onde a dose possa ser significativamente maior do que no tórax ou que ultrapassem três décimos do limite anual de dose. Para esse tipo de monitoramento, é possível utilizar dosímetros de cristalino, mas as normas atuais não especificam qual tipo de dosímetro deve ser empregado ou em qual posição (BRASIL, 2022; CNEN, 2014; EUROPEAN COMMISSION, 2009).

2.4 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 ($Z_{eff} = 7,35$);
- 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;

Para avaliar as características de um dosímetro, é necessário levar em consideração diversos requisitos de desempenho dosimétrico, tais como repetibilidade e reprodutibilidade, linearidade, sensibilidade, dependência energética e angular. É importante destacar que nem todos os dosímetros são capazes de satisfazer todas as características desejáveis. No entanto, deve-se selecionar o dosímetro mais apropriado para a aplicação específica (IZEWSKA e RAJAN, 2005).

Atualmente, a avaliação dos requisitos técnicos dos dosímetros passivos de Monitoração Individual e de Área para fótons e beta é realizada pela norma International Electrotechnical Commission (IEC) 62387 (2012) por meio de testes de desempenho. No Brasil, a responsabilidade pelos serviços de Monitoração Individual Externa de Corpo Inteiro é do Comitê de Avaliação dos Laboratórios de Ensaio e Calibração (CASEC) da CNEN. No entanto, não existem requisitos técnicos para Critérios de Desempenho de Dosímetros de cristalino estabelecidos pelo CASEC – IRD/CNEN. Dessa forma, os critérios de aceitação da IEC 62387 (2012) são utilizados para avaliar os dosímetros de cristalino.

2.4.1 Dependência Energética e Angular

A avaliação da dependência energética e angular é uma das mais importantes nos requisitos de um dosímetro.

O coeficiente de absorção de energia mássico descreve o coeficiente de absorção do material e, conseqüentemente, a dependência energética dos detectores. Conforme afirmado por Bøtter-Jensen; McKeever; Wintle (2003), "a dependência energética é definida como a variação da resposta TL/OSL em função da energia de radiação incidente no material".

Essa dependência energética é um fator importante a ser considerado na calibração e no desempenho dos dosímetros de radiação, pois a resposta do detector pode variar significativamente em função da energia da radiação incidente. É necessário avaliar a dependência energética do detector em diferentes energias de radiação, a fim de garantir a precisão das medições de dose de radiação.

A resposta do dosímetro depende das interações da radiação com a matéria, que ocorrem através do Efeito Fotoelétrico, Efeito Compton e Produção de Pares, e está associada ao coeficiente de absorção de energia mássico (μ_{en}/p). (KNEŽEVIĆ et al., 2013). Para a radiologia intervencionista, a faixa de energia de interesse é entre 24 a 100 keV, onde a maior contribuição ocorre predominantemente pelo efeito fotoelétrico (KNEŽEVIĆ et al., 2013).

O coeficiente de absorção de energia mássico (μ_{en}/ρ) é comumente utilizado para descrever como um material se assemelha ou se afasta do tecido humano em termos de interação com a radiação. Portanto, é preferível que um material TL/OSL apresente uma dependência energética igual ou pelo menos proporcional à do tecido humano (BOS, 2001; YUKIHARA e McKEEVER, 2011).

Considerando que um material OSL é exposto a fótons com uma determinada fluência Φ e energia E , em condições de equilíbrio de partículas carregadas, a dose absorvida no material OSL (D_{OSL}) pode ser descrita pela Equação (1) (YUKIHARA e McKEEVER, 2011).

$$D_{OSL} = \Phi \cdot E \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{OSL} \quad (1)$$

onde $(\mu_{en}/\rho)_{OSL}$ 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 na mesma fluência de fótons, a dose absorvida no tecido pode ser escrita de maneira similar a Equação (1) (YUKIHARA e McKEEVER, 2011). Dessa maneira, a relação entre as duas equações pode ser escrita como mostra a Equação (2):

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

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

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

A variação da razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa do tecido biológico e dos detectores TL/OSL comumente utilizados na dosimetria em função da energia do fóton é mostrada na Figura 5. Observa-se 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 há uma grande variação nas razões entre os coeficientes dos detectores e do tecido, devido à predominância do efeito fotoelétrico nessa região de energia. Assim, a dose medida em alguns materiais pode ser diferente da dose a ser determinada no tecido biológico (BOS, 2001; YUKIHARA e McKEEVER, 2011).

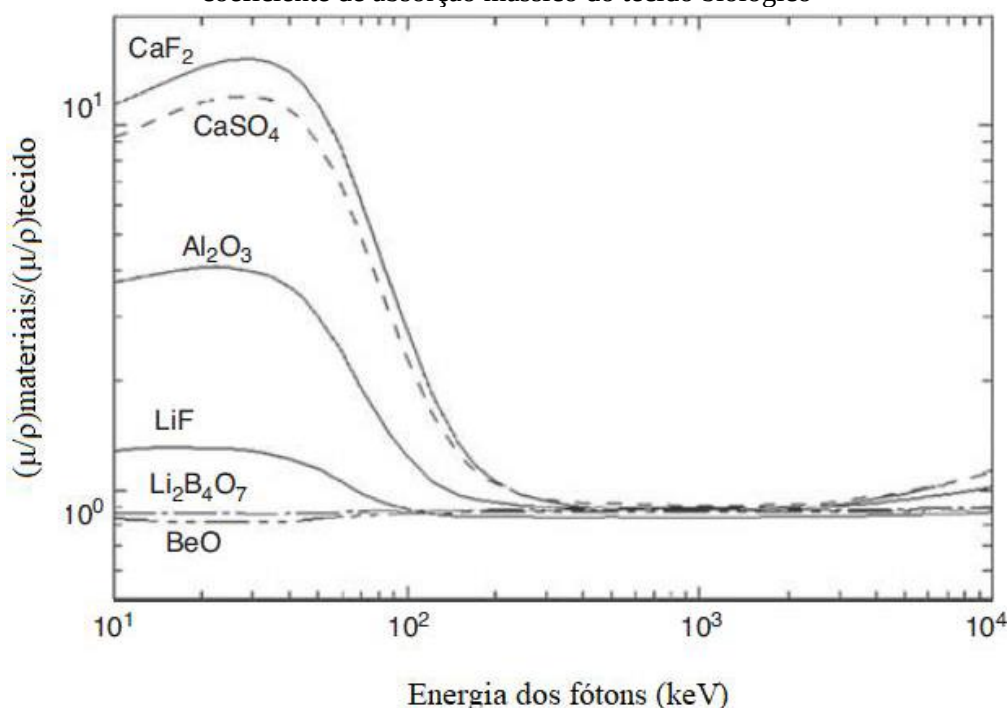
Para simplificação, um fator semelhantemente utilizado na determinação da absorção de radiação por um material é o número atômico específico, também conhecido como Z_{eff} , uma medida que descreve a efetividade dos elétrons de um material em relação à absorção de radiação. Para calcular o Z_{eff} , levamos em consideração a proporção de cada elemento presente no material. O número atômico efetivo médio ponderado (Z_{eff}) pode ser calculado usando a Equação (3):

$$Z_{eff} = \sum (X_i \times Z_i) \quad (3)$$

onde X_i é a fração do elemento i no material (a proporção do número de átomos do elemento i em relação ao número total de átomos no material) e Z_i é o número atômico do elemento i .

Detectores como o fluoreto de cálcio (CaF_2), o sulfato de cálcio (CaSO_4) e o óxido de alumínio (Al_2O_3) apresentam uma alta dependência energética devido ao elevado valor de Z_{eff} , que é respectivamente 16,9, 15,3 e 11,3, quando comparados ao valor de Z_{eff} do tecido humano, que é de 7,35. Devido a essa diferença significativa, esses detectores não são considerados adequados para a dosimetria pessoal, uma vez que superestimam a dose absorvida no tecido humano. Por outro lado, os detectores de BeO e de tetraborato de lítio ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$) apresentam uma resposta próxima à do tecido, pois seus valores de Z_{eff} são 7,2 e 7,32, respectivamente (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 pode ser avaliada pela resposta relativa de energia, que é a relação entre a resposta do material TL/OSL para uma energia específica de fóton E e a resposta para uma fonte padrão de ^{60}Co ou ^{137}Cs (BOS, 2001; FURETTA, 2003).

A dependência angular é caracterizada pela variação na resposta do dosímetro quando a radiação é incidente em diferentes ângulos. Essa dependência é observada pela redução da leitura do dosímetro à medida que o ângulo de irradiação aumenta. A variação da resposta pode ser afetada pela não uniformidade física do dosímetro, pelo tipo de material utilizado no portadosímetro e pelo uso de filtros absorvedores (OLIVEIRA, 2017; MALTHEZ, 2015).

Particularmente ela é relevante em dosimetria de feixes de radiação direcionais, como feixes de radioterapia ou feixes de radiação emitidos por fontes radioativas. A correta quantificação da dose absorvida requer a consideração da dependência angular, a fim de evitar erros na avaliação da exposição radiológica.

Um estudo realizado por Micke et al. (2014) investigou a dependência angular do detector termoluminescente (TLD) em feixes de radiação de raios-X e elétrons. Os resultados demonstraram que a resposta do detector TLD variou consideravelmente com o ângulo de incidência, com diferenças de até 15% em relação ao ângulo de referência. Essas variações podem afetar a precisão da dosimetria e exigem correções adequadas.

Assim como Santos (2020), em irradiações com detector TLD em termos de Hp(3), observou que a resposta relativa para as três menores energias aumenta conforme eleva-se o ângulo de incidência da radiação até 60°. Para a energia de 24 keV, esse aumento é de aproximadamente 15% quando comparado à resposta relativa no ângulo de incidência de 0°.

2.5 SISTEMAS ATUAIS PARA MONITORAÇÃO DO CRISTALINO

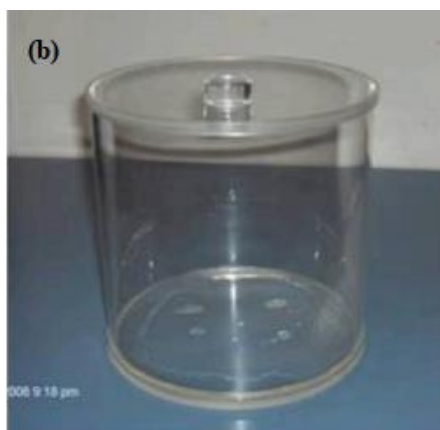
Em 2008, a Comissão Europeia de Energia Atômica financiou a criação do projeto de otimização da proteção radiológica da equipe médica ORAMED (em inglês *Optimization of Radiation Protection for Medical staff*), cujo objetivo era desenvolver uma metodologia para melhor avaliação e redução de exposição da equipe em procedimentos com alto potencial de dose de radiação, como radiologia intervencionista e medicina nuclear. O projeto é da responsabilidade de um consórcio de 12 instituições de 9 países europeus, incluindo institutos de pesquisa, laboratórios de metrologia, órgãos reguladores, hospitais e fabricantes.

Um ano depois, Mariotti e Gualdrini (2009) propuseram novos elementos da grandeza operacional Hp(3). Neste estudo, um modelo teórico mais apropriado (e o modelo físico correspondente usado no procedimento de calibração) foi proposto para melhor estimar as

características de espalhamento e absorção da cabeça. Um *phantom* cilíndrico com diâmetro de 20 cm e altura de 20 cm composto de tecido ICRU, que significa que a composição é 10,1% hidrogênio, 11,1% carbono, 2,6% nitrogênio e 76,2% oxigênio, e a densidade de massa é 1,0 g / cm³, foi simulado. Os novos coeficientes de conversão foram calculados através da simulação computacional da interação dos fótons com o *phantom* cilíndrico, usando uma fonte plana de fótons monoenergéticos de 10 keV até 10 MeV.

Para o procedimento de calibração, foi desenvolvido um modelo cilíndrico de PMMA (poli metil metacrilato) com as mesmas dimensões externas do modelo teórico e preenchido com água. Para este modelo experimental, a simulação por computador permitiu o uso de uma série completa de espectros ISO-N para determinar as características de retroespalhamento de fótons de energia única, o que é recomendado na ISO 4037-1 (1996) para a calibração de um único monitor. A Figura 6 mostra o *phantom* cilíndrico de PMMA, considerado o melhor modelo substituto da cabeça em situações reais (MARIOTTI e GUALDRINI, 2009).

Figura 6 - Phantom cilíndrico experimental.



Fonte: Mariotti e Gualdrini (2009).

Gualdrini et al. (2011) desenvolveram o primeiro protótipo do dosímetro pessoal, que pode responder de acordo com a grandeza de operação Hp(3), conforme mostrado na Figura 7. Ao selecionar o material mais adequado para suportar um dosímetro termoluminescente (TLD), vários polímeros disponíveis foram considerados: poliuretano; PMMA; poliamida; e cloreto de polivinila (PVC).

Figura 7 - Esboço do Protótipo do Dosímetro EYE-D™



Fonte: Gualdrini et al. (2011).

O protótipo final selecionado inclui TLD tipo MCP-N (LiF: Mg, Cu, P) e cápsula de poliamida. A dependência de energia para fótons foi calculada usando a simulação computacional da série do espectro ISO-N e normalizada para a resposta Cs^{137} . O protótipo foi verificado comparando os resultados da simulação com os resultados da irradiação experimental. Para isso, foram utilizadas as qualidades de proteção radiológica ISO N-30, N-80 e N-120. Os resultados foram satisfatórios, mostrando que quando a resposta do Cs^{137} é normalizada, a variação da resposta de dependência energética é de $\pm 30\%$ (GUALDRINI et al., 2011).

Bilski e colaboradores (2011) também participaram da segunda fase do projeto ORAMED, com o objetivo de desenvolver o primeiro dosímetro específico para mensuração da grandeza operacional $\text{Hp}(3)$. O dosímetro EYE-D™ é mostrado na Figura 8 e é a versão final do protótipo iniciado por Gualdrini et al. (2011). É composto por detector de termoluminescência MCP-N (LiF: Mg, Cu, P), com diâmetro de 4,5 mm e espessura de 0,9 mm, além de cápsula de poliamida com 3 mm de espessura, que tem a forma de um hemisfério oco para garantir a melhor resposta energética e angular.

Figura 8 - Dosímetro EYE-D™



Fonte: Bilski et al. (2011).

Os detectores MCP-N e MTS-N (LiF: Mg, Ti) são considerados para dosimetria de lentes, mas em comparação com o MCP-N, o MTS-N tem maior dependência energética. A densidade da poliamida é $1,13 \text{ g / cm}^3$, que é maior do que a densidade do tecido mole humano, mas o aumento na filtragem de fótons de baixa energia pela poliamida é compensado pela maior resposta de MCP-N a esta região de energia (em intervalo de 30-60 keV). Para as medidas experimentais, os dosímetros foram irradiados com raios X em um *phantom* cilíndrico de 20 cm por 20 cm preenchido com água. Comparando os resultados experimentais e os cálculos computacionais para a resposta energética e angular de fótons, os resultados foram obtidos com um desvio de $\pm 20\%$ após normalização para o Cs^{137} (BILSKI et al., 2011). O dosímetro EYE-D™ é atualmente fabricado e comercialmente disponível pela RADCARD.

Embora o EYE-D™ esteja em conformidade com o padrão IEC 62387 (2012), este dosímetro resulta em maior incerteza da medição, devido ao uso de dosímetro único, além do alto Zeff e alta dependência energética em baixas energias.

Em 2016, Behrens et al. (2016) realizaram uma avaliação comparativa de dosímetros comerciais, que são usados para estimar a dose absorvida na lente com base na grandeza operacional Hp(3). Além da radiação de fótons, este estudo também incluiu radiação beta pela primeira vez. Foram analisados 13 tipos diferentes de dosímetros: três tipos de dosímetros usados para comparar as doses estimadas com Hp(3) e dez dosímetros de Hp(0,07) fizeram parte da comparação. As irradiações foram realizada no Laboratório Primário de PTB (do Alemão, *Physikalisch Technische Bundesanstalt*) sob um *phantom* cilíndrico medindo 20 cm x 20 cm. Para a radiação de fótons, a qualidade da radiação foi N-80 (57 keV), além da fonte

gama Cs^{137} (662 keV). Três tipos de radiação beta foram usados: Kr85 (0,25 MeV), $\text{Sr90} / \text{Y90}$ (0,81 MeV) e $\text{Ru106} / \text{Rh106}$ (1,16 MeV). O ângulo de incidência da radiação variou de 0° a 75° .

Na Tabela 3 observa-se os modelos e seus respectivos detectores utilizados nesse estudo de Behrens et al. (2016). Nela podemos observar as diferentes geometrias dos portadosímetros utilizados.

Tabela 3 - Tipos de dosímetros investigados no estudo de Behrens et al. (2016).

Quantidade de projeto ^a	Instituição	Tipo	Tipo e material do detector	Fotos
Hp(3)	HMGU	Eye-D™	TLD-100: nat. LiF:Mg,Ti	
		Eye-D™ ^c	MCP-N: $^7\text{LiF:Mg,Cu,P}$	
	KIT	Augenlinsendosimeter	TLD-700 $^7\text{LiF:Mg,Ti}$	
Hp(0.07)	HMGU	AWST-TL-TD 60 (Typ W)	TLD-100: nat. LiF:Mg,Ti	
		AWST-TL-TD 70 (Typ X)	MCP-Ns: nat. LiF:Mg,Cu,P	
		dosiEYE ^b	TLD-100: nat. LiF:Mg,Ti	
	LPS	LPS-TLD-TD 03	TLD-700: $^7\text{LiF:Mg,Ti}$	
		LPS-TLD-TD 07 ^d	TLD-100: nat. LiF:Mg,Ti	
	MPA	MPA-TKD-01 ^d	TLD-100: nat. LiF:Mg,Ti	
	PDMB	BE-TLD-TD-Brille ^d	MCP-N: $^7\text{LiF:Mg,Cu,P}$	
		BE-TLD-TD-Brille	MCP-N: $^7\text{LiF:Mg,Cu,P}$	
		BE-TLD-TD-Photonen 01	MCP-N: $^7\text{LiF:Mg,Cu,P}$	
		BE-TLD-TD-Beta-Photonen ^d	MCP-N: $^7\text{LiF:Mg,Cu,P}$	

a - O dosímetro foi projetado para esta quantidade.

b - dosiEYE foi projetado por www.dosilab.ch, enquanto os TLDs e sua leitura foram operados por HMGU. Essa combinação forma um protótipo.

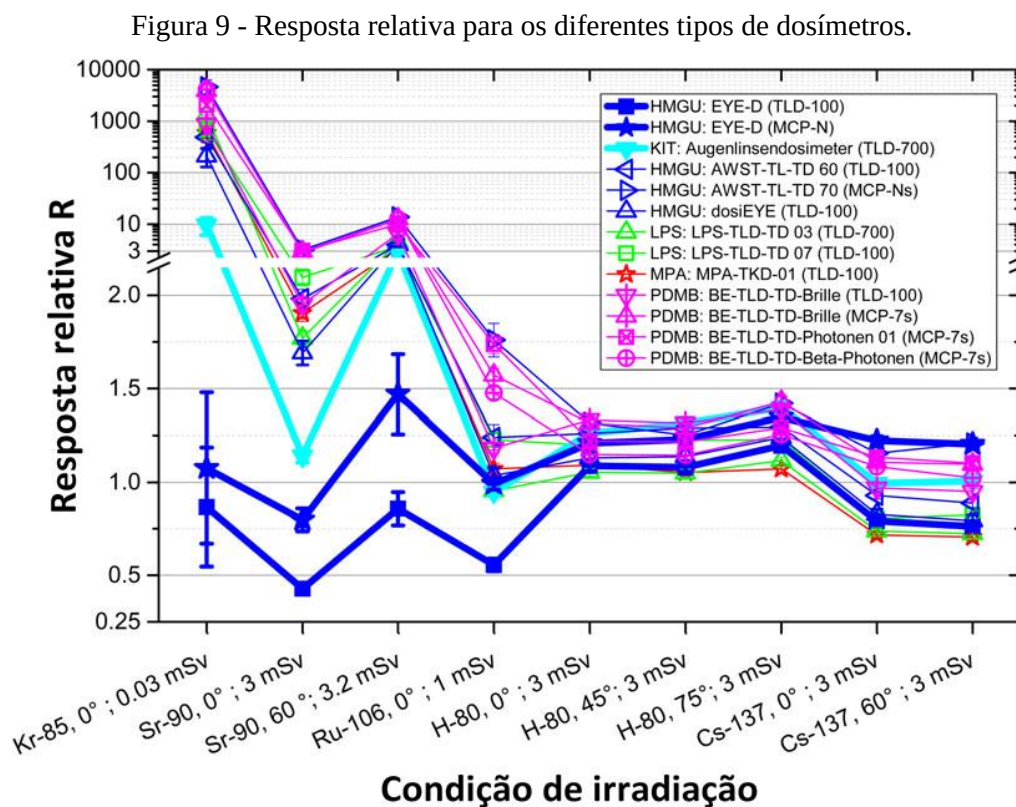
c - Esses tipos de dosímetros estão atualmente em uso rotineiro como dosímetros oculares – tanto para radiações beta quanto para fótons.

d - Esses tipos de dosímetros são atualmente usados rotineiramente como dosímetros oculares – apenas para radiação de fótons.

Fonte: Adaptado de Behrens et al. (2016).

A Figura 9 mostra os resultados da comparação, onde as três linhas em negrito representam a resposta dos dosímetros formulados para a grandeza operacional $H_p(3)$.

Os estudos mostraram que os dosímetros desenvolvidos para a grandeza operacional $H_p(0,07)$ e calibrados de acordo com $H_p(3)$ podem ser usados para estimar a dose da lente em um campo de radiação composto por fótons, pois a resposta relativa R deles foi próxima ao valor um. No campo da radiação beta, pode-se observar que esses dosímetros superestimam a resposta, que é 5.000 vezes maior nos casos mais extremos, indicando baixo desempenho. Para a radiação beta, apenas o dosímetro desenvolvido e calibrado para a grandeza operacional $H_p(3)$ pode obter resultados suficientes, ou seja, a resposta relativa R é próxima ao valor um. Portanto, os dosímetros caracterizados por $H_p(0,07)$ não podem ser utilizados como $H_p(3)$ para monitoramento no campo de radiação beta (BEHRENS et al., 2016).

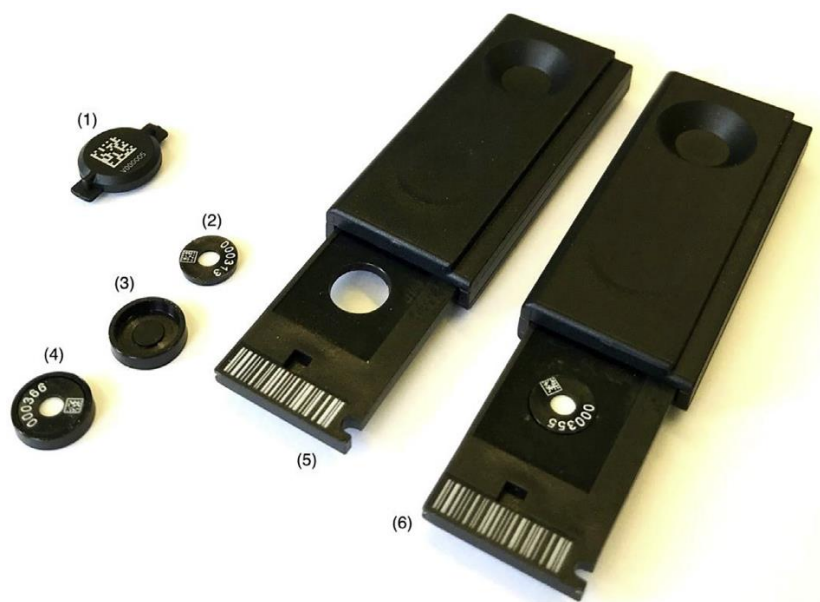


Fonte: Adaptado de Behrens et al. (2016).

Em 2019, foi lançado um novo dosímetro opticamente estimulado para cristalino, denominado BeOSL ezClip, que utiliza BeO como cristal dosimétrico e passou a ser comercializado (Dosimetrics GmBb). Na Figura 10 é mostrado o dosímetro BeOSL ezClip. Ele pode ser utilizado tanto para extremidades, $H_p(0,07)$, como para cristalino, $H_p(3)$, dependendo

do ezCase utilizado, Figura 11, fator de calibração e coeficientes de correção de energia (HOEDLMOSER et al., 2019).

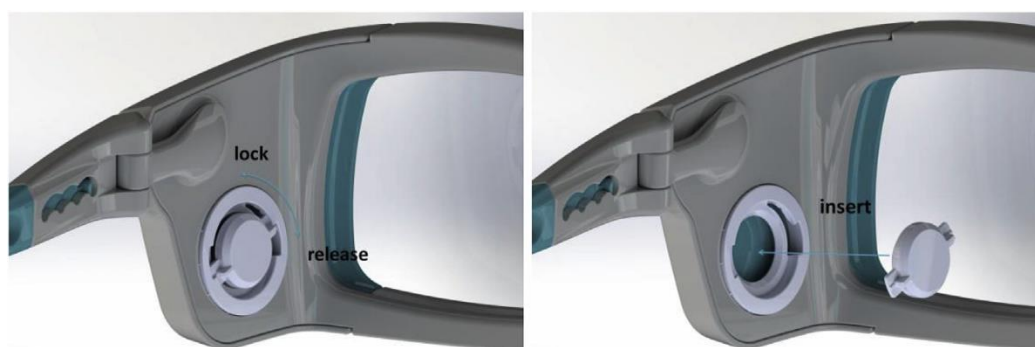
Figura 10 - Dosímetro BeOSL ezClip



Legenda: (1) ELD invólucro frontal, (2) ezClip elemento detector, (3) bandeja do detecto, (4) bandeja com ezClip dentro, (5) crachá de leitura ezCase, (6) ezCase com ezClip dentro.

Fonte: Hoedlmoser et al. (2019).

Figura 11 - Óculos de proteção radiológica ezCase com o ezClip



Fonte: Hoedlmoser et al. (2019).

O elemento detector BeO no ezClip é quadrado com espessura de 0,5 mm e comprimento de borda de 4,7 mm fixado a um anel côncavo de plástico marcado com uma etiqueta 2D para identificação inequívoca. Para dosimetria de lentes oculares a caixa do detector padrão tem espessura simétrica de material de 1,5 mm tanto para a bandeja quanto para o invólucro frontal. Esse detector padrão é encaixado em óculos de proteção radiológica com um encaixe de travamento por rotação, como observado na Figura 11 (HOEDLMOSER et al.,

2019). O problema causado por esse arranjo é que o dosímetro fica em torno de 10 mm longe da pele reduzindo a influência do retroespalhamento da pele na leitura, com isso, aumentando a incerteza da medição.

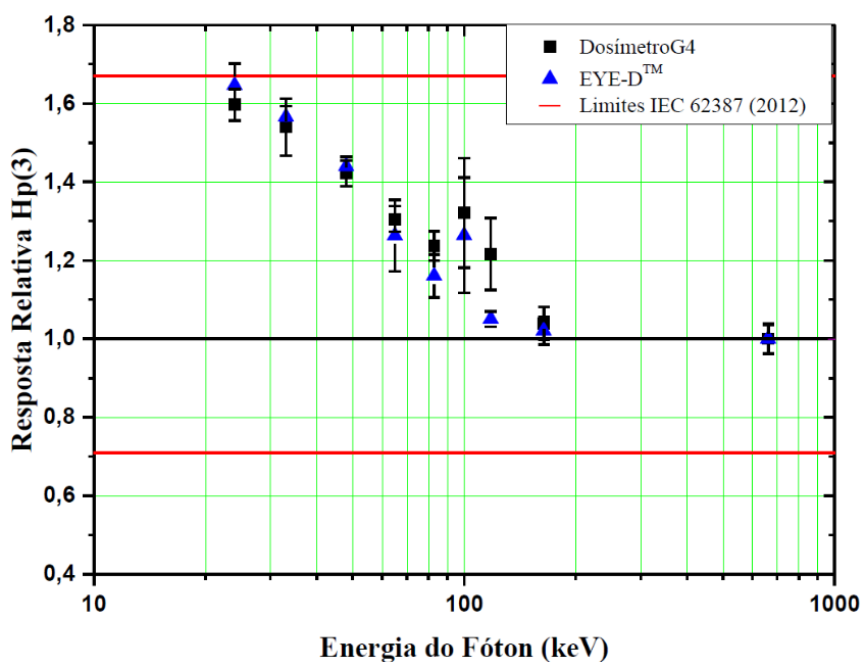
Em 2020 o DosímetroG4 foi desenvolvido pelo GDOIN-DEN/UFPE (SANTOS et al. 2020), utilizando dois cristais dosimétricos TLD's, observado na Figura 12, que ajuda a reduzir a incerteza da medição pelo desvio padrão entre eles, contudo os detectores de LiF, utilizados nesse modelo, superestimam a resposta relativa com resultados maiores que 1, isto pode ser justificado devido ao seu Zeff de 8,2 para campo de raio X, um Zeff alto comparado com o número atômico efetivo do tecido equivalente (Zeff 7,35), Figura 13.

Figura 12 - Porta dosímetro do DosímetroG4



Fonte: Santos et al. (2020).

Figura 13 - Resposta Relativa da Dependência Energética do DosímetroG4 e EYE-DTM.



Fonte: Santos et al. (2020).

Ainda em 2020, Santos et al. (2020), aprimoraram o projeto do DosímetroG4 com a elaboração do Dosímetro iBe, que utilizou a mesma técnica de impressão 3D do DosímetroG4 e a mesma geometria baseada em Behrens et al., (2009), com a alteração de utilizar apenas um cristal dosimétrico, no caso o ezClip (BeO), reformulando a fixação do cristal, criando uma bandeja suporte, Figura 14 (SANTOS et al., 2020).

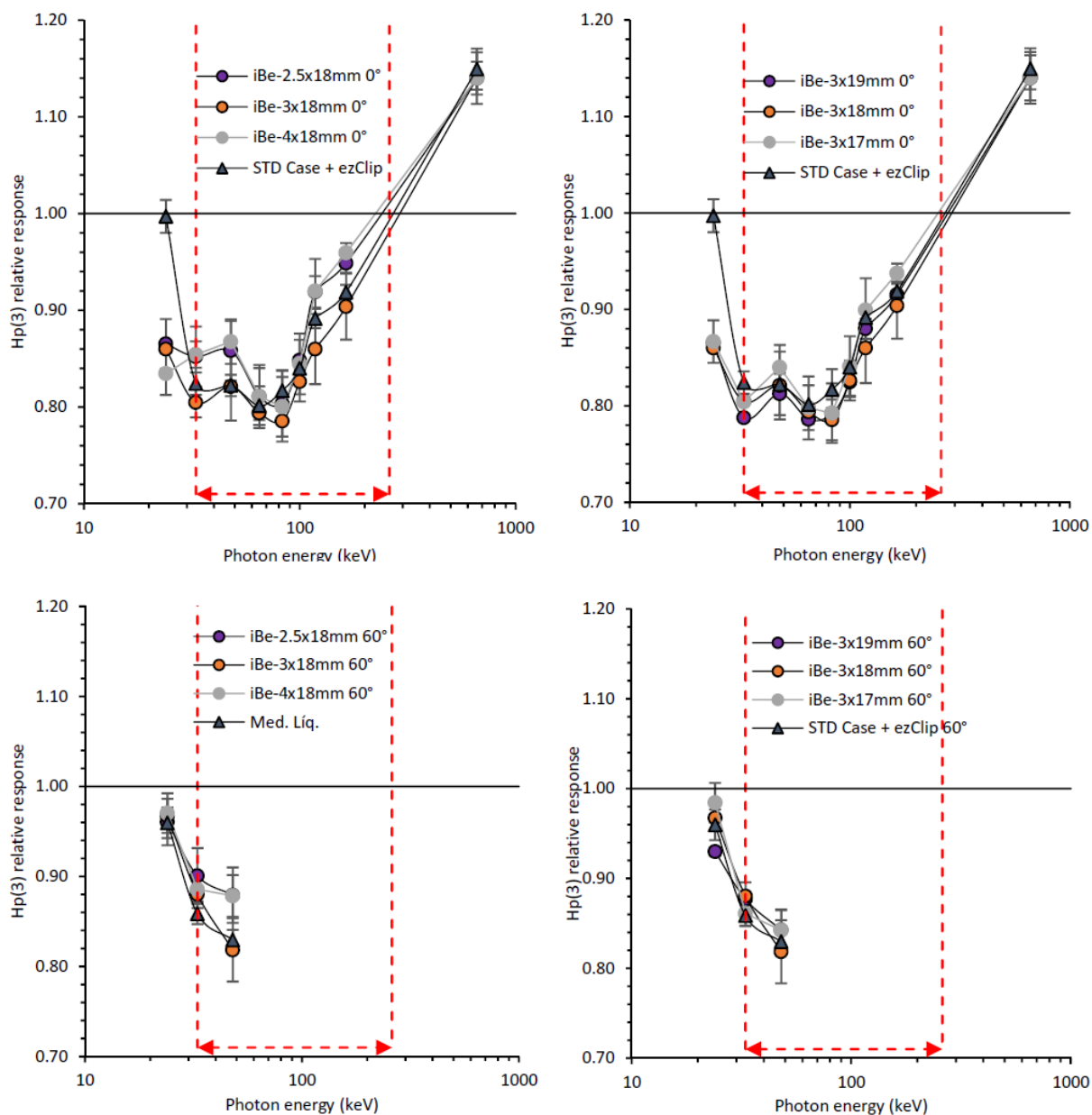
Figura 14 - Dosímetro iBe utilizando o ezClip



Fonte: Santos et al. (2020).

Com essas alterações os resultados de resposta relativa da dependência energética para Fótons foram melhorados, tendo uma melhor aproximação do valor de referência, Figura 15.

Figura 15 - Dependência de energia e angular do ezClip normalizado para Cs^{137} e as versões do iBe



Fonte: Santos et al. (2020).

O gráfico superior esquerdo (Figura 15) mostra uma comparação com a espessura variável da parede (2,5, 3 e 4 mm) na frente do chip BeO com ângulo de incidência de 0°; o superior direito compara a largura do iBe com uma espessura fixa em 3 mm e, também, ângulo de incidência de 0°; o inferior esquerdo é semelhante ao superior esquerdo, mas para um ângulo de incidência de 60°; e o canto inferior direito é parecido com o canto superior direito, porém com ângulo de incidência de 60°. As linhas horizontais tracejadas vermelhas representam os limites IEC 62387 e as linhas verticais tracejadas vermelhas representam os limites do intervalo obrigatório. As barras de erro representam 1 desvio padrão.

Apesar dos resultados alcançados por Santos et al. (2020), um aspecto importante, considerando todos os dosímetros comerciais para dosimetria de cristalino, é o posicionamento dos dosímetros, não existe um consenso para os dosímetros no mercado. A monitoração para cristalino dos IOEs raramente é executada e, nos casos em que há monitoramento, o dosímetro é frequentemente colocado acima do olho, na testa ou na lateral da cabeça (LIE et al., 2008; HÄUSLER et al., 2009 apud GEBER et al., 2011). É importante posicionar o dosímetro da lente ocular de maneira correta.

2.6 POSICIONAMENTO DE DOSÍMETROS PARA CRISTALINO

A dosimetria em radiologia intervencionista tem sido uma área de crescente preocupação em relação à exposição ocupacional à radiação ionizante. A exposição da equipe médica pode ser significativa, especialmente no caso do cristalino, uma vez que a exposição excessiva à radiação ionizante pode levar a catarata radioinduzida. A posição correta dos dosímetros é crucial para avaliar com precisão a dose recebida pelo cristalino durante procedimentos intervencionistas. Existem diferentes formas, localizações para posicionar os dosímetros, cada uma com suas vantagens e desvantagens.

Uma das posições mais comuns é no colarinho, em frente à tireoide. Segundo o Conselho Nacional de Proteção e Medidas Radiológicas (NCRP - do inglês *National Council on Radiation Protection and Measurements*), essa posição é usada como um substituto para a dose no cristalino, desde que o colarinho esteja perto o suficiente do cristalino. Vantagens incluem a facilidade de uso e a disponibilidade de equipamentos de dosimetria de colarinho. No entanto, uma desvantagem é que a dose no cristalino pode ser subestimada se o colarinho estiver muito longe do cristalino (NCRP, 2010).

Urboniene; Gričienė (2010) apud Rehani (2015), constataram que um dosímetro no nível do colar pode indicar um valor 50% menor do que um dosímetro acima do olho. Como este estudo mostrou que um dosímetro acima do olho, na pior das hipóteses, poderia dar um valor 45% menor do que o da lente (87% em média com um erro padrão da média de 5%), isso indica que um dosímetro no nível do colar usado para estimar a dose da lente pode subestimar a dose absorvida pela lente em até 73% (REHANI, 2015).

Uma alternativa, como citado anteriormente, seria o posicionamento de dosímetros na cabeça do médico, na altura do olho ou da testa, o que fornece uma estimativa mais precisa da dose no cristalino. Segundo Gupta et al. (2014), o posicionamento na cabeça do médico na altura do olho fornece a melhor estimativa da dose no cristalino.

Por outro lado, essa abordagem tem algumas desvantagens, como o fato de que o dosímetro pode interferir na visão do médico durante o procedimento, além de não levar em conta a influência de outros fatores, como a posição do corpo do médico ou a posição do paciente.

De acordo com Khan et al. (2016), uma abordagem alternativa é colocar os dosímetros na mesa de trabalho, próximo ao campo de radiação, fornecendo uma estimativa mais precisa da dose no cristalino em comparação com a abordagem da vestimenta do médico. No entanto, essa abordagem também tem desvantagens, como não levar em conta a posição do médico e a possibilidade de o dosímetro ser afetado por outros fatores, como a presença de equipamentos de proteção.

Outra técnica de posicionamento de dosímetros para a dosimetria de cristalino é a utilização de dosímetros termoluminescentes (TLDs) em forma de anel, colocados em torno da cabeça do indivíduo. Essa técnica permite a obtenção da distribuição da dose em toda a cabeça, incluindo o cristalino. No entanto, pode haver a influência da cabeça do indivíduo na leitura da dose, devido à presença de diferentes materiais, como osso e tecido adiposo, que podem modificar a distribuição da dose (VRBA et al., 2017).

Além disso, outra opção é o uso de um dosímetro preso aos óculos de proteção do usuário. Embora essa posição tenha a vantagem de fornecer uma estimativa mais precisa da dose no cristalino durante atividades de radiologia intervencionista, como cateterismo cardíaco, a sua desvantagem é que a dose pode ser subestimada se os óculos forem removidos (ICRP, 2015).

A escolha da posição do dosímetro para dosimetria do cristalino na radiologia intervencionista depende de vários fatores, incluindo a precisão desejada, o conforto do médico durante o procedimento e a influência de outros fatores externos. Portanto, uma abordagem individualizada deve ser adotada para garantir a precisão na estimativa da dose recebida pelo cristalino.

2.7 ÓXIDO DE BERÍLIO

Inicialmente, o óxido de berílio cerâmico (BeO) foi investigado como um dosímetro TL, mas o desvanecimento do sinal TL mostrou ser sensível à luz, o que inviabilizou seu uso como material termoluminescente (SOMMER; HENNIGER, 2006; SOMMER et al., 2007; 2008). No entanto, anos mais tarde, Bulur e colaboradores (1998) realizaram uma investigação

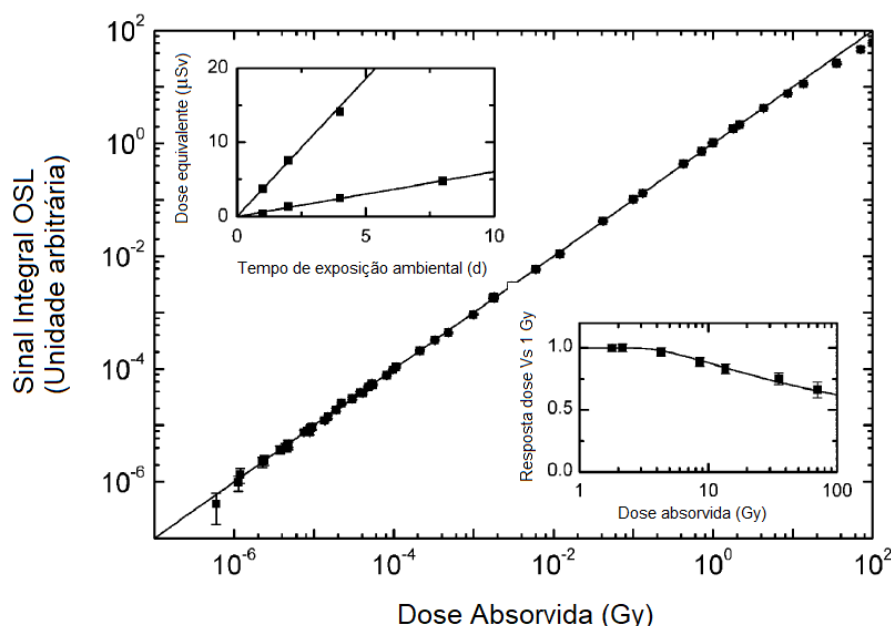
detalhada das propriedades do BeO e sugeriram sua aplicação para dosimetria opticamente estimulada (OSL), esse fenômeno é discutido no Apêndice A (BULUR E GÖKSU, 1998).

Anteriormente, a disponibilidade de materiais para dosimetria OSL era limitada apenas ao $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$, até que um dosímetro pessoal foi desenvolvido utilizando o material BeO, conhecido como ThermaloxTM 995 (Brush Wellman Inc., EUA). Este material está 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. Seu baixo Z_{eff} (7,2) é próximo ao do tecido humano, o que o torna interessante na dosimetria, pois implica em pequeno fator de correção da dependência energética para fótons (BOS, 2001; BØTTER-JENSEN et al., 2003). O BeO também apresenta alta sensibilidade à radiação ionizante e um comportamento linear em função da dose de radiação, em seis ordens de grandeza, especificamente, entre 5 μGy a 5 Gy. No caso de doses mais elevadas, o sinal satura. Esse comportamento é mostrado na

Figura 16, 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, devido à sua ampla aplicação na indústria eletrônica, o que aumenta o interesse dos grupos de pesquisa no material (YUKIHARA, 2011).

Figura 16 - Linearidade do BeO



Fonte: Adaptado de Sommer e Henniger (2007).

De acordo com Yukihiro (2011), o espectro de emissão do BeO para OSL apresenta duas bandas de emissão, sendo uma a 310 nm e a outra a 370 nm. A banda dominante de emissão OSL ocorre em 370 nm. Já o espectro de emissão do BeO para TL apresenta uma banda de emissão dominante em 335 nm.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho é dividido em três etapas, a primeira etapa foi elaborar um porta-dosímetro que atenda aos requisitos da IEC e garanta um posicionamento padrão para qualquer usuário. A segunda etapa foi o desenvolvimento de um novo *phantom* de cabeça utilizando um crânio real com olhos impressos em 3D. Por fim, a terceira etapa consistiu no estudo da geometria de medição para encontrar o melhor posicionamento analisando a diferença entre as respostas do cristal do porta-dosímetro e o cristal do olho impresso.

Todos os equipamentos e materiais utilizados foram disponibilizados pelo Grupo de Dosimetria e Instrumentação Nuclear (GDOIN) no Departamento de Energia Nuclear (DEN) da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE).

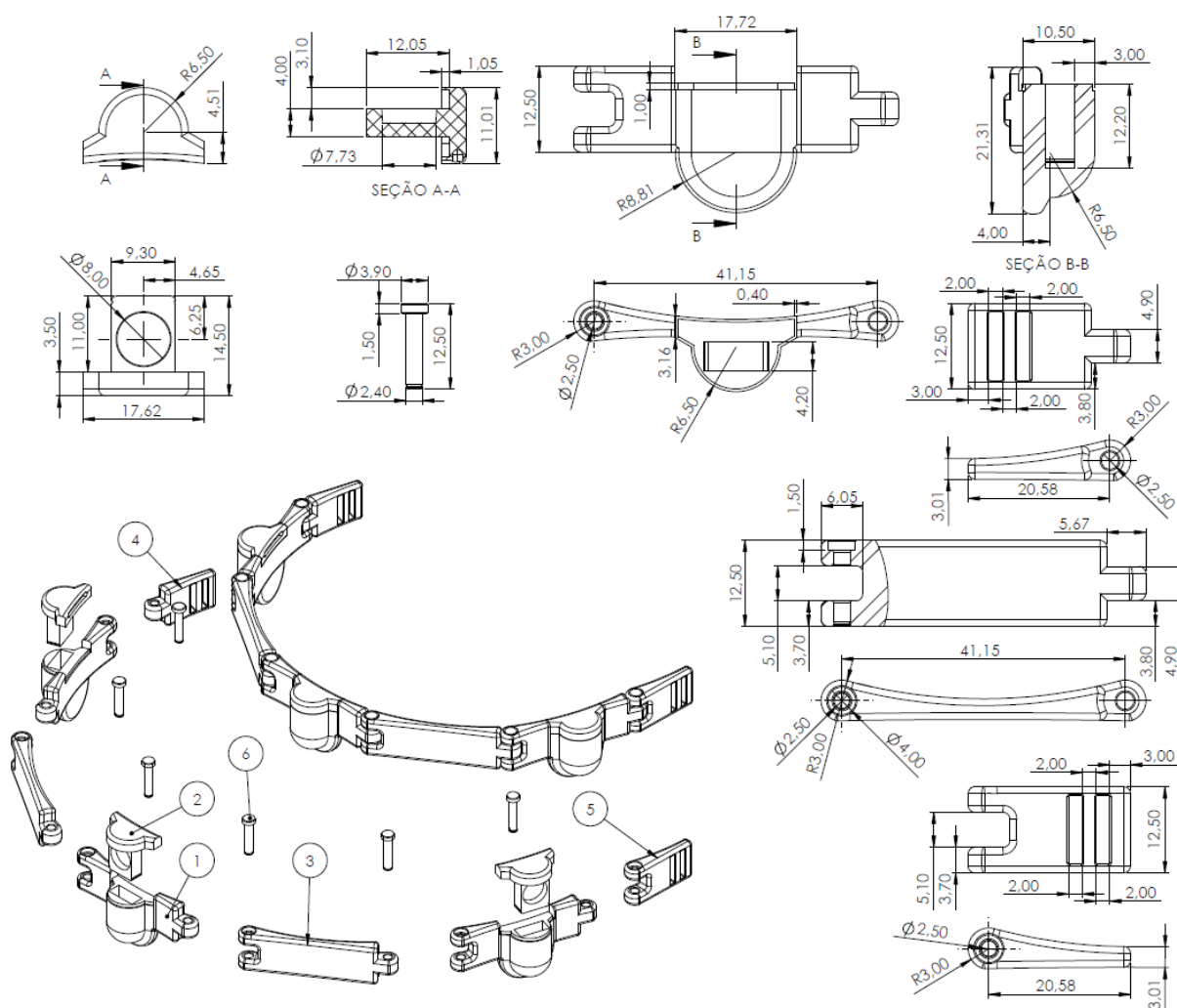
3.1 MODELAGEM DO PORTA-DOSÍMETRO E TESTES DE ACEITAÇÃO

A modelagem do porta-dosímetro foi uma aprimoração do trabalho de Santos et al. (2020), levando em consideração a geometria do modelo de Behrens et al. (2009), a ergonomia, a usabilidade e os critérios de aceitação da IEC. Posteriormente os modelos foram impressos em 3D.

A elaboração dos modelos em 3D foi executada no *software SolidWorks (Dassault Systemes)*, utilizando o módulo de operação *Modeling*. A finalidade deste módulo é criar e editar peças em 3D a partir de um esboço em 2D, utilizando ferramentas como ressalto estrudado, ressalto revolucionado, corte estrudado, filete, chanfro, entre outras.

Na Figura 17 pode ser vista a geometria do novo porta-dosímetro para Hp(3) desenvolvido como uma Tiara que dispõe 3 cristais dosimétricos equidistantes um do outro garantindo assim uma posição fixa para a usabilidade dos IOEs.

Figura 17 - Conjunto do porta-dosímetro Tiara



Fonte: O autor (2021).

O novo conjunto porta-dosímetro é composto por seis módulos essenciais (Figura 17): porta-dosímetro (1), suporte do cristal (2), espaçador da tiara (3), fivela macho para elástico (4), fivela fêmea para elástico (5) e pino fixador (6).

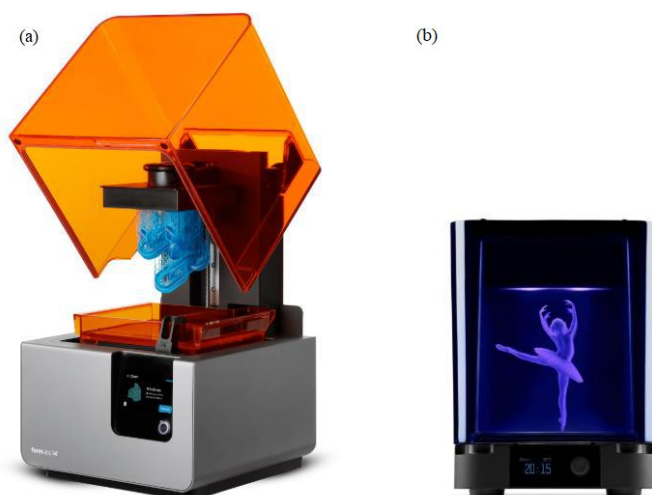
Após protótipo ser modulado no *SolidWorks* foi exportado em arquivo no formato STL (*stereolithography file format*) para o software *PreForm* da *Formlabs*. Neste software, as peças do protótipo são orientadas em um ângulo próximo a 45° em relação ao eixo da plataforma de impressão, para que as camadas possam ser aplicadas com mais suavidade, conforme recomendação do fabricante.

A impressora 3D da *Formlabs*, a Desktop *Form2* (Figura 18), disponível para o projeto, trabalha com a tecnologia de Estereolitografia¹ (SLA), resina líquida solidificada por laser, e por isso foi necessária inserção de suportes, conforme mostrado na Figura 19, que foram cortados com alicate no final da impressão.

A técnica utilizada pela *Form2* fornece peças de alta resolução, com espessura de até 0,025 mm por camada. A *Form2* usa um laser com um comprimento de onda de 405 nm e uma potência de 250 mW para curar a resina de polímero fotossensível líquida. Neste projeto, foi escolhida a versão padrão (rígida) de resina líquida preta (*Black V4 – FLGPK04*), com densidade de 1,09 g.cm⁻³, o que é semelhante à densidade da água ($\rho = 1,0 \text{ g.cm}^{-3}$), comparável a um tecido-equivalente em termos de densidade. 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 dos compartimentos do dosímetro e também da coloração preta, visando a aplicação da dosimetria OSL.

Ao final da impressão, os protótipos foram para a fase de pós-processamento: foram lavados com isopropanol (Álcool Isopropílico) com pureza superior a 90% e pós-curados em câmara de raios UV *FormCure* a 60°C por 30 minutos, tornando-se atóxico e seguro para uso, não representando nenhum risco para a saúde dos usuários. O pós-processamento é muito importante para garantir os melhores resultados para as propriedades mecânicas das peças.

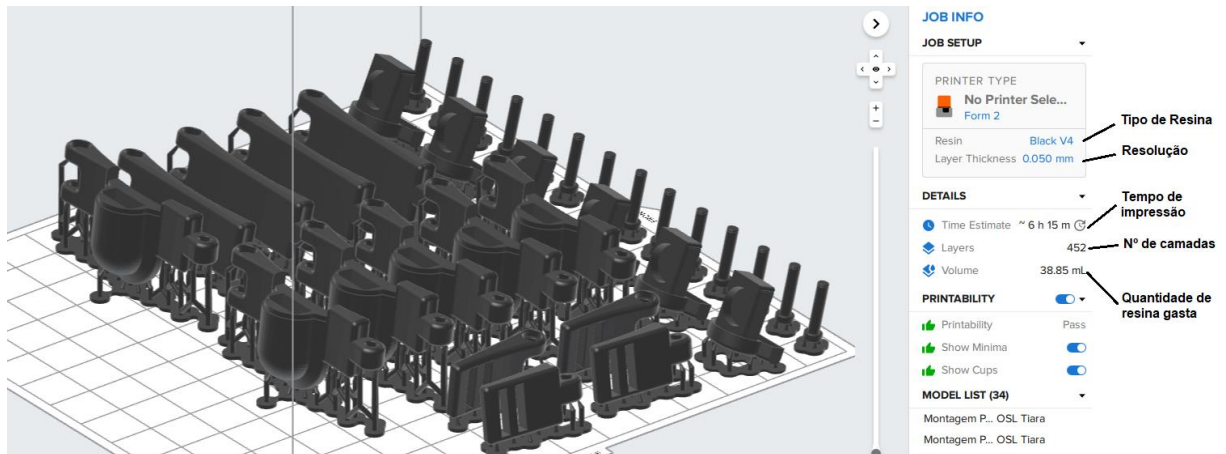
Figura 18 - (a) Impressora 3D Desktop *Form2*, (b) Câmara UV *FormCure*.



Fonte: FormLabs (2020).

¹ 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).

Figura 19 - Interface do *software* de preparação de impressão *PreForm*.



Fonte: O autor (2023).

3.1.1 Testes de Aceitação da Impressão 3D

Foram realizados teste de reprodutibilidade, para garantir as dimensões e geometria; teste de transmitância e absorbância de luz, para identificar se a resina usada com espessura de 3 mm é suficiente para a não entrada de luz no cristal dosimétrico OSL.

3.1.1.1 Teste de Reprodutibilidade

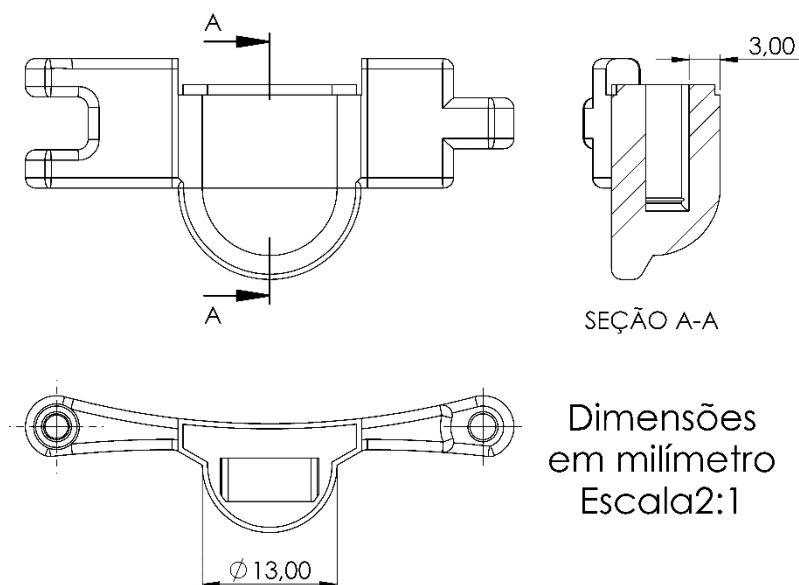
A reprodutibilidade foi verificada com a impressão de 10 protótipos do novo porta-dosímetro de tiara e, inicialmente, foram aferidas as dimensões externas quanto a exatidão em comparação ao desenho CAD, mostrado na Figura 20. Foi utilizado um paquímetro digital para realizar as medidas das dimensões, que possui resolução de 0,01/0,001 mm e exatidão de +/- 0,001 mm.

As dimensões externas foram aferidas três vezes para cada novo porta-dosímetro. Depois disso, calculou-se a média das medidas, desvio padrão e variação percentual ($\Delta\%$) dessas dimensões no conjunto de protótipos. O erro percentual é calculado através da Equação (4):

$$\Delta\% = \frac{(V_M - V_{ref})}{V_{ref}} \times 100 \quad (4)$$

onde V_M é a média das dimensões medidas e V_{ref} é o valor de referência do desenho CAD.

Figura 20 - Porta-dosímetro da Tiara



Fonte: O autor (2021).

Para avaliar a reprodutibilidade das impressões, foi calculado o coeficiente de variação (CV) das duas dimensões, descritas acima na Figura 20, para os 10 porta-dosímetros impressos. O CV corresponde ao valor do desvio padrão das medidas dividido pelo valor médio obtido.

3.1.1.2 Teste de Transmitância e Absorbância de luz

Foi impressa em 3D uma placa retangular (15x3x45 mm) para utilização do equipamento UVvis, para análise da transmitância e absorbância da resina utilizada.

O princípio desse equipamento é medir a passagem, absorção e reflexão de diversos comprimentos de ondas, variando das sub visíveis até acima das visíveis para saber quais comprimentos de ondas são transmitidos, absorvidos e refletidos pelo material estudado.

Para comparação de resultados foram utilizados dois tipos de parâmetros além de três espessuras diferentes, são elas: 120nm/min de *Scans* (varredura e 4nm de *slit* (fenda), em três amostras com espessuras de 0,35mm, 0,95mm e 3,00mm; e 480nm/min de *Scans* e também 4nm de *slit* nas mesmas três amostras.

3.1.2 Dependência Energética e Angular

Nesta etapa, foi avaliado o desempenho da dependência energética e angular do novo porta-dosímetro. foram utilizados os procedimentos descritos na norma internacional ISO 4037-

3 (1999), que especifica como deve ser realizada a calibração de dosímetros pessoais e de área para a radiação de referência gama e X, juntamente com os coeficientes de conversão de kerma ar para Hp(3) descrito por Behrens (2012), bem como as medidas das respostas em função da energia e do ângulo incidente. Os dosímetros foram calibrados na grandeza Hp(3), considerada a melhor grandeza operacional para estimar dose absorvida no cristalino.

Para analisar e interpretar os resultados da dependência energética e angular do novo porta-dosímetro, foram aplicadas as recomendações da norma internacional IEC 62387 (2012), que definem os critérios necessários para o desenvolvimento de um sistema dosimétrico e sua adequação. Uma dose fixa de 1 mSv, em Hp(3), foi utilizada como valor padrão em todas as irradiações. Estas irradiações foram feitas com dosímetros em um *phantom* cilíndrico ICRU representando a cabeça.

Uma fonte de Cs¹³⁷ foi utilizada neste trabalho para a normalização da curva de calibração. Para a radiação X foi utilizada a série Narrow representada pela letra N, essa qualidade de radioproteção é especificada na ISO 4037-3 (1999). A energia efetiva média dessa qualidade de radiação varia entre 8 e 250 keV, essa é a faixa de utilização dos raios-X no radiodiagnóstico e em procedimentos de radiologia intervencionista. As qualidades de radiação escolhidas para a análise da dependência energética e suas respectivas energias médias estão descritas na Tabela 4.

Tabela 4 - Qualidades de radiação do Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes LMRI-DEN/UFPE segundo a norma ISO 4037 - 1 (1996) para equipamentos de raios X.

Qualidade	Energia média (keV)	*CSR (mm)	**Taxa de Kerma no ar (mGy/h)	*** $h_{PK}(3;R,a)_{cyl}$ (Sv/Gy)	Taxa de Hp(3) (mSv/h)	Angulação
N-30	24	1,15 Al	41,36	1,04	43,01	0°, 15°, 30°, 45°, 60°
N-40	33	0,084Cu	16,95	1,28	21,69	0°, 15°, 30°, 45°, 60°
N-60	48	0,24 Cu	30,84	1,54	47,49	0°, 15°, 30°, 45°, 60°
N-80	65	0,58 Cu	14,11	1,66	23,42	0°, 15°, 30°, 45°, 60°
N-100	83	1,11 Cu	10,51	1,63	17,13	0°, 15°, 30°, 45°, 60°
N-120	100	1,71 Cu	11,73	1,58	18,53	0°
N-150	118	2,36 Cu	58,98	1,52	89,65	0°
N-200	164	3,99 Cu	19,12	1,42	27,15	0°
S-Cs-137	662	-	13,42	1,18	15,83	0°

*CSR = Camada semirredutora;

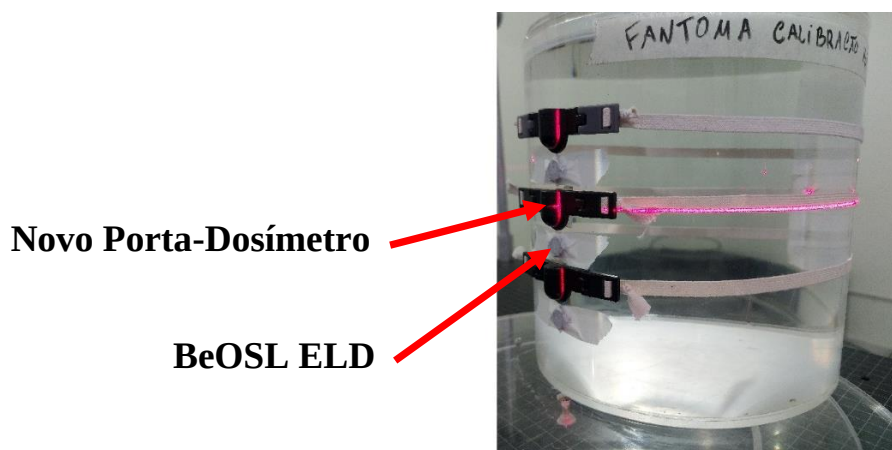
**Determinadas a 1,5 m do ponto focal para as qualidades ISO - N e a 1,0m para a qualidade S- Cs¹³⁷;

***Coeficientes de conversão de kerma no ar para Hp(3) para o phantom cilíndrico.

Fonte: ISO 4037 - 1 (1996); Behrens (2012).

Para analisar a dependência angular do novo porta-dosímetro, utilizamos as três qualidades de menor energia (N-30, N-40 e N-60). Os ângulos de irradiações α foram realizados entre 0° e 60° , em relação ao eixo vertical. A norma internacional IEC 62387 (2012) estabelece que esse teste deve ser realizado para as três menores energias, mas, neste trabalho foram testadas as oito energias: N-30, N-40; N-60, N-80, N-100, N-120, N-150 e N-200; para que o gráfico de resposta relativa pela energia estivesse disposto de forma completa a não ter *gaps* muito grandes entre ISO-N e o Cs^{137} . O arranjo de irradiação dos dosímetros para a análise da dependência energética e angular é mostrado na Figura 21.

Figura 21 - Arranjo de irradiação do novo porta-dosímetro impresso em 3D e dosímetro padrão BeOSL ELD da Dosimetric sobre o *phantom* cilíndrico ICRU.



Fonte: O autor (2021).

Os protótipos do novo porta-dosímetro de tiera impressos em 3D foram irradiados em conjunto com o dosímetro comercial BeOSL ELD, nas mesmas condições para posterior análise comparativa. Em cada configuração de energia e ângulo foram irradiados três dosímetros como mostrado no arranjo da Figura 21, para melhor análise estatística.

Os resultados foram avaliados de acordo com os critérios de aceitação estabelecidos na IEC 62387 (2012), onde os valores da resposta relativa dos dosímetros devem estar contidos no intervalo entre $r_{\min}$ e $r_{\max}$, que dependem da energia da radiação e ângulo de incidência do feixe utilizados para a análise, apresentados na Tabela 5. A resposta relativa r é obtida através da razão entre o valor indicado pelo dosímetro e o valor de referência, ambos em $\text{Hp}(3)$, conforme mostra a Equação (5).

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

Onde: r é a resposta relativa; R é o valor estimado com a leitura do dosímetro; R_o é o valor de referência.

Tabela 5 - Requisitos de desempenho para dosímetros avaliados em Hp(3).

*Teste	Intervalo das energias e ângulos	Faixa de aceitação
Resposta relativa devido à energia média da radiação de fótons e ângulo de incidência	$30 \text{ keV} \leq E_{ph} \leq 250 \text{ keV}$ e 0° a 60° da direção de referência	$r_{min} = 0,71$ a $r_{max} = 1,67$

*Linha 9, da Tabela 9 presente na norma IEC 62387 (2012).

Fonte: IEC 62387 (2012).

Na avaliação da exposição ocupacional, os parâmetros de ângulo de incidência e energia normalmente são desconhecidos, o que torna necessário o uso do fator de correção devido à dependência da resposta dos dosímetros em relação à energia e angulação. Isso garante que os resultados das medições não sejam superestimados ou subestimados de forma significativa. Em sistemas de dosimetria que utilizam apenas um elemento, como é o caso deste estudo, é possível obter apenas um valor de multiplicação, conhecido como $f_{E,A}$. Esse valor é utilizado como fator de correção para levar a curva da dependência energética e angular do dosímetro para mais próximo do valor desejado.

Para obter o fator de correção 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 (6).

$$f_{E,A} = \frac{1}{\frac{1}{n} \sum_{E,\theta} M} \quad (6)$$

Onde: E é o valor de energia de fótons e M é o valor médio das leituras.

Para a análise dos dados foi calculado a diferença percentual entre as respostas dos dosímetros, utilizando da fórmula da variação percentual (Equação (4)), e posteriormente, a média percentual entre todos os pontos analisados obtendo uma “Diferença Média Percentual” entre os dosímetros conforme mostra a Equação (7).

$$DMP = \frac{\Delta\%_1 + \Delta\%_2 + \Delta\%_3 + \Delta\%_n}{n} \quad (7)$$

Onde: DMP é a diferença média percentual e $\Delta\%$ é a variação percentual.

3.2 ESTUDO DA GEOMETRIA DE MEDIÇÃO

Para a realização do estudo da geometria de medição foi desenvolvido um novo *phantom* de cabeça, utilizando um crânio real, que permitiu analisar o posicionamento dos dosímetros para obter a resposta relativa do Hp(3) adequada.

O crânio foi envolto e preenchido com uma cera 7 odontológica de densidade próxima da água (Figura 22). Além disso foi desenvolvido um suporte do crânio, que permitiu um posicionamento vertical nos testes e irradiações (Figura 23).

Figura 22 - Crânio real sendo envolvido por cera 7



Fonte: O autor (2020).

Figura 23 - Suporte do Crânio



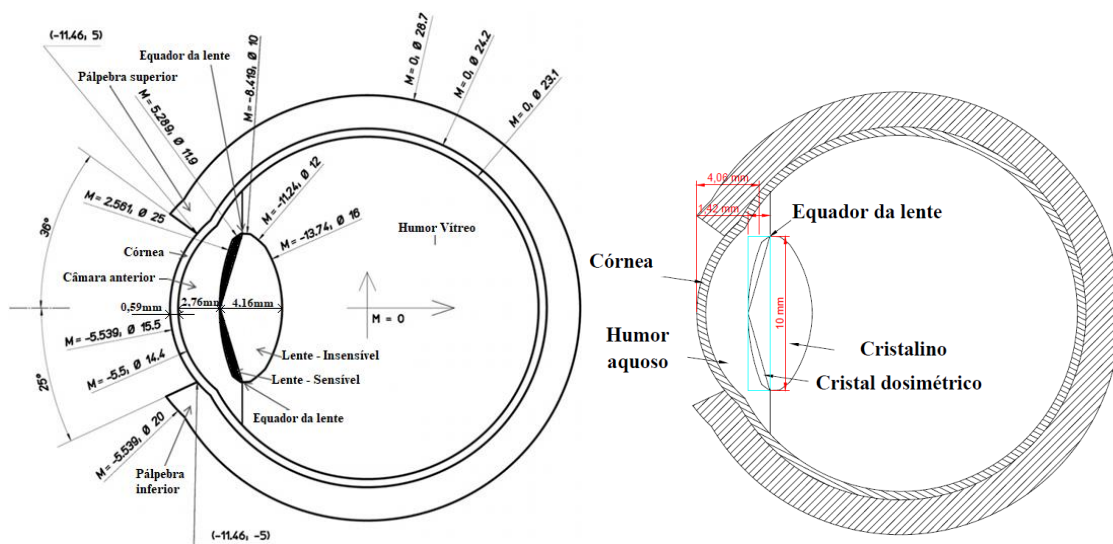
Fonte: O autor (2020).

Para a realização das medições dos testes optou-se por posicionar cristais dosimétricos na distância média da córnea até o tecido mais radiosensível do cristalino (Figura 24b). Para isso, protótipos oculares impressos em 3D adaptados com suportes para cristais dosimétricos foram desenvolvidos.

O modelo foi esboçado levando em consideração Behrens et al. (2009), como mostra a Figura 24a. A parte sensível do cristalino para a indução de catarata são aquelas células posicionadas principalmente perto da superfície frontal do cristalino na região perto do equador.

O primeiro passo na modelagem de um dosímetro de cristalino é colocar o cristal dosimétrico na distância correta da superfície. No modelo de referência, a distância da superfície frontal externa da córnea à superfície do volume sensível do cristalino não é constante, devido à curvatura diferente da lente e da córnea. Essa distância varia entre 2,80 mm e 3,82 mm. A espessura do volume sensível varia entre 0 mm e 0,595 mm, com valor médio de 0,495 mm (BEHRENS et al., 2009). Como a forma da parte sensível do cristalino tem uma espessura que cresce do centro em direção ao equador do cristalino, o centro de massa pode ser considerado a melhor indicação para definir a posição mais adequada para um cristal dosimétrico.

Figura 24 - a - Modelo de olho de Behrens; b - Posicionamento do cristal dosimétrico.

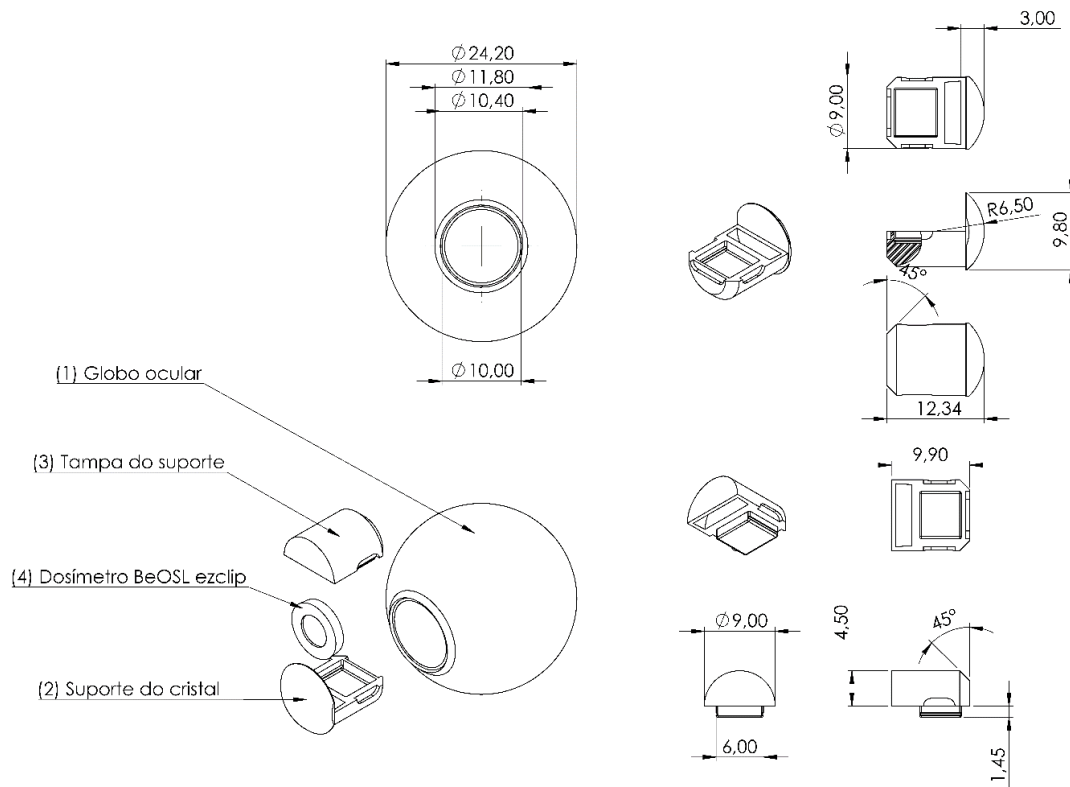


Fonte: 27a - Adaptado de Behrens et al. (2009).

27b - Santos et al. (2020).

A geometria do protótipo ocular com o suporte para cristal dosimétrico é mostrada na Figura 25. Nela são observadas três componentes, o globo ocular (1), o suporte do cristal (2), a tampa do suporte (3) e o Dosímetro BeOSL ezClip.

Figura 25 - Protótipo do olho com suporte para cristal dosimétrico

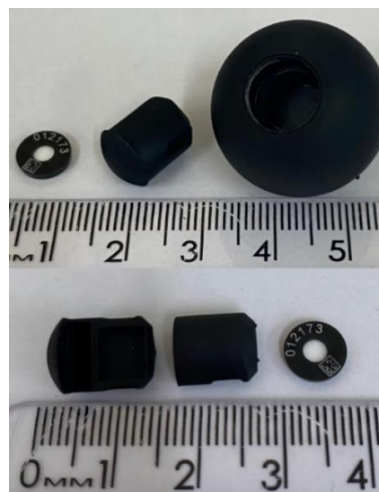


Fonte: O autor (2021).

Após a impressão e fase de pós-processamento, os olhos foram encaixados no crânio e presos cuidadosamente com cera 7 odontológica de densidade próxima da água, idêntica a cera utilizada para envolver o crânio (Figura 22).

Na Figura 26 observa-se o protótipo ocular impresso em 3D com o cristal ezClip para referência.

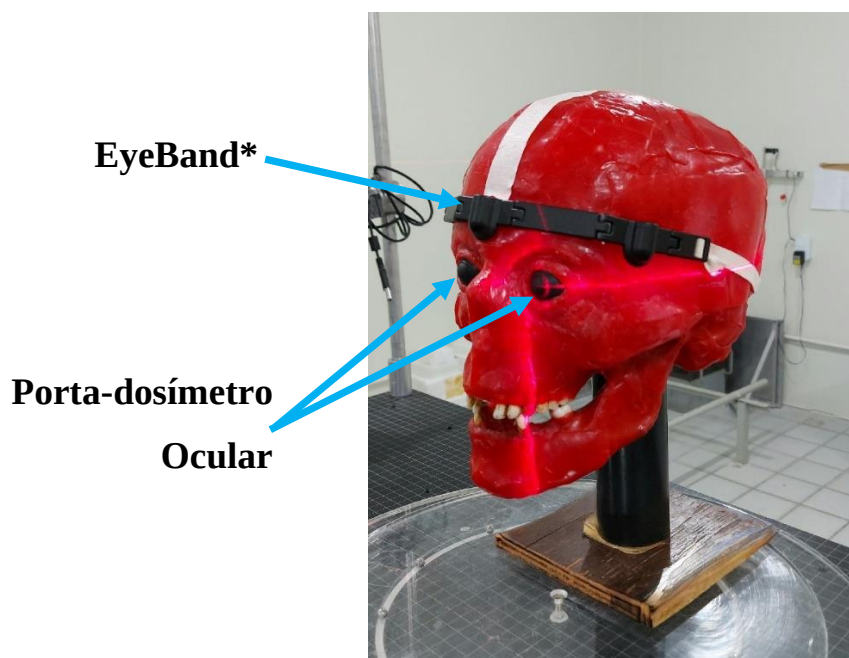
Figura 26 - Olho impresso em 3D com o cristal dosimétrico ezClip ao lado



Fonte: O autor (2021).

Na Figura 27 observa-se o arranjo final do novo *phantom* de cabeça com o novo porta-dosímetro ocular.

Figura 27 - Arranjo do novo *phantom* de cabeça com o novo porta-dosímetro ocular e o EyeBand



* O EyeBand está na foto a título de referência.

Fonte: O autor (2021).

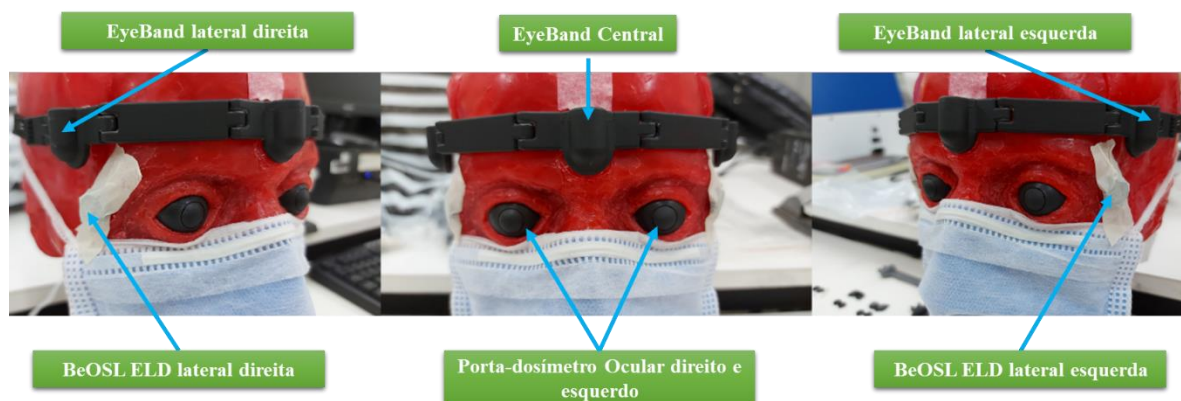
Este estudo teve como objetivo executar simulações através de testes laboratoriais do posicionamento ideal para o dosímetro que foi desenvolvido para monitoração de dose no tecido radiosensível do cristalino, utilizando como referência os modelos hoje aceitos como padrão e estabelecidos por normas da IEC. Uma comparação das respostas entre: o posicionamento real do volume sensível do cristalino, protótipo ocular impresso em 3D inserido no crânio; as posições do porta-dosímetro desenvolvido para monitoração; e os dosímetros comerciais, foi realizada para este estudo.

3.2.1 Análise da Influência do Posicionamento nas Respostas dos Dosímetros

Com o novo *phantom* de cabeça e o EyeBand fabricados e testados, foi possível avaliar a influência do posicionamento do EyeBand e do BeOSL ELD em suas respostas, lembrando que o protótipo EyeBand, tem a possibilidade de posicionar até 3 dosímetros, um no centro da cabeça entre os olhos na altura da glabella, (esse é o dosímetro para referenciar toda a estrutura), um a esquerda e outro a direita equidistante entre eles, tudo em uma estrutura que se molda na

superfície da cabeça. Já BeOSL ELD foi fixado na lateral dos olhos, um a esquerda e outro a direita, como de costume e recomendação do fabricante. Na Figura 28 observa-se os posicionamentos dos dosímetros.

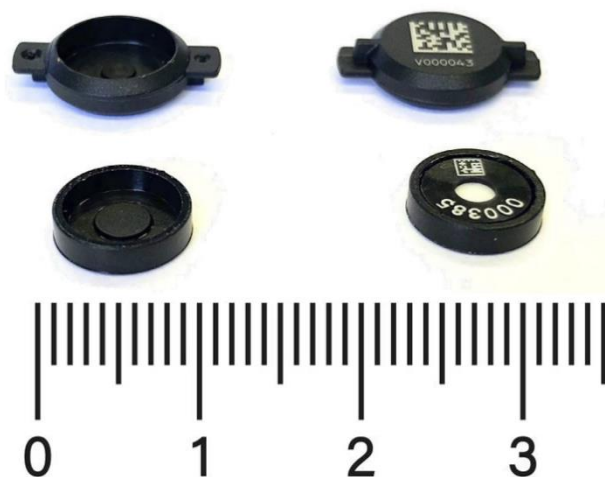
Figura 28 - Posicionamento dos dosímetros



Fonte: O autor (2021).

Foram utilizados neste trabalho cristais de Óxido de Berílio (BeO) como detector de Luminescência Opticamente Estimulada (OSL), em forma de pastilha quadrada 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 porta-dosímetro comercial BeOSL *Eye Lens Dosimeter* (ELD) (Mirion - Dosimetrics GmbH) também com EzClip. O cristal dosimétrico e o porta-dosímetro comercial podem ser visualizados na Figura 29.

Figura 29 - Dosímetro comercial BeOSL ELD. Da parte superior para inferior e da esquerda para a direita: gabinete frontal ELD, bandeja do detector, bandeja com ezClip dentro



Fonte: Adaptado Hoedlmoseer et al. (2019).

O ezClip consiste no cristal dosimétrico em que sua identificação é feita por meio de uma numeração em código presente no cristal que é associado a outra numeração presente no porta-dosímetro de cristalino. Para a realização do zeramento e leitura do dosímetro, o ezClip precisa ser transferido para o porta-dosímetro de leitura, conhecido como ezCase, conforme mostra a Figura 30. Para este estudo, o tratamento óptico e leitura dos ezClip foram realizados colocando o ezCase no dispositivo de zeramento óptico denominado BeOSL *Eraser* e na leitora BeOSL *Reader*, ambos comercializados pela Mirion - Dosimetrics GmbH. O processo de leitura dos dosímetros foi realizado após 3,5 horas da irradiação, conforme recomenda o fabricante do ezClip, em razão do *fading* rápido do BeO.

Antes de realizar qualquer irradiação para teste experimental os ezClips foram zerados afim de remover todo o sinal residual dos dosímetros. A leitora funciona 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 intensidade constante.

Figura 30 - Porta-dosímetro de leitura, conhecido como EzCase



Fonte: Hoedlmooser et al. (2019).

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nesta seção, os resultados de impressão e testes de aceitação obtidos da modelagem e fabricação do porta-dosímetro para cristalino são apresentados, bem como a análise das respostas dos dosímetros em função da variação do posicionamento deles no novo *phantom* de cabeça em relação ao posicionamento real do cristalino.

4.1 MODELAGEM DO PORTA-DOSÍMETRO E TESTES DE ACEITAÇÃO

4.1.1 Testes de Aceitação da Impressão 3D

A Figura 31 mostra o resultado obtido do porta-dosímetro impresso com tecnologia SLA. O método SLA se mostrou viável para o desenvolvimento de um porta-dosímetro para cristalino, permitindo adaptações futuras mediante o *feedback* dos usuários.

Figura 31 - Dosímetro EyeBand impresso com a técnica SLA



Fonte: O autor (2023).

O Dosímetro EyeBand desenvolvido neste trabalho se destaca em relação aos dosímetros para cristalino comerciais por ser modular, podendo ser montado com um, dois ou até três módulos de dosímetros dispostos em uma tiara que se molda na cabeça do usuário. Além disso, ele não necessita de nenhum suporte adicional para ser utilizado. Outra vantagem é o seu fácil posicionamento, por ele ter espaçadores que permitem com apenas o alinhamento do dosímetro central, garantir a equidistância entre eles.

4.1.1.1 Teste de Reprodutibilidade

A análise quantitativa da reprodutibilidade da impressão pelo método SLA pode ser observada na Tabela 6 e Tabela 7, respectivamente. Os valores médios das medidas realizadas nos protótipos impressos foram de 3,003 mm e 13,010 mm. Os desvios percentuais entre o

projeto CAD e o modelo impresso foram iguais a +0,1% para a medida da parede frontal e +0,08% para cúpula frontal, demonstrando que o sistema de impressão SLA possui uma exatidão satisfatória das dimensões dos protótipos criados em relação ao desenho CAD. A reprodutibilidade de dez impressões do porta-dosímetros de cristalino EyeBand em relação a espessura da parede frontal apresentou um coeficiente de variação (CV) de 0,10%, já para a cúpula frontal do dosímetro o CV foi de 0,02%.

Tabela 6 - Reprodutibilidade da impressão 3D da parede frontal do dosímetro

Nº Porta-dosímetro	Medida 1 (mm)	Medida 2 (mm)	Medida 3 (mm)	Média (mm)
E1	3,004	3,009	3,010	3,008
E2	3,009	3,005	3,005	3,006
E3	3,005	3,006	3,006	3,006
E4	3,007	3,004	3,003	3,005
E5	3,008	3,002	3,001	3,004
E6	3,008	3,001	2,999	3,003
E7	3,009	2,999	2,997	3,002
E8	3,009	2,998	2,995	3,001
E9	3,010	2,996	2,993	3,000
E10	3,010	2,995	2,991	2,999
Média Geral (mm)				3,003
CV (%)				0,10

Fonte: O Autor (2022).

Tabela 7 - Reprodutibilidade da impressão 3D do diâmetro da cúpula frontal do dosímetro

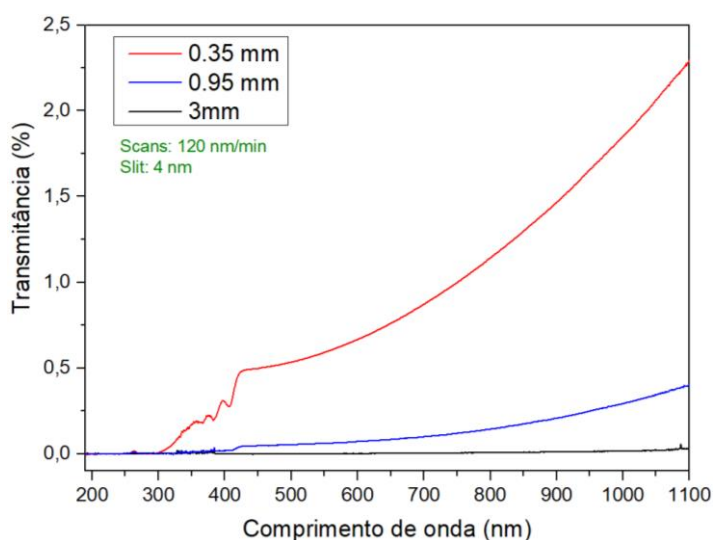
Nº Porta-dosímetro	Medida 1 (mm)	Medida 2 (mm)	Medida 3 (mm)	Média (mm)
E1	13,009	13,009	13,012	13,010
E2	13,005	13,004	13,004	13,004
E3	13,013	13,012	13,008	13,011
E4	13,013	13,011	13,004	13,009
E5	13,015	13,013	13,002	13,010
E6	13,017	13,014	13,000	13,010
E7	13,019	13,016	12,998	13,011
E8	13,021	13,017	12,996	13,011
E9	13,023	13,019	12,994	13,012
E10	13,025	13,020	12,992	13,012
Média Geral (mm)				13,010
CV (%)				0,02

Fonte: O Autor (2022).

4.1.1.2 Teste de Transmitância e Absorbância de luz

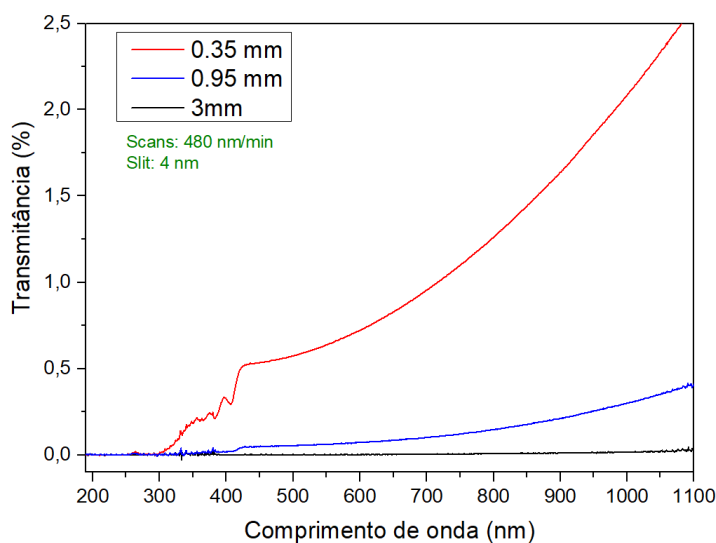
A Figura 32 apresenta o teste de transmitância, com condição de 120 nm/min de *Scans* (varredura) e 4 nm de *slit* (fenda). A espessura de 3 mm conseguiu impedir a passagem de todos os comprimentos de onda dispostos no equipamento UV-VIS. Semelhantemente na Figura 33, com condição de 480 nm/min de *Scans* e também 4 nm de *Slit*, observa-se que o resultado é semelhante ao teste anterior, concluindo, assim, que a espessura de 3 mm é adequada para impedir a transmitância dos espectros da luz visível, evitando assim a estimulação por luz no cristal dosimétrico.

Figura 32 - Teste de Transmitância 1



Fonte: O autor (2021).

Figura 33 - Teste de Transmitância 2

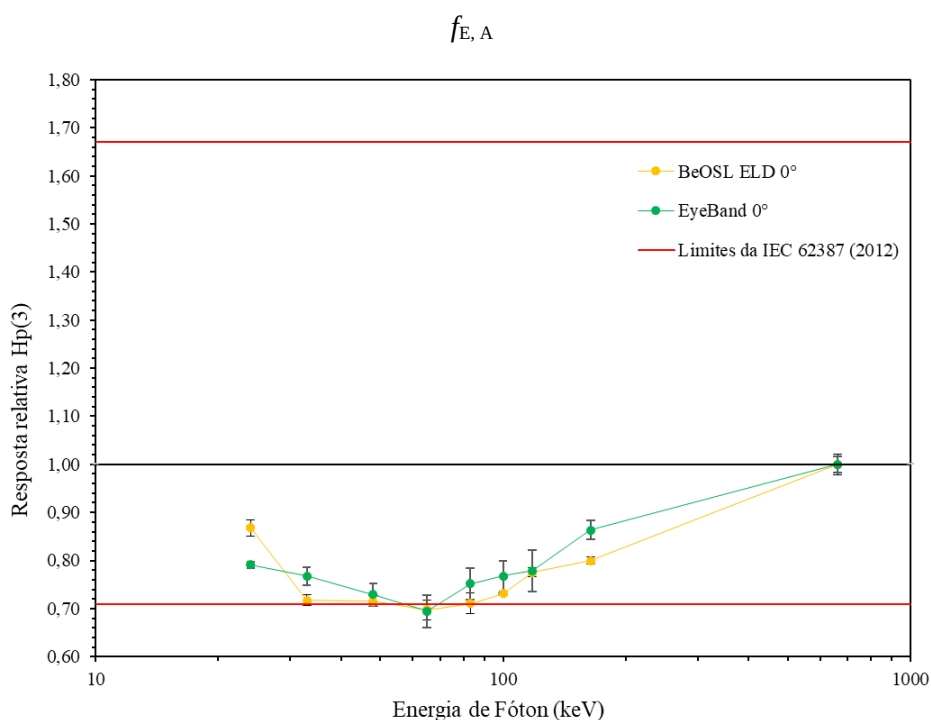


Fonte: O autor (2021).

4.1.2 Dependência Energética e Angular

Os resultados da medição dos dois dosímetros avaliados, EyeBand (desenvolvido neste trabalho) e BeOSL ELD (modelo comercial), foram inseridos em um único gráfico, mostrado na Figura 34. As linhas vermelhas representam os limites de aceitação estabelecidos pela norma internacional IEC 62387 (2012), enquanto as barras de erro indicam um desvio padrão.

Figura 34 - Resposta Relativa a Hp(3) da Dependência Energética do EyeBand e do BeOSL ELD sem



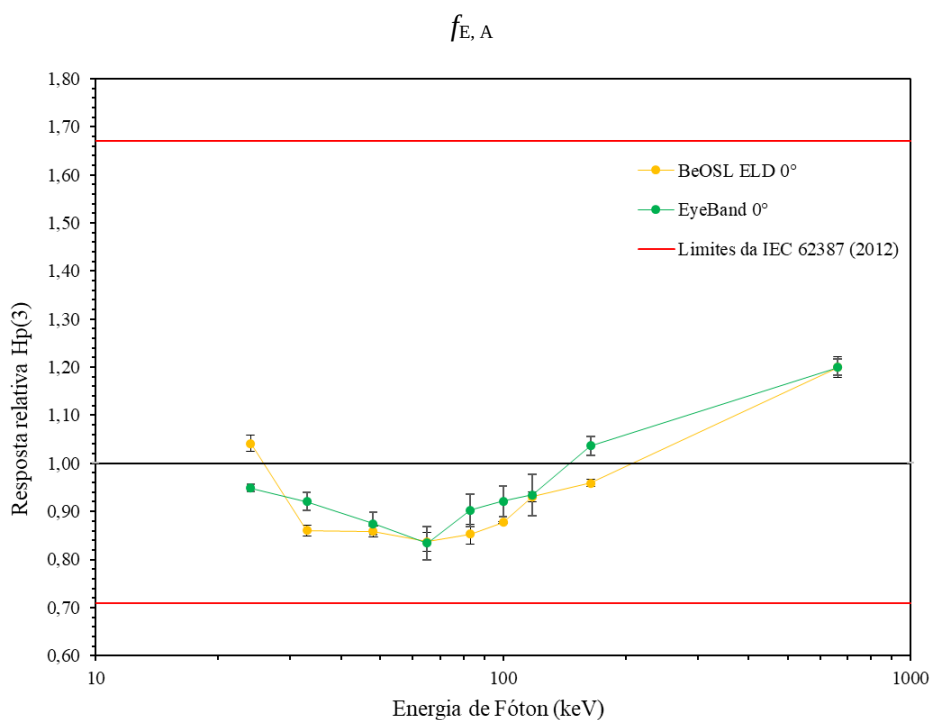
Fonte: O autor (2021).

Foi observado que tanto o Dosímetro EyeBand quanto o BeOSL ELD apresentaram sub-resposta para fótons de baixa energia. Essa sub-resposta ocorre porque o elemento detector utilizado em ambos os dosímetros é o Óxido de Berílio (BeO) ezClip, onde sua característica é sub estimar as doses em baixas energias, pois a resposta de um detector varia com a energia da radiação incidente, dependendo do processo de interação da radiação com a matéria. Nesse caso, a região entre 24keV e 85keV é considerada o pior cenário, uma vez que o efeito fotoelétrico é dominante, o óxido de berílio pode não ser tão eficiente em detectar esse tipo de interação em baixas energias. Isso resulta em uma resposta abaixo do limite inferior (0,71) estabelecido pela norma IEC 62387 (2012) para ambos os dosímetros no quarto ponto de medição.

Com o intuito de melhorar a resposta dos dosímetros e evitar a subestimação das doses em qualquer energia em menos de 20%, foi calculado um fator multiplicativo. Tomou-se o valor médio correspondente ao intervalo entre a resposta relativa máxima ($r = 1,02$) e mínima ($r = 0,64$) de ambos os dosímetros, e normalizou-se para resposta relativa $r = 1,0$.

Assim sendo, foi calculado que esse fator equivale a $f_{E, A} = 1,20$. Tal medida foi aplicada a todas as medições realizadas nas duas curvas, as quais são representadas na Figura 35. É possível notar que a resposta dos dosímetros em relação a todas as energias avaliadas encontra-se dentro dos limites de aceitação descritos na norma IEC 62387 (2012) e próxima à resposta relativa de 1. É desejável que a resposta relativa esteja próxima de 1, já que isso indica que a dose avaliada corresponde ou está próxima do valor real.

Figura 35 - Resposta Relativa a Hp(3) da Dependência Energética do EyeBand e do BeOSL ELD com



Fonte: O autor (2021).

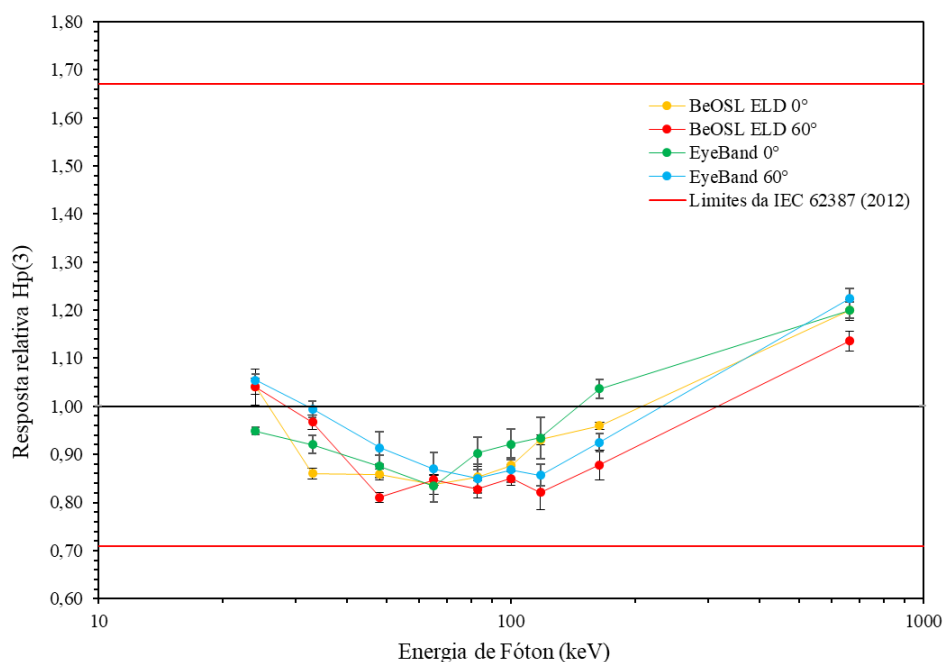
Os resultados indicaram que as respostas do BeOSL ELD (comercial) e do protótipo EyeBand, impresso em SLA, são muito semelhantes em toda a faixa energética analisada, tendo a curva do EyeBand uma diferença média de +2,37% a 0° na faixa energética de 24 a 164 keV para o BeOSL ELD.

Levando em consideração a mesma faixa energética e o valor 1 do gráfico como o desejado, observou-se que a curva do EyeBand tem um desvio médio de -7,8%, já o BeOSL

ELD -9,8% para a mesma faixa e valor desejado, demonstrando assim que o EyeBand está mais próximo de 1, valor desejado.

A Figura 36 apresenta a resposta da dependência angular do EyeBand e BeOSL ELD normalizada para a resposta obtida com a energia do ^{137}Cs e corrigidos com o mesmo $f_{E,A}$.

Figura 36 - Resposta Relativa a Hp(3) da Dependência Energética sob ângulo do EyeBand e do BeOSL ELD com $f_{E,A}$



Fonte: O autor (2021).

A resposta relativa do EyeBand teve uma diferença média de +4,25% a 60° na faixa energética de 24 a 164 keV para o BeOSL ELD. Analisando os resultados para o valor desejado de 1, observou-se um desvio médio de -8,4% para o EyeBand, uma diferença de 0,5% para o EyeBand a 0°. Já para o BeOSL ELD o desvio médio foi de -12,0%, uma diferença de 2,2% do BeOSL ELD a 0°.

Essa variação maior do BeOSL ELD nas irradiações anguladas pode ser motivada pela sua geometria que não segue um padrão ocular, já no EyeBand observa-se uma diferença média de -8,4%, mas que é consideravelmente menor, tendo uma melhor aproximação da resposta relativa ao valor desejado de 1. Isso mostra que a geometria dos porta-dosímetros é um dos fatores influenciadores na resposta relativa dos dosímetros.

4.2 ESTUDO DA GEOMETRIA DE MEDIÇÃO

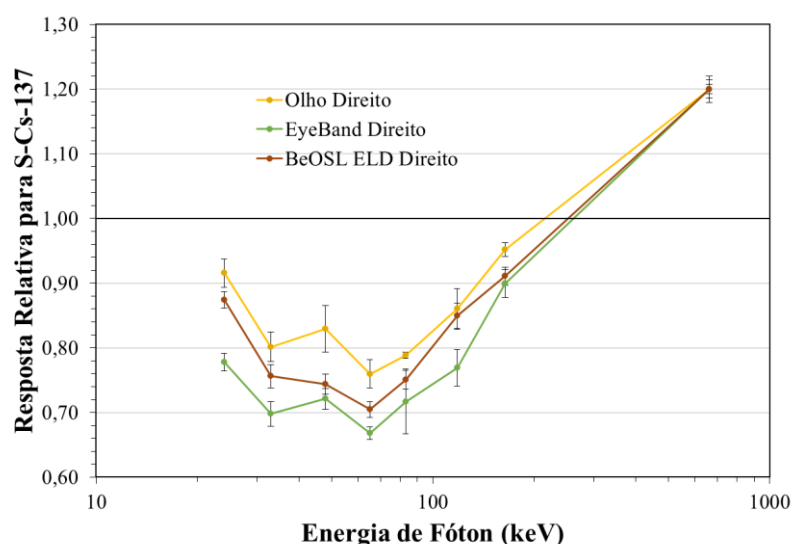
4.2.1 Análise da Influência do Posicionamento nas Respostas dos Dosímetros

Para a análise da influência do posicionamento dos dosímetros em relação a posição real do cristalino, foram feitas irradiações semelhantes às do tópico 4.1.2, utilizando todos os parâmetros adotados pela norma IEC 62387 (2012), com um aditivo de que foram feitas irradiações nos ângulos de 0° , $+30^\circ$, $+60^\circ$ e $+90^\circ$. Todos os resultados foram multiplicados pelo fator $f_{E,A} = 1,20$.

Normalizou-se as respostas obtidas com a energia do ^{137}Cs . As barras de erro representam 1 desvio padrão, os resultados apresentados em porcentagem se referem a faixa energética de 24 a 164 keV. Lembrando que as análises foram realizadas com os dosímetros BeOSL ELD e EyeBand comparando com as respostas dos dosímetros inseridos na posição real do cristalino, no novo porta-dosímetro ocular.

A Figura 37, Figura 38 e Figura 39 apresentam os gráficos comparativos dos lados direito, o centro e o lado esquerdo respectivamente do novo *phantom* de cabeça a uma incidência de radiação de 0° .

Figura 37 - Comparação das respostas dos dosímetros do lado direito do *phantom* de cabeça a uma incidência de radiação a 0°

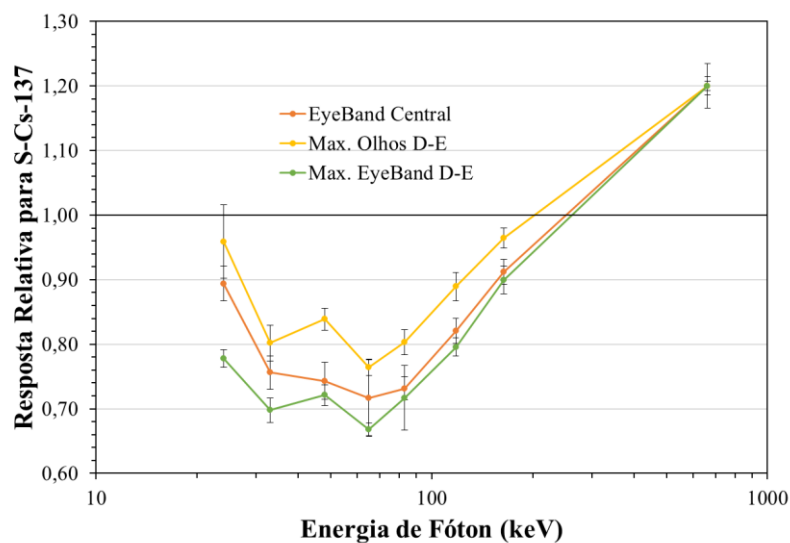


Fonte: O autor (2023).

Observa-se na Figura 37 uma diferença média de -11,18% do EyeBand Direito em relação ao Olho Direito e -5,43% do BeOSL ELD Direito para o mesmo olho. Essa diferença

do EyeBand, maior que o dobro da diferença do BeOSL ELD, possivelmente foi causada pelo posicionamento acima dos olhos, o que não foi observado no BeOSL ELD, por ele está localizado na altura dos olhos. Outra justificativa para essas diferenças médias é que tanto o EyeBand como o BeOSL ELD estão angulados em relação ao eixo de irradiação.

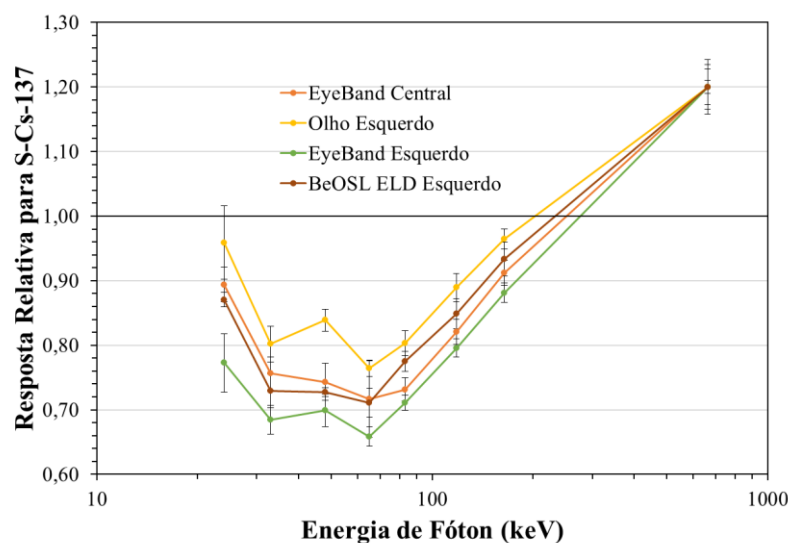
Figura 38 - Comparação das respostas dos dosímetros do centro do *phantom* de cabeça a uma incidência de radiação a 0°



Fonte: O autor (2023).

Na Figura 38 vê-se uma diferença média de -7,45% do EyeBand Central em relação as respostas Máximas entre os Olhos Direito e Esquerdo (Max Olhos D-E), já para as respostas Máximas entre o EyeBand Direito e Esquerdo (Max. EyeBand D-E) em relação ao Max Olhos D-E, observa-se uma diferença média de -12,35%. Essa diferença menor, do EyeBand Central em relação a diferença do Max EyeBand D-E, possivelmente foi ocasionada pela posição do mesmo, não angulado em relação ao eixo de irradiação.

Figura 39 - Comparação das respostas dos dosímetros do lado esquerdo do *phantom* de cabeça a uma incidência de radiação a 0°



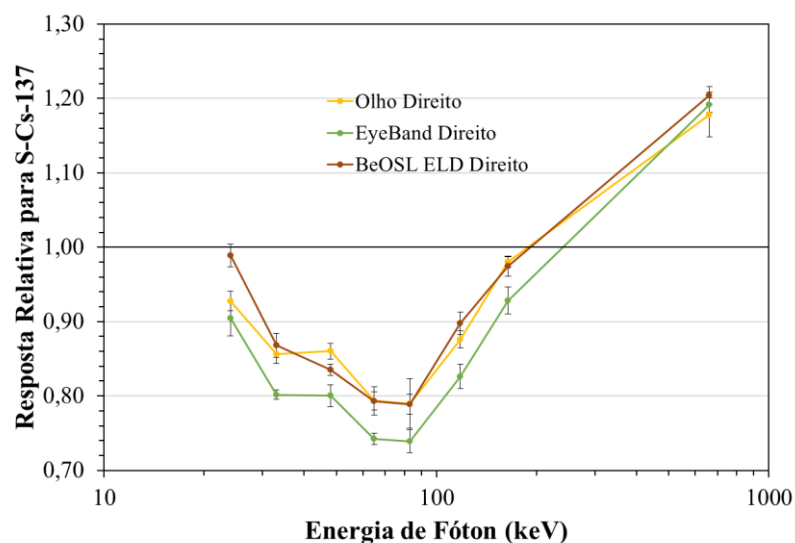
Fonte: O autor (2023).

A Figura 39 mostra que a diferença média do EyeBand Central para o Olho Esquerdo foi de -7,45%, semelhante ao gráfico da Figura 38. Já o EyeBand Esquerdo obteve uma diferença média de -13,60% em relação ao Olho e o BeOSL ELD -7,13%. Como no gráfico da Figura 37, essas diferenças podem estar ligadas à posição vertical dos dosímetros, o Eyeband posicionado acima dos olhos e o BeOSL ELD na altura dos olhos.

Uma outra observação é que o EyeBand Central obteve uma diferença entre as médias de -0,33% para o BeOSL ELD Esquerdo, isso possivelmente ocorreu pela compensação entre suas posições verticalmente e angulações, ou seja, o EyeBand Central estava fixado entre os olhos na altura da glabella e no mesmo eixo de irradiação, já o BeOSL ELD Esquerdo estava na altura dos olhos, porém angulado em relação ao eixo de irradiação.

Na Figura 40, Figura 41 e Figura 42 são apresentados os gráficos do lado direito, centro e lado esquerdo com incidência de radiação a um ângulo de +30° do novo *phantom* de cabeça.

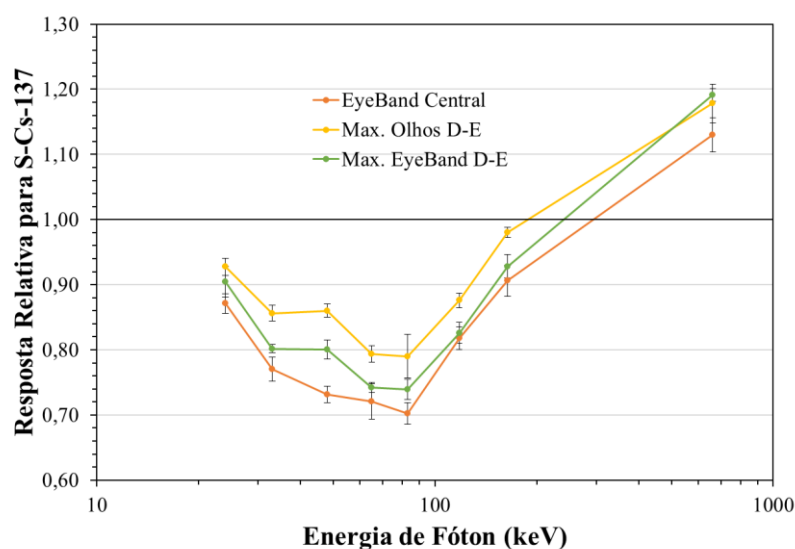
Figura 40 - Comparação das respostas dos dosímetros do lado direito do *phantom* de cabeça a uma incidência de radiação a $+30^\circ$



Fonte: O autor (2023).

Observa-se na Figura 40 uma diferença média de -5,67% do EyeBand Direito para o Olho Direito, já para o BeOSL ELD vê-se uma diferença média de +0,97%. Comparando essas diferenças com as encontradas no gráfico da Figura 37, vê-se uma redução, o que reforça a justificativa da angulação em relação ao eixo de irradiação, como o ângulo foi de $+30^\circ$ os dosímetros receberam mais radiação em comparação as irradiações a 0° . Outra observação foi a influência da posição vertical, que se repetiu como no gráfico da Figura 37.

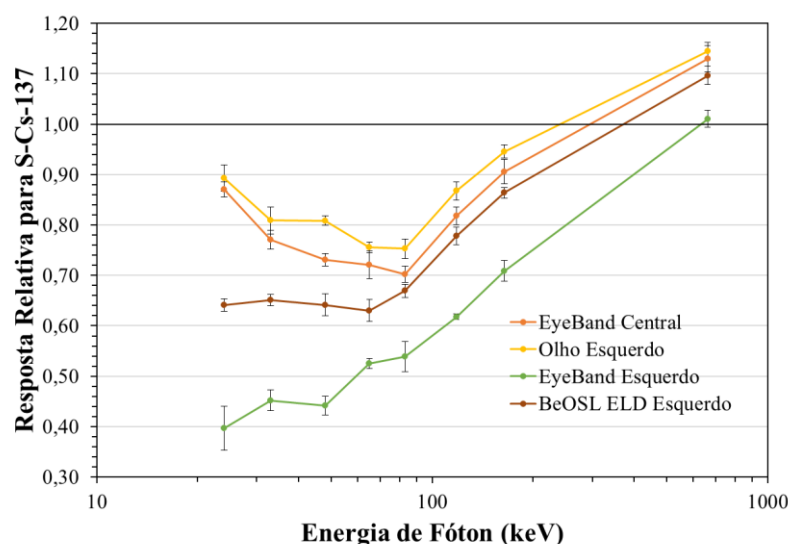
Figura 41 - Comparação das respostas dos dosímetros do centro do *phantom* de cabeça a uma incidência de radiação a $+30^\circ$



Fonte: O autor (2023).

Na Figura 41 foi observado que a diferença média entre o EyeBand Central e o Max Olhos D-E foi de -9,36%, já para o Max EyeBand D-E foi de -5,67%, repetindo-se o mesmo valor visto no gráfico da Figura 40. Foi observado que houve uma inversão das diferenças médias se comparado com o gráfico da Figura 38, o Eyeband Central obteve respostas menores que o Max EyeBand D-E, isso pode ter sido causado pela angulação em relação ao eixo de irradiação, quando o ângulo era 0° o EyeBand Central estava alinhado com o eixo de irradiação e o Max Eyeband D-E estava angulado, nessa situação de irradiação a +30°, o EyeBand Central é que está angulado e o Max EyeBand D-E está mais próximo do alinhamento com o eixo de irradiação.

Figura 42 - Comparação das respostas dos dosímetros do lado esquerdo do *phantom* de cabeça a uma incidência de radiação a +30°

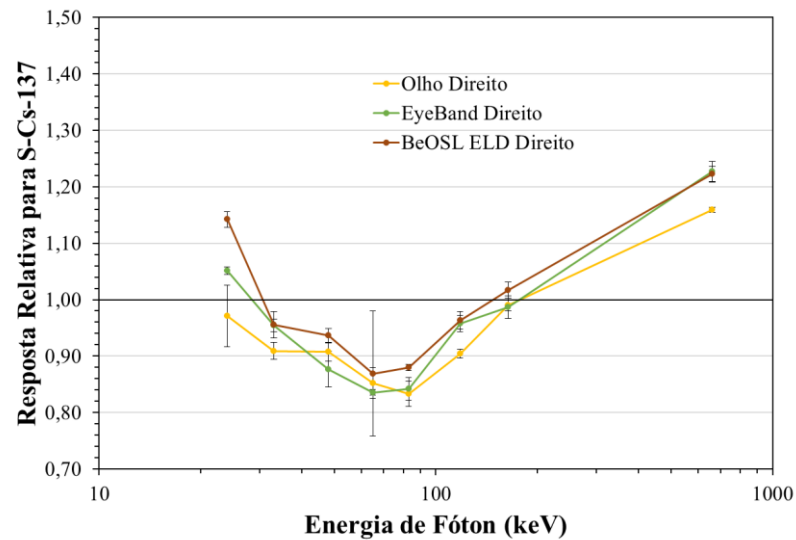


Fonte: O autor (2023).

A Figura 42 apresenta uma diferença média de -5,44% do EyeBand Central, -36,83% do EyeBand Esquerdo e -16,42% do BeOSL ELD Esquerdo, todas em relação ao Olho Esquerdo. Observa-se que houve uma possível atenuação do crânio nos dosímetros da posição do EyeBand Esquerdo e do BeOLS ELD Esquerdo, o que não foi observado no EyeBand Central e no Olho Esquerdo.

Na Figura 43, Figura 44 e Figura 45 observa-se os resultados das irradiações a +60° do Centro Crânio, do lado Direito e do Esquerdo, respectivamente.

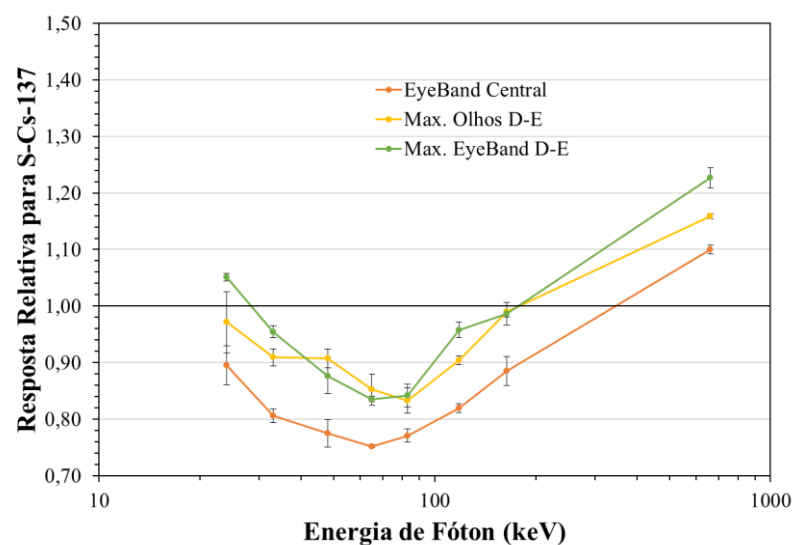
Figura 43 - Comparação das respostas dos dosímetros do lado direito do *phantom* de cabeça a uma incidência de radiação a $+60^\circ$



Fonte: O autor (2023).

A Figura 43 apresenta uma diferença média de +2,07% do EyeBand Direito em relação ao Olho Direito, já o BeOSL ELD apresenta uma diferença média de + 6,09%. Observa-se que aumentando a angulação as respostas nos dosímetros na posição do EyeBand Direito e BeOSL ELD Direito também aumentam, pois os dosímetros estão mais próximos do eixo de irradiação.

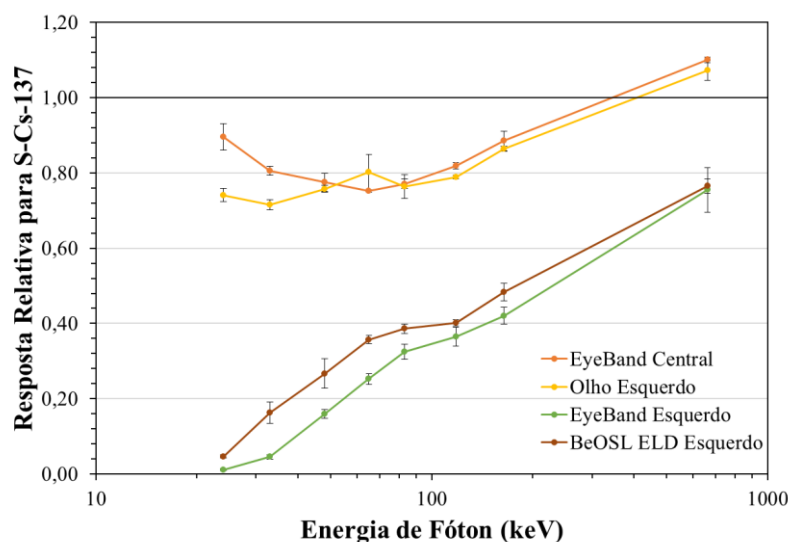
Figura 44 - Comparação das respostas dos dosímetros do centro do *phantom* de cabeça a uma incidência de radiação a $+60^\circ$



Fonte: O autor (2023).

Observando o gráfico da Figura 44 vê-se uma diferença média de -10,43% do EyeBand Central e +2,07% do Max EyeBand D-E, referente ao Max Olhos D-E. Comparando ao gráfico da Figura 41, observa-se que houve um aumento da diferença entre o Eye Band Central e o Max Olhos D-E, isso reforça a justificativa da angulação em relação ao eixo de irradiação citada anteriormente.

Figura 45 - Comparação das respostas dos dosímetros do lado esquerdo do *phantom* de cabeça a uma incidência de radiação a +60°

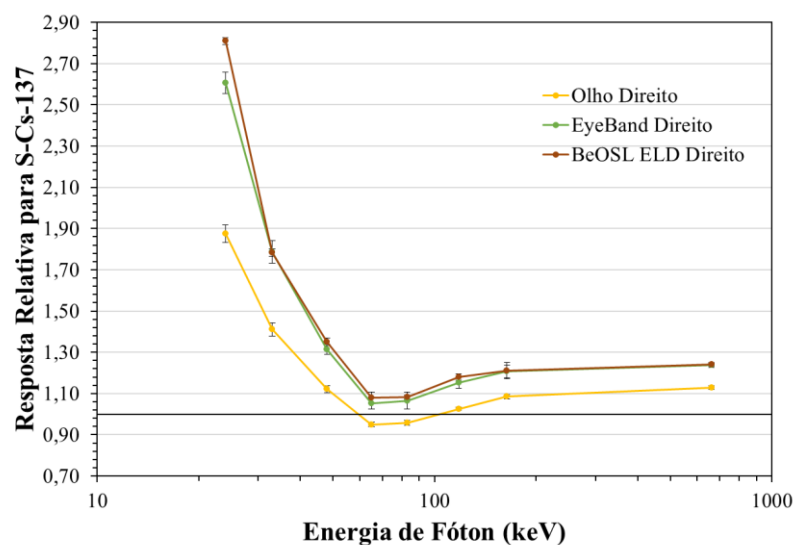


Fonte: O autor (2023).

Na Figura 45 observa-se que a atenuação do crânio foi mais evidente, onde o EyeBand Esquerdo obteve uma diferença média de -71,74% e o BeOSL ELD -61,97%, comparado ao Olho Esquerdo, porém o EyeBand Central obteve uma diferença média de +5,26%. Isso demonstra que, mesmo o crânio estando a +60° do eixo de irradiação, o Olho Esquerdo não foi afetado pela atenuação do crânio, porém houve uma redução, se comparado ao Olho Direito, possivelmente por conta da angulação em relação ao eixo de irradiação.

Na Figura 46, Figura 47, e Figura 48 vê-se os gráficos das irradiações a +90° no novo *phantom* de cabeça nos lados direito, centro e esquerdo, respectivamente.

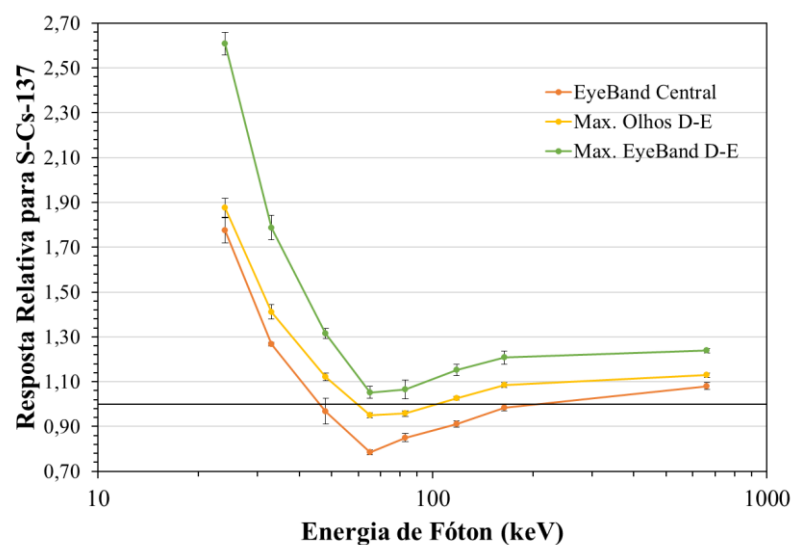
Figura 46 - Comparação das respostas dos dosímetros do lado direito do *phantom* de cabeça a uma incidência de radiação a $+90^\circ$



Fonte: O autor (2023).

Analisando a Figura 46 observa-se uma diferença média de $+18,34\%$ do EyeBand Direito para o Olho Direito, já o BeOSL ELD Direito obteve uma diferença média de $+21,49\%$. Essas diferenças maiores que as observadas anteriormente nos gráficos dos ângulos de 0° , $+30^\circ$ e $+60^\circ$, são consequência da angulação do crânio em relação ao eixo de irradiação, pois os dosímetros localizados a direita ficaram alinhados com esse eixo nessa irradiação a $+90^\circ$, já o Olho Direito encontra-se angulado em relação ao eixo de irradiação.

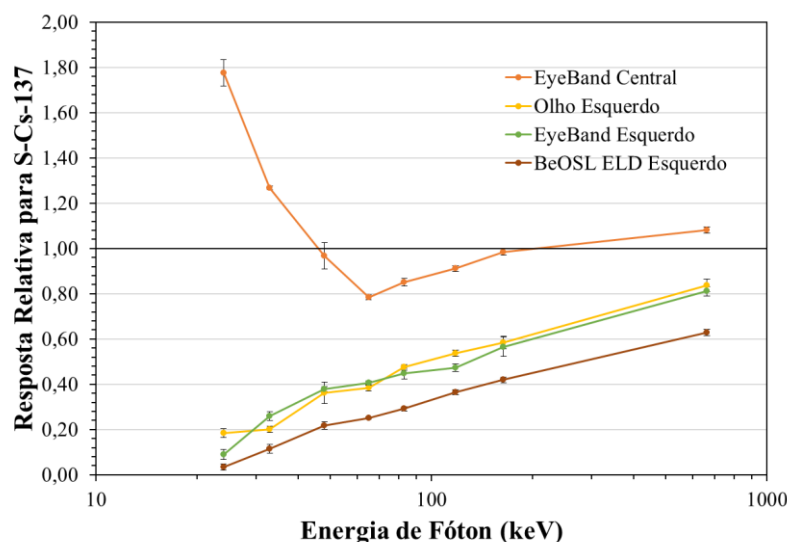
Figura 47 - Comparação das respostas dos dosímetros do centro do *phantom* de cabeça a uma incidência de radiação a $+90^\circ$



Fonte: O autor (2023).

Na Figura 47 foi apresentado uma diferença média de -11,19% do EyeBand Central para o Max Olhos D-E, já o Max EyeBand D-E obteve +18,34%, semelhante ao gráfico da Figura 46. Observa-se, também, que o dosímetro na posição do EyeBand Central encontra-se angulado em relação ao eixo de irradiação, como ocorreu para o Olho Direito no gráfico da Figura 46.

Figura 48 - Comparação das respostas dos dosímetros do lado esquerdo do *phantom* de cabeça a uma incidência de radiação a +90°



Fonte: O autor (2023).

Observa-se na Figura 48 que o crânio atenuou todos os dosímetros a esquerda nessa irradiação a +90°, exceto o dosímetro localizado na posição do EyeBand Central, que obteve uma diferença média de +268,94% em relação ao Olho Esquerdo, já o EyeBand Esquerdo teve uma diferença média de -4,63% e o BeOSL ELD Esquerdo -42,49%. Essa discrepância entre o EyeBand Central e os outros porta-dosímetros se justifica pelo fato da posição do EyeBand Central não permitir atenuações do crânio, porém essa situação proposta não condiz com a realidade para monitorização, apenas para análise e estudo da influência desses posicionamentos.

De modo geral, a Tabela 8 resume os valores mínimos e máximos em porcentagem das diferenças médias dos porta-dosímetros analisados em relação aos dosímetros localizados nos olhos para todos os ângulos estudados na faixa energética de 24 a 164 keV.

Tabela 8 - Variação absoluta entre o mínimo e o máximo das diferenças médias entre os porta-dosímetros e os olhos

Porta-Dosímetro	Mínimo	Máximo	Variação Absoluta
EyeBand Central	-11,19%	-7,45%	3,74%
EyeBand Direito	-11,18%	18,34%	29,52%
BeOSL ELD Direito	-5,43%	21,49%	26,92%

Fonte: O autor (2023).

Observa-se na Tabela 8 que o EyeBand Central obteve a menor variação absoluta em relação a posição dos outros porta-dosímetros, que por sua vez, pode ser corrigida com um fator multiplicativo para uma melhor aproximação dos resultados nos olhos. Nessa análise foram desconsiderados os dosímetros localizados à esquerda do crânio, pelo fato de que todas as irradiações foram positivas, ou seja, o crânio rotacionou no sentido anti-horário, aproximando o lado direito para o eixo de irradiação e gerando assim atenuação nos dosímetros do lado esquerdo.

Analisando os dados da tabela podemos dizer que a tiara EyeBand abre novas possibilidades para monitoração de cristalino, levando em consideração a posição do porta-dosímetro em relação os olhos, parâmetro esse bastante relevante para dose efetiva e para a proteção radiológica dos profissionais da área intervencionista, possibilitando uma melhor monitoração e consequentemente uma melhor proteção radiológica dos IOEs, e ainda deixando em aberto o melhor arranjo para monitoração, podendo ser utilizada um 1, 2 ou até 3 porta-dosímetros, dependendo da situação e necessidade do IOE.

5 CONCLUSÃO

A metodologia proposta neste trabalho, através da integração entre Software de modelagem CAD 3D e impressão 3D para prototipagem do EyeBand e do Porta-Dosímetro Ocular, foi considerada adequada para o desenvolvimento de novos suportes para dosímetros.

Com os resultados apresentados nesse trabalho, conclui-se que o EyeBand atende aos requisitos de desempenho da norma IEC 62387 (2012), assim como o Porta-Dosímetro Ocular.

Na análise do posicionamento dos dosímetros, vemos que o dosímetro na posição do EyeBand Central obteve a menor variação para os dosímetros localizados nos olhos, comparado aos outros posicionamentos, inclusive o posicionamento do BeOSL ELD (comercial), contudo o desempenho do EyeBand Direito e do EyeBand Esquerdo foram inferiores ao comercial, porém isso foi causado por suas posições estarem acima da linha dos olhos e o BeOSL ELD estar na mesma linha. Isso pode ser resolvido com uma atualização do suporte para deixar o EyeBand Direito e Esquerdo na linha dos olhos, na mesma posição do BeOSL ELD.

Nesta mesma análise vemos que o EyeBand Central obteve diferenças médias negativas em relação aos olhos, porém isso pode ser corrigido por um fator multiplicativo que aproximará suas respostas para as dos olhos.

Com isso, conclui-se que o objetivo deste trabalho foi atendido com o desenvolvimento do EyeBand, que possibilita o posicionamento adequado com a menor variação das respostas comparado ao posicionamento real do cristalino.

Para trabalhos futuros na implementação no Laboratório de Proteção Radiológica e em outras instituições que realizam serviços de monitoração, faz-se necessária a realização de testes de reutilização e esterilização, como também avaliação clínica dos dosímetros pelos profissionais nos setores intervencionistas.

REFERÊNCIAS

- BEHRENS, R.; DIETZE, G.; ZANKI, M. Dose conversion coefficients for electron exposure of the human eye lens. **Physics in Medicine and Biology**, v. 54, p. 4069–4087, 2009.
- BEHRENS, R.; DIETZE, G. Dose conversion coefficients for photon exposure of the human eye lens. **Physics in Medicine and Biology**, v. 56, p. 415–437, 2011.
- BEHRENS, R. Air Kerma to Hp(3) conversion coefficients for a new cylinder phantom for photon reference radiation qualities. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 151, n. 3, p. 450 – 455, 2012.
- BEHRENS, R.; HUPE, O.; BUSCH, F.; DENK, J.; ENGELHARDT, J.; GÜNTER, K.; HÖDLMOSE, H.; JORDAN, M.; STROHMAIER, J. Intercomparison of eye lens dosimeters. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 174, n. 1, p. 1–7, 2016.
- BETTI, M.; MAZZONI, L. N.; BELL, G.; BERNARDI, L.; BICCHI, S.; BUSONI, S.; FEDELE, D.; FEDELI, L.; GASPERI, C.; GORI, C.; QUATTROCCHI, M.; TADEUCCI, A.; VIGLIOTTI, M.; VAIANO, A.; ROSSI, F. Surgeon eye lens dose monitoring in catheterization lab: A multi-center survey. **Physica Medica**, v. 60, p. 127–131, 2019.
- BILSKI, P., BORDY, J-M., DAURES, J., DENOZIERE, M., FANTUZZI, E., FERRARI, P., GUALDRINI, G., KOPEC, M., MARIOTTI, F., MONTEVENTI, F., WACH, S. The new EYE-D™ dosimeter for measurements of HP (3) for medical staff **Radiation measurements**, 46, p. 1239 – 124, 2011.
- 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.
- 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.
- CHARLES, M. W.; BROWN, N. Dimensions of the human eye relevant to radiation protection. **Physics in Medicine and Biology**, v. 20, n. 2, p. 202–218, 1975.
- CNEN-NN-3.01: Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica. **Comissao Nacional de Energia Nuclear**, Resolução 164/14 Março, 2014.
- FURETTA, C. Chapter Thermally disconnected traps. Handbook of Thermoluminescence. **World Scientific, Singapore**, p. 401-434, 2003.
- GARZÓN, W. J., ANDRADE, G., DUBOURCQ, F., ABUD, D. G., BREDOW, M., KHOURY, H. J., KRAMER, R. Prostatic artery embolization: radiation exposure to patients and staff. **Journal of Radiological Protection**, v.36, p. 246–254, 2016.

GEBER, T.; GUNNARSSON, M.; MATTSSON, S. Eye lens dosimetry for interventional procedures—relation between the absorbed dose to the lens and dose at measurement positions. **Radiation measurements**, v. 46, n. 11, p. 1248-1251, 2011.

GUALDRINI, G.; MARIOTTI, F.; WACH, S.; BILSKI, P.; DENOZIERE, M.; DAURES, J.; BORDY, J. M.; FERRARI, P.; MONTEVENTI, F.; FANTUZZI, E. Eye lens dosimetry: Task 2 with in the ORAMED Project. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 144, n. 1–4, p. 473–477, 2011.

GUPTA, M., et al. "Lens of eye dosimetry during neurointerventional procedures: a comparative study of positioning of dosimeter." **Radiation Protection Dosimetry**, v. 162, n. 1-2, p. 114-118, 2014.

HÄUSLER, U.; CZARWINSKI, R.; BRIX, G. Radiation exposure of medical staff from interventional x-ray procedures: a multicentre study. **European radiology**, v. 19, n. 8, p. 2000-2008, 2009.

HOEDLMOSER, H., GREITER, M., BANDALO, V., MENDE, E., BRÖNNER, J., KLEINAU, P., ... & FIGEL, M. New eye lens dosimeters for integration in radiation protection glasses. **Radiation Measurements**, 125, 106-115, 2019.

HOEDLMOSER H., BRONNER J., BANDALO V., WAHL F., GREITER M. B. Simulation of OSL and TLD dosimeter response for the development of new extremity dosimeters. **Radiation Protection Dosimetry**, 185, p.222–230, 2019b.

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

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Statement from the 1985 Paris meeting**. British Journal of Radiology, 58, 910, 1985.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Recommendations of the international Commission on Radiological Protection**. British Journal of Radiology; Supplement n. 6, 1995

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Basic Anatomical and Physiological Data for use in Radiological Protection: Reference Values**. Publication 89; Ann. ICRP 32, 2002.

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

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. **Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources**. Report 39. 1985 (ICRU Publications: Bethesda).

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. **Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry**. Report 59. September 1992 (ICRU Publications: Bethesda).

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.

ISO. International Organization for Standardization. **X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy - Part 1: Radiation characteristics and production method**. ISO 4037-1, 1996.

ISO. International Organization for Standardization. **X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy - Part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence**. ISO 4037 - 3, 1999.

IZEWSKA, JOANNA; RAJAN, Govinda. Radiation dosimeters. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**, p. 71-99, 2005.

KHAN, F. M., et al. The Physics of Radiation Therapy. Philadelphia: **Wolters Kluwer**, 2016.

KNEŽEVIĆ, Ž.; POJE, M.; KASABASIC, M.; & VEKIĆ, B. Energy dependence of different TLD and OSL dosimeters in low-energy X-ray beams. **Radiation Protection Dosimetry**, 157(4), 523-528, 2013.

KRAMER, R.; ZANKL, M.; WILLIAMS, G.; DREXLER, G. **The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte-Carlo methods. Pt. 1**. 1982. Disponível em: < https://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:14796056 >. Acesso em: 15 fev. 2021.

LIE, O.O., PAULSEN, G.U., WÖHNI, T. Assessment of effective dose and dose to the lens of the eye for the interventional cardiologist. **Radiation Protection Dosimetry**. 132 (3), 313e318, 2008.

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.

MARIOTTI, F.; GUALDRINI, G. Eye lens dosimetry. A new Monte Carlo approach to define the operational quantity Hp (3). **ORAMED Project**. 2009.

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.

REHANI, M. M. Eye dose assessment and management: overview. **Radiation protection dosimetry**, v. 165, n. 1-4, p. 276-278, 2015.

SANTOS, M. F., CASSOLA, V., KRAMER, R., COSTA, J. V., ANDRADE, M. E. A., ASFORA, V. K., KHOURY, H. J., BARROS, V. S. M. Development of a realistic 3D printed eye lens dosimeter using CAD integrated into Monte Carlo simulations. **Biomedical Physics Engineering Express**, 6, 2020

SANTOS, M. F., VASCONCELOS FILHO, W. C., MELO, G., ASFORA, V. K., KHOURY, H. J., & DE BARROS, V. S. M. Evaluation of a 3D printed OSL eye lens dosimeter for photon dosimetry. **Journal of Radiological Protection**, 2020a e 2020b.

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.

STRUELENS, L., DABIN, J., CARINOU, E., ASKOUNIS, P., CIRAJ-BJELAC, O., DOMIENIK-ANDRZEJEWSKA, J., BERUS, D., PADOVANI, R., FARAH, J., COVENS, P. Radiation-Induced lens opacities among interventional cardiologists: Retrospective Assessment of Cumulative eye lens doses. **Radiation Research**, v. 189, p. 399–408, 2018.

URBONIENE, A. and GRICIENE, B. Extremity and eye lens doses of interventional radiology and cardiology workers. **Proceedings of the 8th International Conference on Medical Physics in the Baltic States, Kaunas, Lithuania**, 109, 2010.

VANO, E.; FERNANDEZ, J. M.; RESEL, L. E.; MORENO J.; SANCHEZ, R. M. Staff lens doses in interventional urology. A comparison with interventional radiology, cardiology and vascular surgery values. **Journal of Radiological Protection**, v.36, p. 37–48, 2016.

VRBA, T., DE ANGELIS, C., & D'ONOFRIO, A. Radiation dose measurement on head and neck phantoms using optically stimulated luminescence dosimeters (OSLDs). **Radiation Protection Dosimetry**, 176(2), 170-175. 2017.

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).

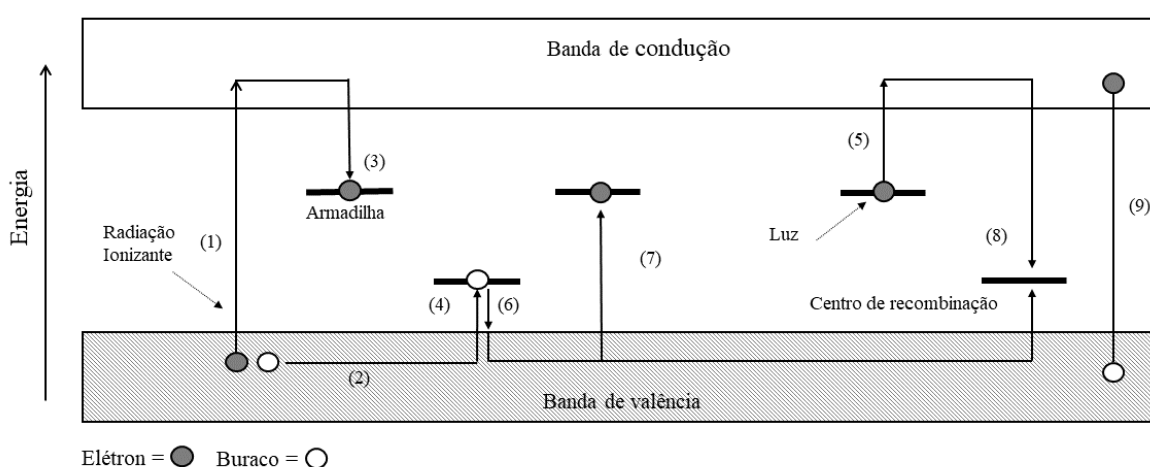
A Luminescência Opticamente Estimulada (LOE) ou *Optically Stimulated Luminescence* (OSL) é um processo no qual um material isolante ou semicondutor previamente irradiado quando submetido a uma estimulação óptica apropriada, emite um sinal luminoso proporcional à dose absorvida (BØTTER-JENSEN et al., 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 A1 - 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.

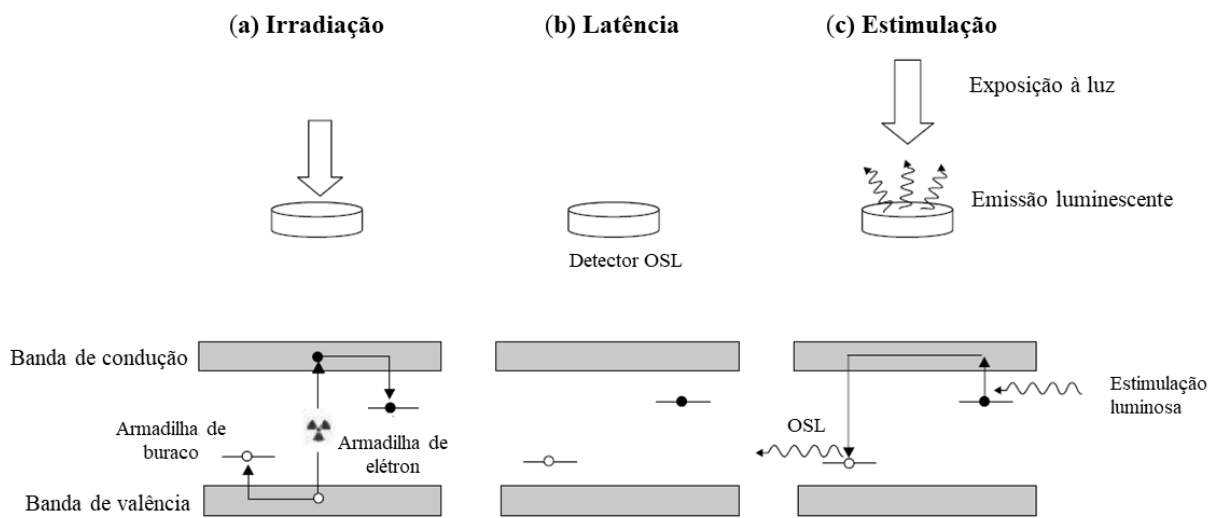
Fonte: Adaptado de McKeever (1985); Asfora (2014).

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, consequentemente, à dose acumulada no cristal.

Quando a excitação é de natureza térmica, este processo é denominado de Luminescência Termicamente Estimulada (LTE) ou termoluminescência (TL), enquanto que quando a excitação é através da luz, é denominada de luminescência opticamente estimulada

(LOE). 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 A2 - Ilustração das etapas do processo OSL.



Fonte Adaptado de Yukihiro e McKeever (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 (A 1) (YUKIHARA; MCKEEVER, 2008).

$$p = \sigma \varphi \quad (\text{A } 1)$$

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 na Equação (A 2) que:

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

A solução desta equação mostra que a concentração de elétrons aprisionados decai exponencialmente com o tempo de estimulação (Equação (A 3)):

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

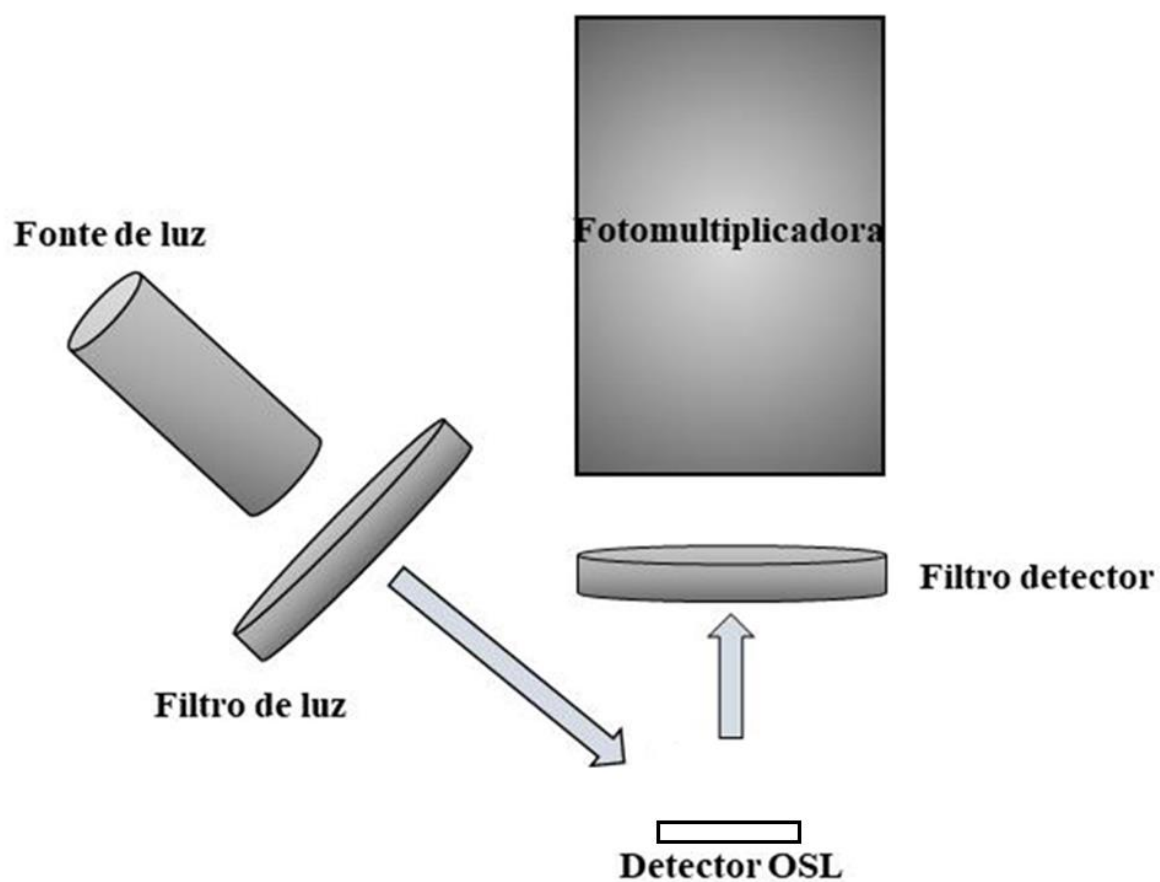
Onde $n_0 = n(0)$ é a concentração inicial de cargas aprisionadas.

Supondo que todos elétrons estimulados se recombina 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 (A 4):

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

O sistema básico de uma leitora OSL é composto 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 de luz) que a partir de um filtro óptico 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 A3 - Esquema representativo do sistema de leitura OSL



Fonte: Adaptado de Yukihiro e McKeever (2008).

ANEXO A – INFORMAÇÃO TÉCNICAS DA RESINA BLACK

SECÇÃO 9: Propriedades físico-químicas

9.1 Informações sobre propriedades físicas e químicas

Aspeto	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.