



Universidade Federal de Uberlândia
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Isabella Pereira Tobias

Uberlândia

2021

Isabella Pereira Tobias

**Análise de propriedades dosimétricas de materiais quanto
à dependência energética usando simulação de Monte
Carlo**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Faculdade de Engenharia Elétrica - FEELT

Orientador: Prof. Dr. Lucio Pereira Neves

Uberlândia

2021

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

T629	Tobias, Isabella Pereira, 1997-
2021	Análise de propriedades dosimétricas de materiais quanto à dependência energética usando simulação de Monte Carlo [recurso eletrônico] / Isabella Pereira Tobias. - 2021.
<p>Orientador: Lucio Pereira Neves. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.di.2021.331 Inclui bibliografia. Inclui ilustrações.</p>	
<p>1. Engenharia biomédica. I. Neves, Lucio Pereira , 1982-, (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.</p>	
CDU: 62:61	

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
 Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N, Sala 115 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902
 Telefone: (34) 3239-4761 - www.ppgeb.feelt.ufu.br - ppgeb@feelt.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica			
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 075, PPGB			
Data:	Nove de julho de dois mil e vinte e um	Hora de início:	10 horas	Hora de encerramento: 11 horas
Matrícula do Discente:	11922EBI006			
Nome do Discente:	Isabella Pereira Tobias			
Título do Trabalho:	Análise de propriedades dosimétricas de materiais quanto à dependência energética usando simulação de Monte Carlo			
Área de concentração:	Engenharia Biomédica			
Linha de pesquisa:	Sistemas Computacionais e Dispositivos Aplicados à saúde			
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Desenvolvimento de novos sistemas vítreos para dosimetria das radiações ionizantes			

Reuniu-se em web conferência pela plataforma Google Meet em conformidade com a PORTARIA Nº36, DE 19DE MARÇO DE 2020 da COORDENAÇÃO DE APERFEIÇOAMENTO DE PESSOAL DE NÍVEL SUPERIOR - CAPES, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Linda Viola Ehlin Caldas - IPEN; William de Souza Santos - INFIS/UFU; Lucio Pereira Neves - PPGB/INFIS/UFU orientador(a) do(a) candidato(a).

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa, Dr(a). Lucio Pereira Neves, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(as) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovada.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do

Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Lucio Pereira Neves, Professor(a) do Magistério Superior**, em 09/07/2021, às 11:08, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **William de Souza Santos, Professor(a) do Magistério Superior**, em 09/07/2021, às 11:10, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Linda Viola Ehlin Caldas, Usuário Externo**, em 09/07/2021, às 11:15, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **2893590** e o código CRC **F482B86F**.

À memória de meu avô Valter Vicente Gomes

Agradecimentos

Agradeço primeiramente à Deus.

Agradeço à minha mãe, Maiza Silva, pelo apoio emocional e financeiro.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Lucio Neves pelas aulas, pelo convite para fazer parte da família LInDa, por todos os conselhos, pela paciência e ajuda nesses dois últimos anos me guiando nos primeiros passos da pós-graduação. Agradeço também à Profª. Dra. Ana Paula Perini, um exemplo de mulher e pesquisadora, obrigada por todas as contribuições com o trabalho e pela valiosa amizade.

Aos meus amigos, pelos incentivos durante minha trajetória neste curso. À Ana Paula sempre tão dedicada em tudo que fez, fico muito feliz por ter a sua amizade para além da área acadêmica, obrigada por tudo.

Aos professores, que me guiaram até aqui.

Ao laboratório LInDa, pelo acolhimento, oportunidade para desenvolver este trabalho e aos amigos: Samara, Otávio, Paula e Lucas, pelas ajudas com o código e pelos momentos de descontração.

À Profª. Dra. Anielle Christine Almeida Silva e ao Prof. Dr. Noelio de Oliveira Dantas, pela produção de diversas matrizes vítreas que foram simuladas neste trabalho.

Ao CNPq pelo apoio financeiro mediante o projeto "Dosimetria em tempo real de procedimentos de Radiologia Intervencionista empregando os Métodos de Monte Carlo e Machine Learning"(No. 314520/2020-1).

À FAPEMIG, pelo apoio financeiro mediante os projetos "Estudo computacional das doses envolvidas em exames de tomografia computadorizada para pacientes pediátricos"(Nº APQ-03049-15) e "Desenvolvimento de novos sistemas vítreos para dosimetria das radiações ionizantes"(Nº APQ-02934-15).

Ao Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica pela infraestrutura oferecida e pela oportunidade de desenvolver este trabalho.

À Universidade Federal de Uberlândia e ao CNPq, pelo apoio financeiro para realização deste trabalho de pesquisa. Ao apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior Brasil (CAPES) processo nº 88887.509814/2020-00.

“Quando o deixei, eu era só o aprendiz; agora eu sou o mestre.”
(Darth Vader, Star Wars Episódio IV: Uma Nova Esperança (1977))

Resumo

A maior parte dos tratamentos radioterápicos é feita através de irradiações com feixes de fótons de diferentes energias. Para as medidas dosimétricas nesses feixes as técnicas mais utilizadas são a termoluminescência (TL) e a luminescência opticamente estimulada (OSL); para a correta utilização desses, é necessário conhecer suas características dosimétricas como a variação da sua resposta com a energia do feixe de radiação. O objetivo deste trabalho foi estudar a dependência energética da resposta relativa de diversos materiais quando irradiados em feixes monoenergéticos de fótons de baixas a altas energias, 10 keV a 1 MeV. Para isso, foram obtidas curvas de resposta relativa em função da energia dos fótons em água e no ar, para materiais comercialmente disponíveis como Sulfato de Cálcio dopado com Disprósio - $CaSO_4 : Dy$, Fluoreto de Lítio - LiF puro, dopado com materiais como Mg, Cu, P e Ti, e agregado com PTFE; e novos materiais promissores para uso na dosimetria como cristais variando a concentração de óxido de bário, óxido de cádmio, trióxido de dilantânio; e cristais compostos por $BaGd_2ZnO_5$ puro e dopado com Er e Yb. A relação foi estudada pela simulação Monte Carlo empregando o código *MCNP6.2*. Os resultados para materiais amplamente estudados foram coerentes com os resultados experimentais já apresentados na literatura. Para os novos materiais, foi possível observar seu comportamento em função da energia do feixe. Porém, nenhum material estudado se aproximou da linearidade interessante apresentada pelo LiF.

Palavras-chaves: Dosimetria. Simulação Monte Carlo. Novos materiais dosimétricos.

Abstract

The radiotherapy treatments are mostly carried out through irradiation with photon beams of different energies. For the dosimetric measurements in these beams, the most used techniques are thermoluminescence (TL) and optically stimulated luminescence (OSL). It is necessary to know their dosimetric characteristics such as the variation of their response with the energy of the radiation beam. The aim of this work was to study the energy dependence of the relative response of different materials when irradiated in low to high energy monoenergetic photon beams, 10 keV to 1 MeV. For this purpose, relative response curves as a function of photon energy in water and air were obtained for commercially available materials such as Calcium Sulfate doped with Dysprosium - $CaSO_4 : Dy$, Lithium Fluoride - pure LiF and doped with materials such as Mg, Cu , P, and Ti, and aggregated with PTFE; and promising new materials for use in dosimetry as crystals varying the concentration of barium oxide, cadmium oxide, dilanthanum trioxide; and crystals composed of pure $BaGd_2ZnO_5$ and doped with Er and Yb. The relationship was studied by Monte Carlo simulation using the code *MCNP6.2*. The results for widely studied materials were consistent with the experimental results already presented in the literature. For the new materials, it was possible to observe their behavior as a function of the beam energy. However, no material studied approached the interesting linearity presented by LiF.

Keywords: Dosimetry. Monte Carlo simulation. New dosimetric materials.

Listas de ilustrações

Figura 1 – Importância relativa dos três maiores tipos de interações com fótons. Imagen retirada de Attix, 1986.	18
Figura 2 – Diagrama de níveis de energia caracterizando materiais em Condu- tor, Semicondutor e Isolante de acordo com o tamanho do gap e da posição das bandas de condução e valência. Imagem retirada de https://www.primecursos.com.br/arquivos/uploads/2012/03/eletronica26.jpg . Visto em 09/07/2021.	23
Figura 3 – Representação de centro F, mostrando uma vacância de íon negativo. Imagen retirada de Kittel, 2006.	24
Figura 4 – Representação de faixas de energia em um cristal isolante e níveis de energia localizados. Imagem retirada de Yukihara, 2011.	25
Figura 5 – Exemplo de curva de emissão TL para energias de ativação e fator de frequência específicos, apenas para demonstração. Imagem retirada de Yukihara, 2011.	27
Figura 6 – Exemplos de curvas OSL obtidas com o modo de estímulo CW-OSL. (a) Exemplos de curvas OSL obtidas com vários valores da concentração inicial de elétrons armadilhados apresentadas como função de n_0 e o mesmo valor de $\sigma\phi$. (b) Exemplos de curvas obtidas com mesmo valor n_0 para a concentração de elétrons armadilhados e diferentes valores de $\sigma\phi$. Imagem retirada de Yukihara, 2011.	29
Figura 7 – Geometria da fonte simulada, em 1 está localizada a fonte, 2 é o feixe de partículas e 3 o dosímetro irradiado.	44
Figura 8 – Resposta para o LiF, como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação ao ar e a água.	45
Figura 9 – Resposta para o LiF, como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação à água. Imagem adaptada de Schuwert, 1975.	46
Figura 10 – Resposta para o LiF dopado, como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação a água.	47
Figura 11 – Resposta para o LiF dopado, como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação ao ar.	47
Figura 12 – Resposta para $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$, como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação ao ar.	48
Figura 13 – Resposta para $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$, como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação a água.	48
Figura 14 – Resposta para acréscimo de Óxido de bário (BaO), como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação à água.	49

Figura 15 – Resposta para acréscimo de Óxido de bário (BaO), como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação ao ar.	49
Figura 16 – Resposta para acréscimo de Óxido de cádmio (CdO), como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação a água.	50
Figura 17 – Resposta para acréscimo de Óxido de cádmio (CdO), como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação ao ar.	51
Figura 18 – Resposta para acréscimo de Trióxido de Dilantânio (La_2O_3), como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação a água.	51
Figura 19 – Resposta para acréscimo de Trióxido de Dilantânio (La_2O_3), como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação ao ar.	52
Figura 20 – Resposta para matrizes vítreas compostas por $BaGd_2ZnO_5$, como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação à água.	52
Figura 21 – Resposta para matrizes vítreas compostas por $BaGd_2ZnO_5$, como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação ao ar.	53

Sumário

1	INTRODUÇÃO	13
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	16
2.1	Interação Radiação-Matéria	16
2.1.1	Efeito Fotoelétrico	16
2.1.2	Efeito Compton	17
2.1.3	Produção de Pares	17
2.1.4	Efeito Rayleigh	18
2.2	Dosimetria de Radiação	18
2.2.1	Grandezas Dosimétricas	19
2.2.1.1	Dose Absorvida	19
2.2.1.1.1	Modelo Teórico	19
2.2.1.2	Dose Equivalente	20
2.2.1.2.1	Equivalente de Dose Pessoal	20
2.2.1.3	Dose Efetiva	20
2.2.1.4	Exposição	21
2.2.1.5	Kerma	21
2.3	Dosimetria Individual	21
2.3.1	Exposição Externa	21
2.3.2	Dosímetros	22
2.4	Luminescência	22
2.4.1	Teoria de Bandas	22
2.4.2	Defeitos em Cristais	23
2.4.3	Armadilhamento	24
2.4.4	Processo Físico da Luminescência	24
2.5	Termoluminescência	26
2.6	Luminescência Opticamente Estimulada	27
2.6.1	Modo de Estímulo Contínuo de OSL (CW-OSL)	28
2.7	Resposta de Energia do Fóton	29
2.8	Resposta à dose	31
2.9	Simulação Monte Carlo	32
2.9.1	Método Monte Carlo na Física Médica	33
2.9.2	Método Monte Carlo na dosimetria individual	34
3	MATERIAIS E MÉTODOS	36
3.1	Materiais	36

3.1.1	Trióxido de Dialumínio - $Al_2O_3:C$	36
3.1.2	Sulfato de Cálcio dopado com Disprósio - $CaSO_4:Dy$	36
3.1.3	Fluoreto de Lítio - LiF	37
3.1.3.1	$LiF:Mg, Cu, P$	37
3.1.3.2	$LiF:Mg, Cu, P + PTFE$	38
3.1.3.3	$LiF:Mg, Ti$	38
3.1.4	Matrizes Vítreas compostas por Trioxocarbonato (IV) de Dilítio(Li_2CO_3), Trióxido de Dialumínio(Al_2O_3) e Trióxido de Diboro (B_2O_3)	38
3.1.4.1	Acréscimo de Óxido de Bário (BaO)	39
3.1.4.1.1	$20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 10BaO \cdot 60B_2O_3$	39
3.1.4.1.2	$20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 15BaO \cdot 55B_2O_3$	39
3.1.4.1.3	$20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 20BaO \cdot 50B_2O_3$	39
3.1.4.1.4	$20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 25BaO \cdot 45B_2O_3$	39
3.1.4.1.5	$20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 30BaO \cdot 40B_2O_3$	40
3.1.4.2	Acréscimo de Óxido de Cádmio (CdO)	40
3.1.4.2.1	$20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 10CdO \cdot 60B_2O_3$	40
3.1.4.2.2	$20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 15CdO \cdot 55B_2O_3$	40
3.1.4.2.3	$20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 20CdO \cdot 50B_2O_3$	41
3.1.4.2.4	$20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 25CdO \cdot 45B_2O_3$	41
3.1.4.2.5	$20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 30CdO \cdot 50B_2O_3$	41
3.1.4.3	Acréscimo de Trióxido de Dilantânio (La_2O_3)	41
3.1.4.3.1	$20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 10La_2O_3 \cdot 60B_2O_3$	41
3.1.4.3.2	$20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 15La_2O_3 \cdot 55B_2O_3$	42
3.1.5	Matrizes Vítreas compostas por $BaGd_2ZnO_5$	42
3.1.5.1	$BaGd_2ZnO_5$	42
3.1.5.2	$BaGd_2ZnO_5:0.5\%Gd$	42
3.1.5.3	$BaGd_2ZnO_5:0.5\%Er$	42
3.1.5.4	$BaGd_2ZnO_5:0.5\%Yb$	42
3.1.5.5	$BaGd_2ZnO_5:5\%Er/5\%Yb$	43
3.2	Método	43
3.2.1	Método Monte Carlo	43
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	45
4.0.1	Respostas de Matrizes Vítreas compostas por Trioxocarbonato (IV) de Dilítio (Li_2CO_3), Trióxido de Dialumínio (Al_2O_3) e Trióxido de Diboro (B_2O_3)	48
4.0.1.1	Resposta do Acréscimo de Óxido de Bário (BaO)	49
4.0.1.2	Resposta do Acréscimo de Óxido de Cádmio (CdO)	50
4.0.1.3	Resposta do Acréscimo de Trióxido de Dilantânio (La_2O_3)	51
4.0.2	Respostas das Matrizes Vítreas Compostas por $BaGd_2ZnO_5$	52

5	CONCLUSÕES	54
---	-------------------	----

REFERÊNCIAS	56
--------------------	----

1 Introdução

A dosimetria de radiação ionizante constitui-se na medição, cálculo e avaliação da dose absorvida de radiação por um objeto ou pelo corpo humano; neste, a radiação pode ser interna, através de substâncias radioativas ingeridas ou inaladas, ou externa, devido à presença de fontes radioativas, como equipamentos de raios X ou aceleradores lineares (1). No caso da radiação advinda de uma fonte externa, a dosimetria é baseada em medições por meio de um dosímetro.

Na área de proteção radiológica, a dosimetria é amplamente utilizada para monitorar trabalhadores expostos de forma frequente à esta radiação (2); uma das formas mais empregadas para registro da dose de radiação recebida é o dosímetro pessoal, que é usado pela pessoa a ser monitorada sempre próximo ao corpo para se estimar com a maior precisão possível a dose depositada durante a jornada de trabalho (3). Outra grande área da dosimetria é a ambiental, a exemplo do monitoramento de radônio em edifícios (4).

O dosímetro de radiação é um instrumento que avalia grandezas relacionadas à radiação ionizante como kerma, dose absorvida ou dose equivalente. Para funcionar como um dispositivo efetivo de medição da radiação, deve ser possível realizar a leitura da dose absorvida pelo material pelo qual o dosímetro é constituído (5). No caso desta dissertação, o fenômeno físico que permite essa análise é a luminescência.

A luminescência consiste na emissão de luz por alguns elementos quando submetidos à radiação eletromagnética (6); isto ocorre devido à transição de elétrons em estados quânticos excitados; frequentemente chamada de luz fria, já que não resulta do fato de o material estar acima da temperatura ambiente (7).

O fenômeno teve seus relatos iniciais por volta do ano de 1602 pelo alquimista italiano Vincenzo Cascariolo, quem relatou a descoberta do "Bologna Phosphorus", o sulfeto de bário mineral, que brilhava no escuro depois de exposição à luz solar (8). Foi o início da descrição de energia de armazenamento em cristais (9).

Essa propriedade hoje é amplamente utilizada no cotidiano através de lâmpadas fluorescentes, telas de fluoroscópio de televisão, raios X, e também pode ser observada em fenômenos elétricos naturais, como aurora boreal (7).

Na ocasião em que a luminescência acontece por aquecimento, ela é chamada de termoluminescência (TL)(10). Ela também é conhecida como luminescência termicamente estimulada e refere-se ao processo de estimular, usando energia térmica, a emissão de luminescência de uma substância após a absorção de energia de uma fonte externa ao próprio material.

A absorção dessa energia provoca a excitação de elétrons livres e buracos livres, e a subsequente captura desses atributos eletrônicos em defeitos no material. Depois que a fonte externa é retirada do sistema, a amostra é aquecida para que a energia térmica cause a liberação de portadores de carga de um sinal, como elétrons, que são capazes de se recombinar com portadores de carga de sinal oposto. Se a recombinação for radiativa, a luminescência (TL) é emitida (11).

Desde as primeiras pesquisas sobre a termoluminescência, foram realizados muitos estudos para compreendê-la melhor, desenvolver novos materiais e aprimorar as suas características. O interesse inicial estava ligado à exploração da radioatividade, a fonte externa comumente usada era alguma variedade de radiação ionizante, a partir de feixe de elétrons, raios X ou de algum material radioativo (12).

As aplicações práticas da TL foram ampliadas na década de 1950 e uma das suas vertentes é a dosimetria. Existe uma procura extensa pelo material dosimétrico termoluminescente (TLD) que exiba a melhor resposta linear ideal ao longo do tempo, variedade possível de doses, alta sensibilidade, excelente reproduzibilidade e estabilidade do sinal de luminescência (8). Atualmente, a dosimetria por termoluminescência é uma técnica dosimétrica bem estabelecida, com aplicações em dosimetria clínica, pessoal e ambiental (13).

A luminescência opticamente estimulada (OSL) é a luminescência estimulada pela absorção de energia óptica, diferentemente da TL, em que se utiliza energia térmica. Não há uma convenção sobre quando os estudos sobre OSL foram inicialmente vistos; contudo, pode-se inferir que o fenômeno foi observado primeiramente por Edmond Becquerel (1843) e Henri Becquerel (1883) ao relatarem um aumento inicial da luminescência causada pela aplicação de luz infravermelha (12).

Esse fenômeno tem seu princípio associado à teoria de bandas em sólidos e se relaciona com o aprisionamento de portadores de carga nos chamados "estados proibidos", que é possível graças a imperfeições, impurezas ou defeitos no cristal. A energia absorvida da fonte externa durante o período de excitação resulta na produção de elétrons e buracos movimentando-se, respectivamente, pelas bandas de condução e valência, e posteriormente ficando presos em armadilhas. Quando os estados de aprisionamento estão distantes de suas respectivas bandas, uma recombinação de portadores de carga aprisionados e portadores móveis do sinal oposto pode ocorrer, sendo geralmente denominados "centros" ou "centros de recombinação" (8).

A recombinação dos elétrons liberados com os buracos localizados resulta em emissão radiativa e luminescência. Este sinal OSL, cuja intensidade é proporcional à dose de radiação absorvida e, por isso, pode ser usado como base para o método de dosimetria de radiação.

O processo de leitura do sinal OSL consiste em libertar os portadores de carga, excitados por irradiação, através de luz com um comprimento de onda adequado. Os sinais OSL são frequentemente acompanhados por fenômenos de fotocondutividade (1).

No Brasil, o número de processos envolvendo doses altas de radiação tem crescido (14) e é possível observar o uso cada vez maior de radiações ionizantes para diagnóstico e tratamento médico (15). Desta forma, há a necessidade do desenvolvimento de novos dosímetros de radiação ionizante, uma vez que, até o momento, os dosímetros termoluminescentes mais utilizados no Brasil são importados, com custo elevado ou com dependência energética alta.

Esta dissertação tem como objetivo o estudo e o desenvolvimento de novos dosímetros através de técnicas TL e OSL, com vantagens relacionadas ao custo, que será mais baixo que dos dosímetros importados, e ao fato de serem produzidos no Brasil, aumentando a autonomia do país. Os conceitos básicos da TL e OSL serão apresentados junto com suas respectivas características gerais para uma melhor compreensão de suas particularidades e dos resultados obtidos.

2 Fundamentação Teórica

Neste capítulo serão apresentados alguns dos conceitos físicos utilizados durante o desenvolvimento desta dissertação.

2.1 Interação Radiação-Matéria

Os raios X, ou raios gama, quando são direcionados para um objeto, podem ter alguns de seus fótons interagindo com as partículas da matéria; sua energia pode ser absorvida. Outros fótons viajam completamente através do objeto sem interagir com o material.

O número de fótons transmitidos através da matéria depende da espessura, densidade, número atômico do material e da energia dos fótons individuais. Ainda que os fótons possuam a mesma energia, as distâncias percorridas por cada fóton dentro de um material são diferentes. Isto acontece devido à probabilidade de seu encontro com uma ou mais partículas da matéria e do tipo de encontro que pode ocorrer.

Nesta seção, os principais modos de interação radiação-matéria, em um intervalo de energia que abrange raios X e raios gama, serão apresentados.

2.1.1 Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico foi descrito pela primeira vez em 1887 por Henrich Hertz através de conceitos clássicos que foram insuficientes para explicá-lo. Em 1905, Albert Einstein aplicou a hipótese de Planck, onde a energia é absorvida ou emitida de forma discreta, à explicação deste fenômeno em um artigo que lhe deu o Prêmio Nobel de Física em 1921 (16).

Este efeito é caracterizado pela emissão de elétrons através das superfícies de certos materiais, geralmente metálicos, quando irradiados por ondas eletromagnéticas de frequências específicas, como raios X ou gama, transferindo totalmente sua energia a um único elétron. Este, por sua vez, é ejetado do material com uma energia cinética E_c .

A diferença entre a energia do fóton presente na onda eletromagnética incidente e a energia de ligação do elétron ao átomo, B_e , definirá o valor de E_c . Matematicamente, sendo h a constante de Planck a ν a frequência da radiação, a E_c será determinada através da Equação (2.1).

$$E_c = h\nu - B_e \quad (2.1)$$

O efeito fotoelétrico tem a maior probabilidade de acontecer quando a energia do fóton incidente tem um valor próximo da energia de ligação do elétron ao átomo. Esta energia de ligação é considerada baixa e, por isso, este fenômeno será predominante para baixas energias e para elementos químicos com um maior número atômico (Z).

Desta forma, a probabilidade máxima de interação radiação-matéria pelo efeito fotoelétrico acontecerá quando a energia do fóton for igual à energia de ligação do elétron do átomo, ou seja, quando $h\nu = B_e$. Quando a energia mínima do fóton é igual ou maior do que a energia de ligação do elétron ao átomo, isto é, $h\nu \geq B_e$, há a probabilidade mínima deste fenômeno ocorrer (17).

2.1.2 Efeito Compton

O Efeito Compton ou Espalhamento Compton foi descrito pela primeira vez por Arthur Holly Compton em 1922. Em 1927, Compton foi honrado com o Prêmio Nobel de Física pela sua explicação quântica do fenômeno (18).

Neste efeito, a radiação incidente interage com o elétron da última camada do átomo ejetando-o, um comportamento físico semelhante ao fenômeno do efeito fotoelétrico. A diferença está no fato de que, no Efeito Compton, a energia do fóton incidente não é completamente transferida ao elétron.

A energia restante desta interação é defletida em uma direção diferente à do elétron. Este espalhamento pode ocorrer em todas as direções. Quando acontece em 180° , o máximo de energia é transferida ao elétron e o fóton, depois da interação, é chamado de fóton retroespalhado.

O efeito Compton é independente do número atômico (Z). Quanto maior for a energia do fóton incidente em comparação à energia de ligação do elétron ao átomo, maior será a probabilidade de ocorrência do espalhamento Compton (19).

2.1.3 Produção de Pares

O processo conhecido como produção de pares ocorre para interações de altas energias. Este fenômeno requer que um fóton, com energia mínima de 1,022 MeV, colida com um núcleo de número atômico elevado.

Na produção de pares, o fóton transfere toda sua energia para o núcleo originando duas partículas carregadas, o par elétron-positrônio (19). O recuo do núcleo causado pela interação é tão pequeno que se torna desprezível, uma vez que o núcleo do átomo tem uma massa muito maior do que as partículas envolvidas no processo (20).

2.1.4 Efeito Rayleigh

O efeito Rayleigh acontece para interações entre fótons de baixa energia e elétrons com energia de ligação alta. O átomo absorve o recuo e o fóton praticamente não perde energia, tendo alteração apenas na direção de sua trajetória inicial.

O fenômeno pode ser considerado um caso específico do Efeito Compton e por isso ele é muitas vezes chamado de Efeito Compton Coerente. Esta interação tem maior probabilidade para valores altos de número atômico (19).

Em relação aos principais tipos de interação radiação-matéria explicados nessa seção, pode-se observar que o efeito fotoelétrico é predominante na região de fótons com baixa energia. Em uma região com fótons de energias um pouco maiores, o Efeito Compton predomina. A produção de pares prevalece na faixa de fótons com energia acima de 1.022 MeV. Como apresentado de uma forma didática na Figura 1.

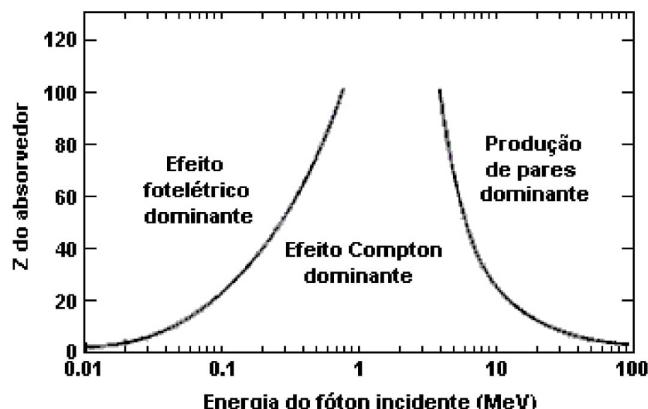


Figura 1 – Importância relativa dos três maiores tipos de interações com fótons. Imagem retirada de Attix, 1986.

2.2 Dosimetria de Radiação

A dosimetria de radiação é quantificação, cálculo e avaliação da interação da radiação com o meio pelo qual atravessa. Conforme o uso da radiação ionizante aumentou, o conhecimento sobre o resultado de suas interações com a matéria e seus efeitos biológicos também se expandiu.

Os primeiros trabalhos sobre o assunto são datados dos últimos anos do século XIX, logo depois que o uso de raios X foi rapidamente aplicado à área médica. Tanto o sucesso do primeiro tratamento de tumor descrito em 1899 quanto o insucesso em outros procedimentos criaram a necessidade de uma medição quantitativa das radiações incidentes (21).

2.2.1 Grandezas Dosimétricas

As grandezas físicas envolvidas na dosimetria de radiação foram sistematizadas em normas definidas pela *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU). O órgão criado em 1925 tem como objetivo desenvolver conceitos e recomendações para o uso de radiações ionizantes, particularmente no tocante aos efeitos biológicos destas.

Nesta seção serão apresentados conceitos e grandezas dosimétricas definidas na publicação do ICRU (22) e utilizadas durante a construção deste trabalho.

2.2.1.1 Dose Absorvida

A dose absorvida (D) é a relação entre a energia absorvida e a massa do volume de matéria atingido. Matematicamente, ela é definida como o quociente da energia média cedida pela radiação ionizante ($d\bar{E}$) pela matéria de massa (dm), como mostrado na Equação 2.2:

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm}. \quad (2.2)$$

No Sistema Internacional de Unidades (SI), esta grandeza tem a unidade gray (Gy) ou $[J \cdot kg^{-1}]$ e é válida para qualquer tipo de radiação ionizante e qualquer meio absorvedor. A dose absorvida pode ser medida de modo absoluto através do uso de um aparelho específico como o calorímetro de grafite (23).

2.2.1.1.1 Modelo Teórico

A dose absorvida pode ser encontrada calculada pela seguinte Equação 2.3 (24).

$$D_{LiF} = D_{Ar} * \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{LiF}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{Ar}}, \quad (2.3)$$

onde D é a dose absorvida para o material analisado, D_{ar} é a dose absorvida no ar, (μ_{en}/ρ) são os coeficientes de energia de absorção de massa para cada material calculado ponderando os coeficientes correspondentes de acordo com seu conteúdo de peso relativo, ω_i , no material.

$$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) = \sum_{i=1}^N \omega_i \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_i \quad (2.4)$$

$$\sum_{i=1}^N \omega_i = 1 \quad (2.5)$$

O coeficiente de atenuação mássico é uma medida do número médio de interações entre fótons incidentes e matéria que ocorrem em uma dada espessura do material encontrado. A massa do coeficiente de absorção de energia, por outro lado, é um medida da quantidade média de energia incidente transferida para a energia cinética de partículas carregadas, como resultado dessas interações.

Esta grandeza (μ_{en}/ρ) é útil para estimar a dose absorvida, D , em um meio submetido à irradiação de fótons.

2.2.1.2 Dose Equivalente

A dose equivalente (H) é amplamente usada na radioproteção pois apresenta o efeito estocástico de baixos níveis de radiação ionizante no corpo humano. Essa grandeza é proveniente da dose absorvida, como mostrado na Equação 2.6:

$$H_T = \sum_T w_R D_T, \quad (2.6)$$

onde w_R é um fator adimensional e se constitui na diferenciação dos pesos de cada tipo de radiação. Para raios X, raios gama e elétrons, radiações ionizantes usadas neste trabalho, w_R tem valor igual a 1. A unidade do SI para a dose equivalente é o Sievert (Sv).

2.2.1.2.1 Equivalente de Dose Pessoal

O equivalente de dose pessoal (H_p) é a dose equivalente em um tecido mole, abaixo de um ponto especificado no corpo humano e com uma profundidade d . Esta grandeza pode ser medida com um detector encostado na superfície do corpo, este detector deve ter um material e espessura próximo às características do tecido a ser avaliado. Sua unidade de medição também é o Sievert (Sv) (25).

2.2.1.3 Dose Efetiva

A dose efetiva (E) é muito utilizada na radioproteção. Ela leva em consideração sensibilidade de cada órgão à radiação. Sua unidade é o Sievert (Sv). Sendo w_T o fator de ponderação de órgãos devidamente tabelados em (26), o somatório desses produtos é feito para se obter a dose efetiva (22):

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (2.7)$$

2.2.1.4 Exposição

A Exposição (X) consiste no valor absoluto de todas as cargas elétricas dos íons de um mesmo sinal (dQ) produzidos quando os elétrons liberados pelos fótons no ar de massa (dm) são completamente freados; como apresentado na Equação 2.8,

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.8)$$

A unidade de medição da exposição no SI é o Coulomb por kilograma [$C \cdot kg^{-1}$]. Esta grandeza é limitada pelo fato de que ela é definida para fótons que interagem somente no ar (22).

2.2.1.5 Kerma

O Kerma, *Kinetic Energy Released per unit of Mass*, é definido pelo somatório das energias cinéticas iniciais de todas as partículas ionizantes eletricamente carregadas liberadas pelas partículas ionizantes sem carga em um material de massa dm :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.9)$$

A unidade de medição do kerma é joule por kilograma [$J \cdot kg^{-1}$] ou gray (Gy) (22).

2.3 Dosimetria Individual

A dosimetria individual, ou dosimetria pessoal, é um procedimento de monitoração radiológica da dose externa absorvida por um trabalhador ocupacionalmente exposto às radiações ionizantes, durante sua jornada de trabalho. Este processamento compromete-se a preservar a saúde do trabalhador e minimizar os riscos decorrentes de sua profissão.

Os princípios de dosimetria individual serão apresentados nesta seção acompanhados da explanação do conceito de dosímetro, o principal foco de estudo desta dissertação (22).

2.3.1 Exposição Externa

A exposição à radiação pode ser de forma externa. Isso acontece quando a radiação ionizante é originada fora do corpo humano, proveniente de raios X ou fontes radioativas.

Os trabalhadores expostos ocupacionalmente à radiação ionizante estão sujeitos a este tipos de exposição ou irradiação. O tempo de manifestação das consequências desta exposição pode ser tardio e os efeitos dos níveis de dano podem ser somáticos (27).

2.3.2 Dosímetros

O dosímetro de radiação é um instrumento usado para medir a quantidade de energia depositada pela radiação ionizante. Esta medição é usada para estimar a dose efetiva recebida pelo corpo humano através da exposição à radiação ionizante externa.

O dosímetro pessoal é obrigatório para todos os trabalhadores expostos ocupacionalmente à radiação ionizante. Estes dosímetros são projetados para registrar e indicar a dose total recebida durante toda a jornada de trabalho. Eles devem ser colocados próximos ao corpo.

Por meio do uso de dosímetros pessoais é possível estudar o nível de exposição a que os trabalhadores são submetidos. Desta forma, os efeitos de cada nível de exposição são examinados para prevenir danos contra a saúde dos indivíduos envolvidos na área, alertando o usuário quando uma taxa de dose especificada ou uma dose cumulativa é excedida.

2.4 Luminescência

A luminescência é o nome que se dá ao fenômeno de emissão de luz por certos elementos ou compostos químicos quando submetidos a excitações; ela foi descrita pela primeira vez por volta de 1602 na Itália, por um alquimista chamado Vincenzo Cascariolo. Em seus relatos, ele escreveu sobre um minério que brilhava no escuro depois de exposto à luz solar (6).

Nesta seção serão apresentados os conceitos fundamentais para a explicação da luminescência com o intuito de facilitar a compreensão e análise do leitor no que tange à construção dos resultados obtidos neste trabalho e exibidos mais adiante.

2.4.1 Teoria de Bandas

Na Física do Estado Sólido, a teoria das bandas é um modelo teórico que descreve os estados dos elétrons. Os elétrons têm valores de energias discretos e se posicionam em níveis de energia no átomo. As regiões onde os elétrons se situam são chamadas de faixas permitidas, elas são determinadas pelos valores de energia dos elétrons. Os intervalos entre essas faixas são regiões onde não existem elétrons com energias compatíveis e são chamados de faixas proibidas.

O último nível de energia completamente preenchido de elétrons em um átomo é chamado de banda de valência. Os níveis se expandem num sólido e existe a possibilidade deles ocuparem faixas anteriormente vazias, esses novos níveis são chamados de bandas de condução. Os elétrons podem sair do nível em que estão e mudarem para um outro nível vazio quando existe alguma perturbação, para isso elas atravessam as faixas proibidas. A

diferença de energia entre o último nível de energia da banda de condução e o primeiro nível de energia da banda de valência é chamado de gap de energia (28).

Um sólido com todos os níveis da banda de valência preenchidos e distante da banda de condução vazia, sofre pouca influência de uma perturbação externa e seus elétrons têm dificuldade para atravessar o gap, essas características mostram baixa condutividade elétrica e classifica o sólido como isolante. No caso de um gap muito pequeno, onde há uma superposição das bandas, uma perturbação externa tem mais influência sobre os elétrons e caracteriza o material como condutor, a exemplo dos metais. Ainda existem materiais semicondutores, estes têm suas bandas parcialmente cheias e com um gap que não impossibilita a transferência de elétrons pelos níveis (28). O que foi dito está ilustrado de forma didática na Figura 2.

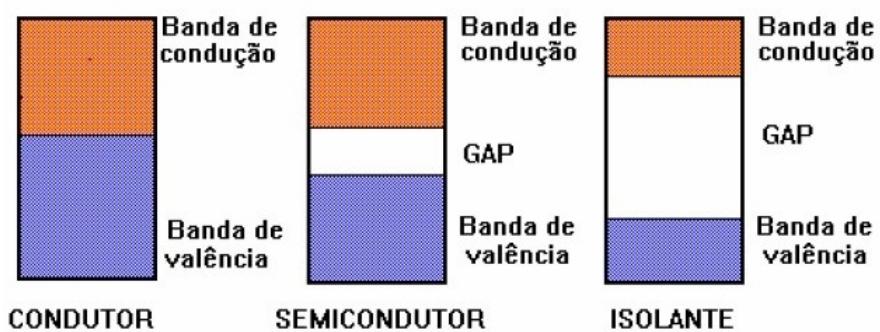


Figura 2 – Diagrama de níveis de energia caracterizando materiais em Condutor, Semicondutor e Isolante de acordo com o tamanho do gap e da posição das bandas de condução e valência. Imagem retirada de <https://www.primecursos.com.br/arquivos/uploads/2012/03/eletronica26.jpg>. Visto em 09/07/2021.

2.4.2 Defeitos em Cristais

A introdução de defeitos em materiais isolantes causa a existência de níveis de energia na região da banda proibida. Uma imperfeição constitui em qualquer desvio da estrutura de uma rede periódica, as imperfeições pontuais comuns nos cristais são impurezas químicas, locais vazios da rede e átomos extras que não estão em posições regulares da rede. Existem várias formas de se introduzir imperfeições em um cristal, como a dopagem do material a ser inserido no cristal durante o processo dele, irradiação ou recozimento do cristal já formado com partículas de altas energias ou fôtons (28).

O tipo de defeito a ser mais explorado nesta dissertação é o centro F. Este defeito recebe esse nome porque deriva da palavra alemã *Farbzentren* que significa centro de cores, uma vez que ele é o defeito responsável pela coloração dos cristais de halogenetos alcalinos, com alta pureza, aquecidos no vapor de seu metal como cátion (29). Quando um excesso de átomos alcalinos for adicionado a um cristal halogeneto alcalino, cria-se um número

correspondente de vacâncias de íons negativos, como mostrado na Figura 3. O elétron de valência do átomo alcalino não está ligado ao átomo; desta forma, o elétron migra no cristal e liga-se no sítio da vacância do íon negativo. Exemplos de interesse que foram utilizados neste trabalhos e tratados por técnicas que serão explicadas mais adiante são os materiais LiF e $Al_2O_3:C$ (12, 30).

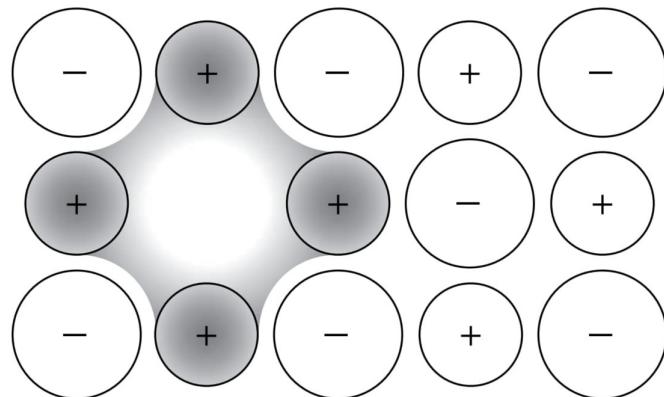


Figura 3 – Representação de centro F, mostrando uma vacância de íon negativo. Imagem retirada de Kittel, 2006.

2.4.3 Armadilhamento

Os defeitos introduzidos no cristal geram um campo elétrico local que pode capturar um elétron livre da banda de condução. O termo empregado para isto é armadilhamento e resulta em estados ligados ao redor do defeito, representados por níveis de energia localizados na parte superior do gap logo abaixo da banda de condução. O mesmo acontece para buracos com a diferença de que o armadilhamento aparece na parte inferior do gap, próximo à banda de valência. O buraco é a ausência de um elétron da banda de valência, a consideração do buraco como uma partícula advém do fato dele apresentar um comportamento semelhante ao de um elétron nessas condições.

Há ainda a probabilidade de recombinação de captura onde um buraco da banda de valência e na sequência um elétron é capturado da banda de condução ou vice-versa; o defeito onde este processo ocorre é chamado de centro de recombinação. Os níveis de energia para centros de recombinação se localizam na região intermediária do gap (12). A Figura 4 apresenta um diagrama dos conceitos aqui explicados.

2.4.4 Processo Físico da Luminescência

O processo físico da luminescência ocorre quando as cargas elétricas, sejam elas elétrons ou buracos, voltam às bandas de condução e valência depois de serem estimuladas com energia suficiente para ficarem armadilhadas nos níveis localizados na banda proibida.

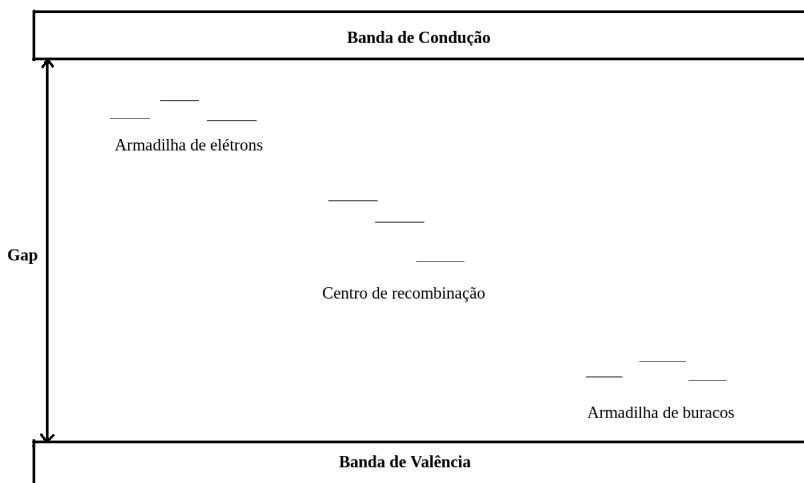


Figura 4 – Representação de faixas de energia em um cristal isolante e níveis de energia localizados. Imagem retirada de Yukihara, 2011.

A estimulação acontece quando a radiação ionizante incide no material em questão, como um dosímetro, e transfere energia suficiente a um elétron, para que este saia da banda de valência. Na transferência, a energia que o elétron recebe deve ser maior ou igual à energia do gap. Como consequência, o elétron se transfere para a banda de condução e um buraco é criado na banda de valência, formando um par elétron-buraco.

O processo de armadilhamento acontece depois da criação do par elétron-buraco, quando parte dos portadores de carga fica presa na banda proibida. Este estado ligado aos defeitos do material é chamado de estado metaestável, pois os elétrons ou buracos podem ficar presos nele durante longos períodos de tempo. Esse processo é o da irradiação, em sequência acontece o processo fundamental para a apreciação desta irradiação recebida pelo material.

Depois de armadilhados nos estados metaestáveis, os buracos e elétrons são estimulados a executarem uma outra transição para as bandas de valência ou condução, para que ocorra logo em seguida a recombinação deles no centro de recombinação do material, liberando fôtons ao perderem energia. Os fôtons liberados são justamente a luminescência apresentada pelo material.

Os materiais que apresentam luminescência estimulada como a descrita são amplamente utilizados na área de dosimetria, uma vez que a quantidade de luz emitida pelos materiais está relacionada à dose absorvida durante sua exposição à radiação ionizante (12).

Esta estimulação pode ser praticada utilizando-se técnicas de estímulos térmicos e ópticos como as técnicas de Luminescência Termicamente Estimulada ou Termoluminescência, *Thermoluminescence* (TL), e Luminescência Opticamente Estimulada, *Optically*

Stimulated Luminescence (OSL).

2.5 Termoluminescência

O fenômeno da termoluminescência teve seus primeiros relatos em 1663 quando Robert Boyle relatou a observação de emissão de luz por um diamante após seu aquecimento. Na dosimetria, a aplicação da termoluminescência na dosimetria de radiação ionizante é relatada em 1940 quando o número de trabalhadores expostos a este tipo de radiação aumentou e se fez necessária a criação de técnicas para monitorar o nível de exposição e desenvolver novos dosímetros (31).

A técnica da Termoluminescência, TL, consiste no fenômeno da luminescência estimulada pelo aquecimento do cristal anteriormente irradiado. Após a irradiação do material, elétrons e buracos encontram-se armadilhados em estados metaestáveis do material.

A termoluminescência acontece quando o cristal é aquecido e os portadores de cargas armadilhados recebem energia suficiente para fazer as transições de volta para as bandas de valência e condução. Posteriormente, elétrons e buracos podem se transferir para centros de recombinação, onde é emitido um fóton (12).

A probabilidade de desarmadilhamento de um elétrons em uma armadilha com energia definida (E), chamada de energia de ativação, é relacionada com a temperatura à qual a amostra é submetida, como mostrado na Equação 2.10, chamada Equação de Arrhenius (10):

$$p = s \cdot \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \quad (2.10)$$

O termo s é chamado fator de frequência ou fator de tentativa de fuga, este fator pode ser interpretado como o número de vezes que o elétrons oscilam entre as paredes da armadilha (32); no modelo simples, é considerado não dependente da temperatura com um valor na ordem da frequência de vibração da rede do cristal, ou seja, $10^{12} - 10^{14} \text{ s}^{-1}$. Os outros símbolos têm seu significado habitual: k é a constante de Boltzmann com o valor $8.617 \times 10^{-5} \text{ eV/K}$, e T é a temperatura absoluta.

A curva da emissão TL tem seu pico dependente somente da energia de ativação e do fator de frequência. A intensidade da emissão TL, definida como fótons por segundo em qualquer tempo t durante o aquecimento, é proporcional à diminuição da taxa de concentração de portadores de carga nas armadilhas. Estes fatores podem ser observados na Figura 5.

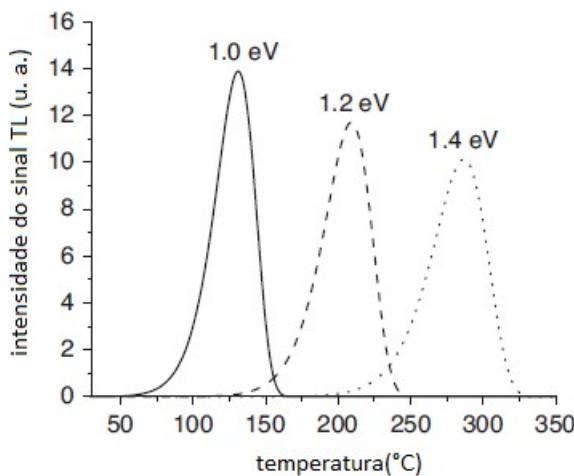


Figura 5 – Exemplo de curva de emissão TL para energias de ativação e fator de frequência específicos, apenas para demonstração. Imagem retirada de Yukihara, 2011.

2.6 Luminescência Opticamente Estimulada

O fenômeno foi inicialmente discutido quando o físico francês em 1843 e depois seu filho Henri Becquerel em 1883 observaram que a luminescência dos sulfetos de zinco e cálcio era extinta se esses materiais eram expostos à iluminação infravermelha após sua exposição a uma fonte de radiação ionizante (12).

Na Luminescência Opticamente Estimulada, OSL, a luminescência acontece através da iluminação do cristal. Os portadores de carga absorvem a energia dos fótons que provêm da luz incidente sobre o material e conseguem energia suficiente para se transferirem para a banda de condução. Neste caso, os fótons incidentes devem ter sua energia maior ou igual à energia suficiente para o elétron conseguir sair da armadilha e chegar até a banda de condução. Posteriormente, os portadores de carga realizam novas transições até os centros de recombinação emitindo fótons. A emissão de fótons acontece na transição dos elétrons da banda de condução para os centros de recombinação, formando a luminescência da amostra.

No modelo OSL, os parâmetros e as equações são diferentes do modelo TL em razão dos princípios físicos envolvidos serem distintos. A probabilidade por unidade de tempo de um elétron ser liberado, p , é representada como mostrado na Equação 2.11:

$$p = \sigma(\lambda)\phi(\lambda) \quad (2.11)$$

onde ϕ é o fluxo de fótons incidentes, em $cm^{-2}s^{-1}$; λ é o comprimento da onda de luz incidente durante o processo de medição; e σ é a seção de choque de ionização.

A seção de choque de fotoionização, σ , determina a probabilidade de fotoionização por intervalo de tempo e por átomo. Este termo é construído levando em conta a energia

do fóton incidente na amostra, $h\nu$; a energia limite para ocorrer a fotoionização do defeito do material, E_0 ; a massa do elétron localizado nas vizinhanças do defeito, m_0 ; e a massa efetiva do elétron na banda de condução, m (1). A expressão mais usada para representar sua alteração com a luz incidente no cristal está apresentada na Equação 2.12 (12):

$$\sigma(h\nu) \propto \frac{(h\nu - E_0)^{3/2}}{h\nu[h\nu + E_0(m_0/m - 1)]^2} \quad (2.12)$$

A variação temporal na concentração de elétrons armadilhados, n , durante a iluminação é proporcional à probabilidade por unidade de tempo de um elétron ser liberado, p , e é descrita por uma equação própria, como mostrado na Equação 2.13:

$$\frac{dn}{dt} = -np \quad (2.13)$$

A concentração de cargas armadilhadas em função dos outros parâmetros pode ser escrita através da manipulação da Equação 2.13, resultando na Equação 2.14:

$$n = n_0 \exp(-pt) = n_0 \exp(-\sigma\phi t) \quad (2.14)$$

onde n_0 é o número de elétrons armadilhados no tempo inicial.

Desta forma, a intensidade de luminescência OSL pode ser escrita como apresentado na Equação 2.15:

$$I_{OSL} \propto \left| \frac{dn}{dt} \right| = np = n_0\sigma\phi \exp(-\sigma\phi t) \quad (2.15)$$

2.6.1 Modo de Estímulo Contínuo de OSL (CW-OSL)

Na técnica OSL existem modos diferentes de estímulos da amostra. Cada modo apresenta informações detalhadas e específicas sobre os defeitos do cristal de forma a facilitar a interpretação dos resultados obtidos e a aplicá-los na análise a ser feita. A diferença entre os modos de estimulação consiste na modulação da luz de estimulação da amostra e no momento de leitura da luminescência em função do momento de estimulação da amostra. No caso deste trabalho, o modo de estimulação utilizado foi o modo de onda contínua (CW-OSL).

Neste modo, a curva do sinal OSL tem um formato característico como apresentado nos gráficos da Figura 6. A velocidade de leitura é diretamente proporcional à intensidade de iluminação no sistema OSL avaliado.

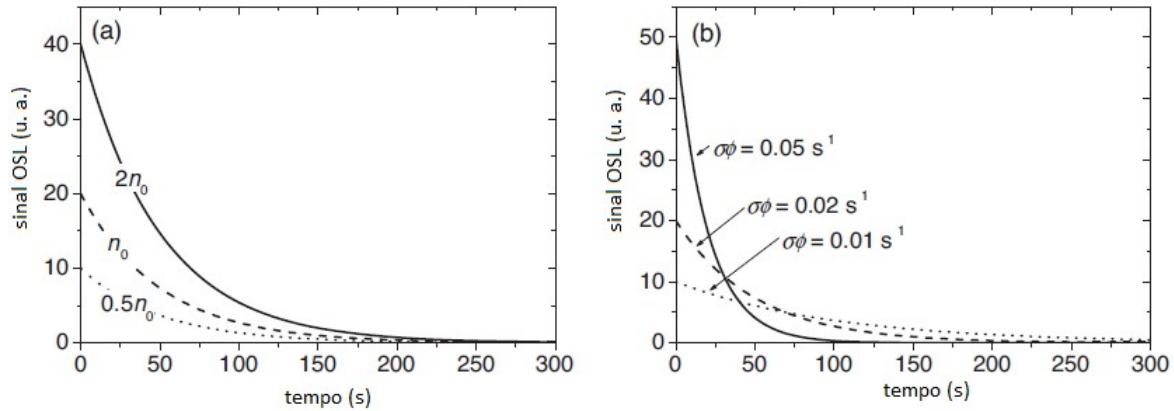


Figura 6 – Exemplos de curvas OSL obtidas com o modo de estímulo CW-OSL. (a) Exemplos de curvas OSL obtidas com vários valores da concentração inicial de elétrons armadilhados apresentadas como função de n_0 e o mesmo valor de $\sigma\phi$. (b) Exemplos de curvas obtidas com mesmo valor n_0 para a concentração de elétrons armadilhados e diferentes valores de $\sigma\phi$. Imagem retirada de Yukihara, 2011.

A área, A , de cada curva é proporcional a n_0 e é independente de ϕ , como mostrado pela Equação 2.16:

$$A = \int_0^\infty I_{OSL} dt \propto \int_0^\infty n_0 \sigma \phi e^{(-\sigma\phi t)} dt = n_0 \quad (2.16)$$

A implicação prática amplamente utilizada nesta dissertação é que a área sob a curva está relacionada com a dose absorvida pela amostra para qualquer intervalo de tempo. Por isto, este método é o mais utilizado com a técnica OSL para a dosimetria de radiações ionizantes (12).

2.7 Resposta de Energia do Fóton

A dosimetria tem como objetivo estimar a dose absorvida em um ponto específico no meio de interesse através de um detector. Os detectores usados em dosimetria TL e OSL são chamados de detectores de estado sólido, eles não têm a mesma composição química da água ou do tecido, e por isso sua resposta depende da energia do fóton. Apenas um detector feito do mesmo material como o do meio de interesse rigorosamente interagiria com o campo de radiação da mesma maneira.

A dependência energética pode ser atribuída à dependência do coeficiente de absorção de energia de massa com o número atômico Z do material, onde a sua contribuição é devido à dependência da seção transversal fotoelétrica com Z , geralmente da ordem de Z^m , com m variando entre 3 e 4. Por ser apenas uma aproximação, a fotoionização na

seção transversal aumenta quando a energia do fóton é suficientemente alta para ionizar elétrons das camadas mais profundas do átomo.

A dose absorvida em um meio, em condições de equilíbrio, é determinada pela fluência do fóton Φ , que é a probabilidade média de interação no material, e pela energia do fóton $h\nu$. Desta maneira, a dose para o meio é então dada por:

$$D_m = \Phi h\nu \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_m \quad (2.17)$$

onde o coeficiente de absorção de energia de massa (μ_{en}/ρ) representa a fração de energia que é depositada por partículas carregadas. Ao aplicar a Equação (2.17) para o material do meio e para um detector, a razão entre a dose absorvida no meio de interesse e no detector, quando ambos são expostos à mesma fluência de fótons, é:

$$\frac{D_{detector}}{D_m} = \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{detector}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_m} \quad (2.18)$$

Pela Equação 2.18 é possível observar que energia depositada no detector depende da razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa do detector e do meio de interesse.

Os materiais detectores para os quais os valores de $(\mu_{en}/\rho)_{detector}/(\mu_{en}/\rho)$ são próximos de 1 são chamados detectores de tecido equivalente. Nestes detectores, a energia depositada no material é correspondente à energia depositada do tecido quando ambos são expostos a fótons de mesma energia. O número atômico efetivo, Z_{eff} , é usado para descrever o quanto um material desvia do tecido ou se aproxima dele em sua interação com a radiação de fótons. O número atômico efetivo, que depende do conteúdo fracionário, a_i , de elétrons do elemento i , é definido como:

$$Z_{eff} = \left(\sum_i a_i Z_i^m \right)^{1/m} \quad (2.19)$$

onde o conteúdo fracionário de elétrons do elemento decorre de f_i e A_i , que são a fração de peso e a massa atômica do i-ésimo elemento, e m é um valor no intervalo 3-4, com 3.5 sendo considerado um valor coerente (10). Isso é apresentado na Equação 2.20.

$$a_i = \frac{f_i Z_i / A_i}{\sum_j f_j Z_j / A_j} \quad (2.20)$$

A Equação 2.19 é válida em condições de equilíbrio de partículas carregadas e para detectores grandes em comparação com a gama de elétrons secundários produzidos em um meio. A dependência da energia do fóton pode estar relacionada a outros fatores além das diferenças na dose absorvida causada pelos coeficientes de absorção de energia de massa.

Para fótons de alta energia, o intervalo dos elétrons pode se tornar comparável com o tamanho dos detectores. Para fótons de baixa energia, o detector pode atenuar o campo mais do que outras energias.

No caso limite de pequenos detectores, o detector responderá aos elétrons secundários que cruzam o volume do detector. Quando o detector não é pequeno o suficiente para ser considerado uma cavidade de Bragg-Gray nem grande o suficiente para ser considerada um detector de fótons, cálculos de simulação Monte Carlo do processo de deposição de energia podem ser usados; sua principal função neste caso é estimar a diferença na dose no processos de deposição entre o meio e o detector, fornecendo informações sobre a dependência energética esperada do detector. Este tipo de dependência energética tem sido denominado “Dependência energética da dose absorvida” (33).

Os processos intrínsecos de conversão da energia depositada em um material luminescente também são fatores importantes na hora de considerar a dependência de energia. Tomando o exemplo do *LiF*, apesar do material ser o mesmo para os detectores TL e OSL, a resposta de energia varia consideravelmente devido às variações na eficiência da luminescência. Este tipo de dependência energética não é levado em consideração ao simular os processos de deposição de energia usando cálculos Monte Carlo, embora modelos mais sofisticados baseados na teoria da estrutura da via possam ser usados para explicar e prever a resposta energética (34).

Os processos intrínsecos levam às variações nas densidades de ionização criadas pelos elétrons secundários que podem afetar a eficiência de luminescência de uma forma que não depende do detector, mas sobre o tipo e a concentração dos defeitos responsáveis pelas emissões TL e OSL. Se a densidade de ionização é alta, os centros de captura podem se tornar localmente saturados. Por este motivo, a resposta de energia do fóton pode ser diferente dos valores previstos com base na deposição de dose dada.

2.8 Resposta à dose

Um detector ideal deve ter um sinal que seja linearmente proporcional à dose absorvida de radiação para um determinado campo de radiação. Entretanto, desvios da linearidade ocorrem como resultado da dinâmica do processo de captura de carga entre diferentes defeitos no material.

Embora os detalhes deste processo exijam a compreensão detalhada do material do detector, o comportamento geral da maioria dos materiais TL e OSL deve mostrar uma relação linear entre o sinal e a dose absorvida para doses baixas, aproximando-se da saturação para doses mais altas à medida que os centros de aprisionamento se tornam

saturados. Essa concepção pode ser aproximada pela função exponencial:

$$S(D) = a(1 - e^{-bD}) \quad (2.21)$$

onde a é uma constante de proporcionalidade e bD é um parâmetro livre. Em doses baixas, esta função se aproxima da relação linear $S(D) = abD$. Em altas doses, a resposta do material é menor do que a resposta em baixas doses, caracterizando uma resposta sublinear à dose.

A forma exata da curva de resposta à dose ou os valores do fator de supralinearidade como uma função da dose depende dos detalhes do mecanismo TL e OSL no material. A competição entre os diferentes centros de captura e recombinação durante a irradiação ou leitura pode fazer com que o material produza sinal maior do que seria esperado com base na resposta em baixas doses; esse efeito é chamado de resposta à dose supralinear.

O grau de supralinearidade pode ser expresso pela função de resposta à dose ou fator de supralinearidade $f(D)$, definido como:

$$f(D) = \frac{S/D}{S_0/D_0} \quad (2.22)$$

onde S_0 é o sinal obtido para uma dose absorvida D_0 na faixa linear da dose resposta (35).

Um exemplo de um processo de competição que poderia levar à supralinearidade é a presença de um competidor no centro de armadilhamento. Em baixas doses, o centro de captura compete pela captura de cargas durante a irradiação e a leitura OSL.

Como resultado, a emissão de OSL relacionada às cargas presas na armadilha principal é menor do que teria sido observado na ausência da armadilha. Conforme a dose aumenta, mais cargas estão disponíveis para captura na armadilha dosimétrica principal durante a irradiação, a armadilha fica saturada, e menos cargas estimuladas da armadilha dosimétrica principal durante a leitura são capturadas pelo centro de armadilhamento. Isso se apresenta como mais luz sendo produzida do que seria de se esperar da resposta em baixas doses, quando as armadilhas estão vazias.

Diversos modelos foram investigados para explicar tipos não lineares de comportamento de resposta à dose em materiais TL (10).

2.9 Simulação Monte Carlo

A Simulação Monte Carlo caracteriza uma classe de algoritmos computacionais que dependem de amostragem aleatória para se obter resultados numéricos. A aplicação desta técnica se baseia em alcançar resultados difíceis de serem determinados devido à

interferência de variáveis aleatórias (36). Desta forma, a simulação Monte Carlo foca na repetição constante de amostras aleatórias para atingir resultados específicos.

O método de Monte Carlo é relativamente simples e pode ser aplicado para resolução de problemas com diferentes níveis de complexidade. Em sua execução, valores aleatórios diferentes são atribuídos à variável e após este processo, os resultados são calculados em conjunto para fornecer uma estimativa (37).

Em comparação com os métodos numéricos convencionais, que partem de modelos matemáticos do sistema físico por meio da discretização de equações diferenciais, resolvendo um conjunto de equações algébricas que muitas vezes são bastante complexas e difíceis de solucionar, a característica essencial do método de Monte Carlo é o uso de técnicas de amostragem para a determinação da solução de um problema (37).

A simulação recebe o nome Monte Carlo em referência ao popular cassino em Mônaco, uma vez que os resultados aleatórios são centrais tanto para jogos de roleta, dados e caça-níqueis como para técnicas de modelagem. O método foi aprimorado pelo matemático Stanislaw Ulam que compartilhou sua ideia com o também matemático John Von Neumann, os dois são famosos por seu trabalho juntos no Projeto Manhattan (36).

Este método é utilizado por profissionais para solucionar problemas em diversas áreas do conhecimento científico e tecnológico, como aplicações das radiações ionizantes nas áreas da saúde, agricultura e na indústria. Por ser essencial para descrever o transporte de radiação ionizante, simulações Monte Carlo são muito utilizadas para se estudar um grande número de aplicações médicas, já que é um método barato, seguro e pode fornecer informações muito difíceis ou, às vezes, impossíveis de se obter experimentalmente, a exemplo de determinados fatores de correção de câmaras de ionização e fatores de perturbação em dosimetria (38).

2.9.1 Método Monte Carlo na Física Médica

Na Física Médica, desde a publicação do artigo de revisão de Raeside (39), onde os princípios do método de Monte Carlo e suas primeiras aplicações em Física Médica foram descritas, o número de publicações neste campo do conhecimento utilizando simulações Monte Carlo para o transporte de radiação aumentou exponencialmente: entre 1967 e 2000 houve uma duplicação do número de artigos publicados sobre o assunto a cada 5 anos (33).

As diferentes técnicas utilizadas de simulação Monte Carlo na Física Médica contribuíram para o desenvolvimento de ferramentas sofisticadas de cálculo de diferentes doses de radiação. A crescente disponibilidade de redes e computadores em hospitais, e a existência de códigos públicos bem documentados e apoiados, certamente ampliaram o número de aplicações científicas e comunicações do método (40).

A principal aplicação de Monte Carlo atualmente é resolver problemas complexos

de transporte de radiação que não podem ser modelados computacionalmente usando métodos determinísticos ou quando medições experimentais são impraticáveis.

Um dos códigos de Monte Carlo mais comumente aplicado em problemas relacionados com Física Médica é o Monte Carlo N -Particle Transport Code (MCNP). O código MCNP é mantido por um grupo no Laboratório Nacional de Los Alamos, EUA, e apresenta muitas aplicações além da Física Médica. Ele foi desenvolvido originalmente com o objetivo de estudar o transporte de nêutrons e fótons para cálculos com reatores. A grande vantagem deste código é o seu pacote de geometria que permite a criação de geometrias bastante complexas (33).

Entre as principais aplicações do método de Monte Carlo em Física Médica destacam-se a avaliação de dose em procedimentos diagnósticos e o cálculo de dose e de outras grandezas de interesse com fontes externas (33, 37). O uso de Monte Carlo para simular o transporte de radiação, com ênfase especial no transporte de elétrons e fótons visando respostas de dosímetros será a aplicação mais utilizada durante a construção deste trabalho.

2.9.2 Método Monte Carlo na dosimetria individual

A simulação Monte Carlo é amplamente reconhecida como um método essencial para estudar a física da medicina nuclear, radiologia e radioterapia. Os conceitos de energia depositada e dose absorvida são de particular interesse para aplicações de radioterapia e aplicações de imagem envolvendo radiações ionizantes.

O método Monte Carlo fornece uma simulação detalhada, onde todas as interações realizadas por uma partícula são simuladas em sucessão cronológica, fornecendo os mesmos resultados que uma solução rigorosa da equação de transporte (41).

Na dosimetria, o monitoramento do indivíduo ocupacionalmente exposto requer uma avaliação precisa da dose absorvida distribuída pelos órgãos e tecidos de interesse usando o dosímetro como amostra a ser medida. Isso é verdade para uma grande variedade de abordagens, como o uso de fótons, elétrons, prótons, radioisótopos (42).

No código de Monte Carlo, o processo físico é simulado diretamente, sem a necessidade de descrever as equações matemáticas que representam o comportamento do sistema, sendo que o único requisito necessário é que o processo físico possa ser descrito por funções de densidades de probabilidade. Uma vez que as funções de densidades de probabilidade são conhecidas, a simulação de Monte Carlo é realizada por meio da amostragem aleatória destas funções.

A história de uma partícula é o conjunto de eventos que ocorre com uma determinada partícula, desde o momento em que ela é emitida pela fonte até o momento em que ela é absorvida ou escapa do sistema.

No MCNP, as interações da radiação com a matéria são simuladas por meio de amostragens aleatórias das partículas de fonte externa que caracterizam esse processo físico. Conforme o número de histórias das partículas simuladas aumenta, a qualidade do comportamento médio do sistema melhora; isso resulta da diminuição das incertezas estatísticas das grandezas de interesse.

Este método é considerado pela impraticabilidade em se obter a solução exata do problema, e o que se espera uma boa estimativa do valor exato à medida que um número suficientemente grande de amostragens é processado. Isto explica a relação do aumento do uso dessa técnica em conjunto com o avanço tecnológico na área computacional.

As amostragens são realizadas através das distribuições de probabilidade conhecidas e que caracterizam os processos referentes aos fenômenos físicos. Como resultado, obtêm-se valores médios que estão relacionados com grandezas físicas de interesse como fluxo de partículas, dose absorvida ou deposição de energia por radiação (37).

3 Materiais e Métodos

Neste trabalho foram utilizadas diversas amostras de materiais diferentes. Toda infraestrutura empregada no desenvolvimento desta dissertação foi disponibilizada pela Universidade Federal de Uberlândia.

Neste capítulo serão detalhados os materiais, bem como o método de análise empregado. Esta exposição tem o intuito de facilitar a compreensão dos resultados obtidos e apresentados futuramente.

3.1 Materiais

A descrição de cada material utilizado como dosímetro, bem como seu histórico relativo a estudos anteriores realizados por outros pesquisadores serão apresentados nas subseções sequentes.

3.1.1 Trióxido de Dialumínio - $Al_2O_3:C$

O trióxido de alumínio dopado com Carbono ($Al_2O_3:C$), trivialmente conhecido como óxido de alumínio, foi desenvolvido inicialmente como um material termoluminescente (43). Com o avanço das pesquisas sobre dosimetria opticamente estimulada, este material apresentou propriedades dosimétricas consideráveis nessa técnica e se tornou uma escolha substancial para dosimetria (44).

O uso do $Al_2O_3:C$ como dosímetro pessoal opticamente estimulado na medição de radiações ionizantes cresceu rapidamente. Em vários países, o uso da técnica OSL para dosímetros pessoais tem substituído com êxito o uso dos dosímetros termoluminescentes (TLD) para monitoração pessoal de trabalhadores ocupacionalmente expostos (45).

Neste trabalho, o $Al_2O_3:C$ foi empregado como uma forma de parâmetro para comparação e análise das respostas dos novos materiais testados para possível uso em dosimetria de radiação.

3.1.2 Sulfato de Cálcio dopado com Disprósio - $CaSO_4:Dy$

O $CaSO_4:Dy$ é um material com limiar de detecção com alta sensibilidade a baixas doses de radiação ionizantes, como raios X. Por isso, o seu uso em dosimetria ambiental e pessoal em radiologia diagnóstica é recomendado por vários estudos (46).

No Brasil, os dosímetros de $CaSO_4:Dy$ têm sido utilizados para diversos serviços de proteção radiológica e pesquisas de dosimetria; eles apresentam duas grandes vantagens:

baixo custo e alta sensibilidade. As propriedades apresentadas por estudos mostraram sua funcionalidade em dosimetria de radiação com muitas qualidades para fins de dosimetria pessoal e ambiental (47).

3.1.3 Fluoreto de Lítio - *LiF*

O Fluoreto de Lítio (*LiF*) apresenta uma característica intríseca de emissão de luz quando aquecido após prévia exposição à radiação ionizante. Por isso, este material é qualificado como dosímetro termoluminescente (31).

O dosímetro TLD tem capacidade de detecção e medição da quantidade de radiação em um determinado ambiente. Os dosímetros TLD não são aplicáveis a situações em que informações em tempo real são necessárias. Estes dosímetros são aplicados em situações onde há a necessidade de registros precisos para monitoração de doses acumuladas; na Física Médica, o objetivo principal é para avaliar o potencial de efeitos à saúde a longo prazo (48).

O *LiF* se tornou um dos materiais adequados mais comumente utilizados para aplicações de dosimetria da saúde e Física Médica (49).

Neste trabalho, o *LiF* foi empregado como uma forma de parâmetro para comparação e análise das respostas dos novos materiais testados para possível uso em dosimetria de radiação.

3.1.3.1 *LiF:Mg, Cu, P*

A ideia de desenvolver um material termoluminescente de alta sensibilidade por dopagem de cristais *LiF* com Mg, e impurezas como Cu e P, foi proposta pela primeira vez em 1978 (50).

Em muitos procedimentos médicos onde as medições precisas da dose de radiação são necessárias, a variação da resposta do detector de raios X é uma preocupação. A resposta do dosímetro composto por *LiF:Mg, Cu, P* para energias de raios X foi analisada em estudos anteriores (51) para feixes de radiação monoenergéticos com o objetivo de implementar este dosímetro na prática clínica, onde as técnicas de dosimetria são limitadas devido à falta de sensibilidade ou equivalência de tecido.

As características dosimétricas do material *LiF:Mg, Cu, P* são promissoras para aplicações em dosimetria pessoal e de ambiente de baixa dose. A alta sensibilidade combinada com sua equivalência tecidual são as principais vantagens deste material em aplicações de dosimetria pessoal (52).

3.1.3.2 *LiF:Mg, Cu, P + PTFE*

Com o objetivo de se obter dosímetros com maior resistência mecânica e de fácil manuseio, adiciona-se um polímero aglutinante aos fósforos dosimétricos. Estes são triturados e homogeneizados. O polímero mais utilizado é o politetrafluoretileno (PTFE) comercialmente vendido sob a marca Teflon®. O PTFE possui alta estabilidade química e mecânica, por isso é amplamente utilizado na indústria (53).

Estudos anteriores foram feitos sobre a resposta luminescente do material LiF:Mg, Cu, P + PTFE, seus resultados foram comparados com respostas de dosímetro com propriedades conhecidas como *LiF*. O material LiF: Mg, Cu, P + PTFE exibiu uma resposta de dose linear na faixa de baixas até altas doses (54).

Outro estudo feito com este material como dosímetro apresentou boa equivalência de tecido e excelente linearidade na resposta, em função de diferentes energias de raios X. Sua correspondência ao tecido humano permite uma medição muito precisa da dose absorvida, o que é de primordial importância em muitas aplicações de radiações ionizantes, particularmente em aplicações clínicas, bem como em tratamentos terapêuticos e exames de diagnóstico. Além disso, a alta sensibilidade também é importante para aplicações ambientais, onde os níveis de radiação são normalmente baixos (55).

3.1.3.3 *LiF:Mg, Ti*

O LiF: Mg, Ti foi introduzido no mercado em 1963 e ainda é um material TL amplamente utilizado para uma variedade de aplicações dosimétricas. Os efeitos da radiação no LiF: Mg, Ti têm sido intensamente estudados; uma consequência da proeminência de décadas de LiF: Mg, Ti em aplicações para dosimetria (56).

O fluoreto de lítio é a base mais comum para detectores termoluminescentes. O LiF:Mg, Ti tem dominado o campo da dosimetria médica (57).

3.1.4 Matrizes Vítreas compostas por Trioxocarbonato (IV) de Dilítio(Li_2CO_3), Trióxido de Dialumínio(Al_2O_3) e Trióxido de Diboro (B_2O_3)

Algumas amostras que foram utilizadas para os testes de luminescência têm sua composição formada majoritariamente por Trioxocarbonato (IV) de dilítio, (Li_2CO_3), Trióxido de dialumínio, (Al_2O_3) e Trióxido de diboro, (B_2O_3). A diferença entre cada matriz vítreas consiste na adição de outros compostos e na distribuição dos sais no material.

Todos materiais foram usados como amostras para simulação de irradiação em radioterapia e raios X.

3.1.4.1 Acréscimo de Óxido de Bário (BaO)

O óxido de bário (BaO) já foi alvo de pesquisas relacionadas à termoluminescência e apresentou picos relevantes em suas leituras (58, 59). Estes estudos mostraram uma correlação entre a intensidade TL e o aumento da concentração de Óxido de Bário na matriz vítreia (59).

Neste trabalho, foram testadas matrizes vítreas com cinco concentrações diferentes de BaO , e a quantidade de Trióxido de diboro (B_2O_3) também foi modificada em cada amostra para balancear a substância.

3.1.4.1.1 $20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 10BaO \cdot 60B_2O_3$

Pesquisas feitas anteriormente com o mesmo material usaram doses altas entre 10 Gy e 900 Gy; os estudos mostraram um aumento da intensidade termoluminescente do material conforme o aumento da dose absorvida, com picos bem definidos em diferentes temperaturas (58). Isso pode significar um uso potencial em dosimetria de doses altas (60).

3.1.4.1.2 $20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 15BaO \cdot 55B_2O_3$

Este material obteve resultado em pesquisas anteriores sobre sua emissão termoluminescente depois de irradiado com doses entre 50 Gy e 900 Gy. O conteúdo do estudo ainda apresenta um comparação entre matrizes vítreas. De acordo com o resultado no segundo pico de emissão, a matriz com $15BaO$ exibiu maior potencial para dosimetria de doses altas do que a matriz de composta por $10BaO$ (58).

3.1.4.1.3 $20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 20BaO \cdot 50B_2O_3$

Esta matriz vítreia foi irradiada com doses entre 50 Gy e 900 Gy por uma fonte de Cobalto-60. Os resultados obtidos através da análise dos picos de emissão TL apresentaram um potencial uso em dosimetria de altas doses (61).

3.1.4.1.4 $20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 25BaO \cdot 45B_2O_3$

Os estudos anteriores feitos sobre este material analisaram sua propriedade termoluminescente após a sua irradiação com doses altas entre 50 Gy e 900 Gy. Os resultados obtidos mostraram um pico na temperatura de 260°C.

A formação de dois picos de emissão TL nas temperaturas de aproximadamente 140°C e 260°C também foi observada. Ainda segundo o mesmo estudo, considerando o segundo pico de emissão, esta matriz vítreia é promissora para dosimetria de altas doses no intervalo de 500 a 900 Gy (62).

3.1.4.1.5 $20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 30BaO \cdot 40B_2O_3$

Este material foi testado anteriormente com a técnica TL após ser irradiado com doses entre 10 Gy e 700 Gy através de uma fonte de Cobalto-60. Os resultados mostraram que essa nova matriz de vidro tem uso potencial em dosimetria de altas doses (63, 64).

Os resultados comparativos obtidos entre matrizes vítreas mostraram que o matriz com adição de $20BaO$ apresentou melhores resultados do que $30BaO$. Esta afirmação é baseada no pico de emissão TL em $200^{\circ}C$ e a intensidade TL serem maiores em $20BaO$ (64).

3.1.4.2 Acríscimo de Óxido de Cádmio (CdO)

As matrizes vítreas constituídas por óxido de cádmio apresentaram leituras relevantes relativas à termoluminescência em pesquisas anteriores à esta dissertação. Apesar destes estudos mostrarem curvas de emissão TL bem definidas, eles ainda indicam a necessidade de outros testes para prosseguir com a caracterização das propriedades dosimétricas dessas matrizes (59).

Neste trabalho, foram testadas matrizes vítreas com cinco concentrações diferentes de CdO , e a quantidade de Trióxido de Diboro (B_2O_3) também foi modificada em cada amostra para balancear a substância.

3.1.4.2.1 $20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 10CdO \cdot 60B_2O_3$

Este material foi pesquisado anteriormente para doses altas entre 50 Gy e 90 Gy, e sua leitura foi efetuada através da técnica TL. As curvas termoluminescentes obtidas mostraram um potencial para uso deste material em dosimetria de doses altas (59).

3.1.4.2.2 $20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 15CdO \cdot 55B_2O_3$

As matrizes vítreas compostas por esta substância foram analisadas pelas técnica TL depois de irradiadas com altas doses entre 50 Gy e 900 Gy. O material apresentou picos acima de $150^{\circ}C$. E, segundo este estudo, a matriz mostra um potencial para uso em dosimetria de doses altas (59).

Foi observado que a matriz vítreia com a concentração de $15CdO$ possui uma resposta que pode ser melhor analisada através de métodos quantitativos para todos os valores de doses quando comparada com a matriz de concentração $10CdO$ (59).

3.1.4.2.3 $20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 20CdO \cdot 50B_2O_3$

As matrizes vítreas compostas por esta substância foram analisadas pelas técnicas TL depois de irradiadas com altas doses entre 50 Gy e 900 Gy. O material apresentou, segundo este estudo, um potencial para uso em dosimetria de doses altas (59).

A matriz vítreia com a concentração de $20CdO$ apresentou graficamente uma resposta analítica melhor para todos os valores de doses quando comparada com a matriz de concentração $15CdO$ (59).

3.1.4.2.4 $20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 25CdO \cdot 45B_2O_3$

Não existem estudos anteriores com este material. Baseado em observações de pesquisas citadas nesta seção, feitas com concentrações menores de óxido de cádmio no material, pode-se correlacionar o aumento da concentração de CdO e a intensidade TL. Porém, os resultados indicam a diminuição da intensidade TL em concentrações maiores deste óxido.

3.1.4.2.5 $20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 30CdO \cdot 50B_2O_3$

Não existem estudos anteriores com este material. Este material foi utilizado com a intenção de entender melhor a correlação entre a concentração de óxido de cádmio e a intensidade TL, além de observar suas propriedades na técnica OSL.

3.1.4.3 Acréscimo de Trióxido de Dilantânio (La_2O_3)

As matrizes vítreas em que foi adicionado o Trióxido de Dilantânio (La_2O_3), também chamado de óxido de lantânio, apresentaram sensibilidade por diferentes misturas. O pico de emissão TL apresentado graficamente foi bem definido, sendo possível extrair parâmetros para analisar a eficiência da leitura da dose absorvida (65).

Neste trabalho, foram testadas matrizes vítreas com duas concentrações diferentes de La_2O_3 , e a quantidade de Trióxido de diboro (B_2O_3) também foi modificada em cada amostra para balancear a substância.

3.1.4.3.1 $20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 10La_2O_3 \cdot 60B_2O_3$

Esta matriz vítreia não foi testada pela técnica TL ou OSL anteriormente. Porém, o óxido de lantânio (La_2O_3) já foi objeto de pesquisas usando luminescência. O material apresentou significativa linearidade nos testes realizados e formação satisfatória dos picos gráficos termoluminescentes (65).

3.1.4.3.2 $20Li_2CO_3 \cdot 10Al_2O_3 \cdot 15La_2O_3 \cdot 55B_2O_3$

Não existem estudos anteriores com este material. O objetivo do uso deste material é analisar a relação entre a concentração de trióxido de Dilantânio e a intensidade TL e OSL.

3.1.5 Matrizes Vítreas compostas por $BaGd_2ZnO_5$

Certas amostras que foram utilizadas para os testes de luminescência têm sua composição formada por $BaGd_2ZnO_5$. Este material já teve sua sensibilidade relativa ao fenômeno da luminescência comprovada por estudos anteriores. A diferença entre cada matriz vítreia consiste na dopagem do material com outros elementos químicos (66).

Todos materiais foram usados como amostras para simulação irradiando-os com feixes de baixas a altas doses de energias.

3.1.5.1 $BaGd_2ZnO_5$

Amostras feitas com este material apresentaram picos de emissão OSL próximo ao azul, na região de 410 nm (67).

3.1.5.2 $BaGd_2ZnO_5:0.5\%Gd$

Após excitadas com ondas de comprimento de 273 nm, as amostras apresentaram emissões próximas a 314 nm, na região do ultravioleta. Ainda no mesmo estudo, foi verificado aumento da intensidade do pico de emissão TL conforme o aumento da concentração de Gadolínio (Gd) na amostra (68).

3.1.5.3 $BaGd_2ZnO_5:0.5\%Er$

Não foram encontradas pesquisas anteriores a este estudo sobre emissão luminescente deste material após sua excitação. Amostras deste material foram utilizadas para verificar a influência da concentração de érbio na sua intensidade de emissão.

3.1.5.4 $BaGd_2ZnO_5:0.5\%Yb$

Não foram encontradas pesquisas anteriores a este estudo sobre emissão luminescente deste material após sua excitação. Assim como na descrição do material anterior, amostras deste material foram utilizadas para verificar a influência da concentração de itérbio na sua intensidade de emissão.

3.1.5.5 $BaGd_2ZnO_5:5\%Er/5\%Yb$

Os resultados obtidos através de pesquisas anteriores mostraram três picos de emissão localizados em 533 nm, 553 nm e 670 nm; este último na região do espectro do vermelho (69).

As intensidades de luminescência foram estudadas e relacionadas a uma dependência da concentração de dopagem de terras raras (66, 70, 71).

3.2 Método

O método escolhido para analisar a eficiência dos materiais citados na seção anterior quanto à capacidade de absorção de radiação ionizante dividiu a pesquisa em duas etapas.

No primeiro momento, os materiais mais estudados e comercializados tiveram sua energia de deposição nas pastilhas calculadas pelo método Monte Carlo. Depois os materiais foram substituídos primeiro por água e depois por ar, para se obter o kerma no ar.

Os resultados dos materiais foram divididos pelos resultados obtidos com a água no lugar do material e com estes valores obtidos foi construído um gráfico. Posteriormente, foi realizado o mesmo processo para o ar. Depois dos resultados obtidos, os gráficos foram colocados na mesma figura para uma melhor comparação visual entre os materiais e entre os artigos estudados.

Em seguida, os resultados foram comparados com artigos já publicados em revistas nacionais e internacionais para comprovação da eficácia dos dois métodos utilizados. Nesta parte, a proporção dos dosímetros foi escolhida como sendo o mais idêntica possível à dos seus respectivos artigos escolhidos por fidelidade ao procedimento feito anteriormente levando a uma maior exatidão na comparação dos resultados.

Após esta comparação, o mesmo processo foi repetido e a resposta relativa à dose absorvida foi calculada para materiais disponíveis no Laboratório de Instrumentação e Dosimetria visando futuras complementações com medidas experimentais. As dimensões dos dosímetros nesse caso foram iguais para todos, sendo 0.08 cm em espessura e 0.45 cm de raio.

3.2.1 Método Monte Carlo

O modelo de Monte Carlo foi estabelecido usando o código *MCNP* – 6.2 (72, 73). A geometria da fonte utilizada está apresentada na Figura 7; foi utilizada uma fonte pontual com distribuição cônica, de diâmetro 30 cm, posicionada a 1 m dos dosímetros.

O dosímetro foi simulado como envolto por um cilindro de ar com 14 cm de diâmetro

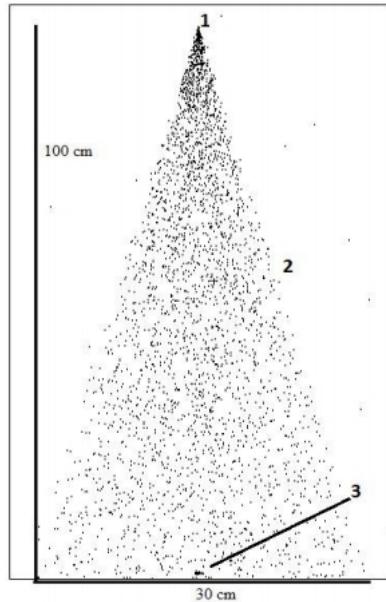


Figura 7 – Geometria da fonte simulada, em 1 está localizada a fonte, 2 é o feixe de partículas e 3 o dosímetro irradiado.

e 52 cm de altura para reproduzir a seção de choque. O cenário todo foi limitado por um cilindro de 255 cm de altura e 15 cm raio.

O cartão utilizado no MCNP-6.2 foi o *F6* que registra deposição de energia no dosímetro. Este mesmo processo foi repetido substituindo o material pelo ar para se obter o kerma. O resultado obtido para o material foi dividido pelos resultados obtidos primeiramente para o ar e depois para a água, afim de obter os resultados normalizados para o material em cada meio de interesse.

Os espectros utilizados na simulação foram monoenergéticos variando 5 keV, de 10 keV até 100 keV e, a partir de 100 keV os passos foram de 100 keV, com o intuito de abranger de doses baixas, 10 keV, até doses mais altas, 1000 keV.

4 Resultados e Discussões

O primeiro resultado a ser apresentado nesta dissertação será a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa para o *LiF* na água e no ar em função da energia do fóton, feito pela simulação Monte Carlo.

O resultado apresentado na Figura 8 é condizente com aqueles registrados na literatura (74). Como o Fluoreto de Lítio tem suas propriedades bem estudadas e descritas por estudos anteriores, o material foi usado como parâmetro para comparação com os outros materiais avaliados neste trabalho.

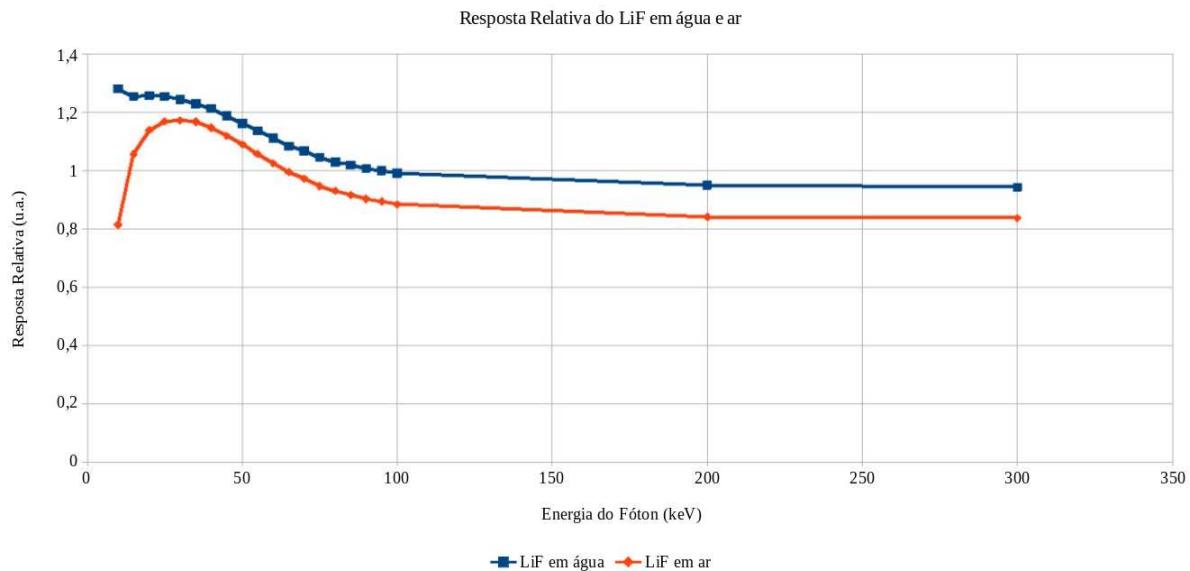


Figura 8 – Resposta para o *LiF*, como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação ao ar e a água.

As barras de erro não aparecem em todos os gráficos apresentados, porque sua escala é menor em comparação à escala dos resultados.

Um detector ideal deve ter um sinal que seja linearmente proporcional à dose absorvida de radiação para um determinado campo de radiação. No entanto, desvios da linearidade são previstos ocorrer como resultado da dinâmica do processo de captura de carga entre diferentes defeitos no material.

Embora os detalhes deste processo exijam a compreensão do mecanismo predominante em um determinado tipo de detector, o comportamento geral da maioria dos materiais TL e OSL devem mostrar uma relação linear entre a energia do fóton e a sua resposta relativa, aproximando-se da saturação para doses mais altas à medida que os centros de captura ficam saturados.

Como é possível observar na Figura 8 obtida com o uso do MCNP, a curva da

resposta relativa do *LiF* apresenta pequenos desvios na linearidade tanto na água quanto no ar e por isso este material é amplamente utilizado como dosímetro.

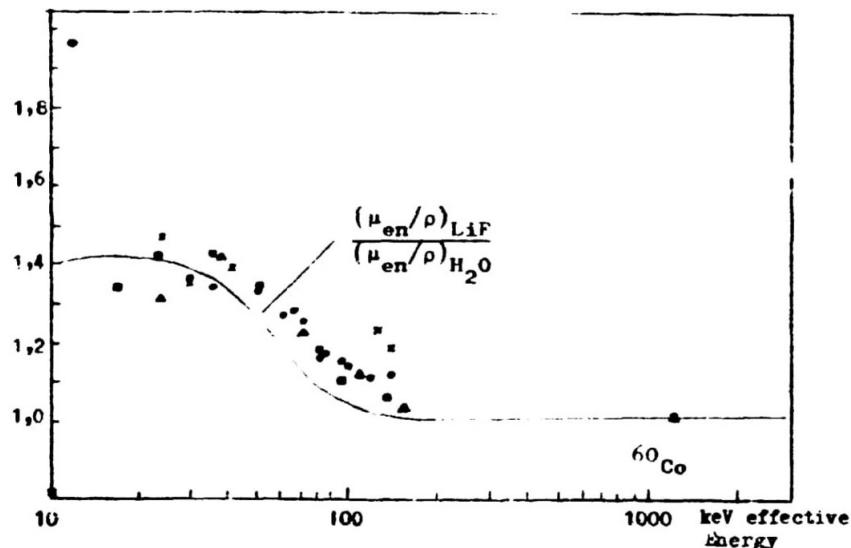


Figura 9 – Resposta para o *LiF*, como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação à água. Imagem adaptada de Schuwert, 1975.

O *LiF* é considerado o material padrão-ouro da dosimetria, por isso a Figura 9 foi apresentada para uma melhor comparação visual entre os resultados obtidos nesse trabalho e na literatura. Nela é possível observar como a curva obtida experimentalmente para o *LiF* na água nesta pesquisa foi parecida com a curva mostrada em Schuwert e Rudén(74). Atestando que o método utilizado condiz com os resultados publicados anteriormente.

Após os testes com o *LiF*, foram feitas simulações usando *LiF* dopado com outros materiais, como descrito na seção de Materiais e Métodos. Os resultados estão apresentados nas Figuras 10 e 11, o primeiro na água e o segundo no ar. Os gráficos dos três materiais testados estão colocados numa mesma figura para facilitar a visualização e comparação de suas respectivas respostas na água e no ar.

As resposta no ar para todos os materiais foi menor do que na água, isso condiz com o esperado, já que no ar a seção de choque é menor.

Foi analisado o comportamento do *LiF* puro e dopado com vários materiais. A análise seguiu para outros materiais comercialmente usados como dosímetros TL ou OSL: *CaSO₄:Dy* e *Al₂O₃:C*, através do mesmo procedimento.

As Figuras 12 e 13 mostram que a resposta relativa do *CaSO₄:Dy* é muito maior do que os estudados aqui, e o seu pico está mais deslocado para esquerda, significando que sua maior resposta relativa se dá numa energia de fóton maior do que para o *Al₂O₃:C*. Os resultados obtidos foram compatíveis com os observados em estudos anteriores (75).

As Figuras 12 e 13 apresentadas mostram que a resposta relativa em *Al₂O₃:C* pode ser de três a quatro vezes maior do que a dose depositada no tecido. Para materiais como

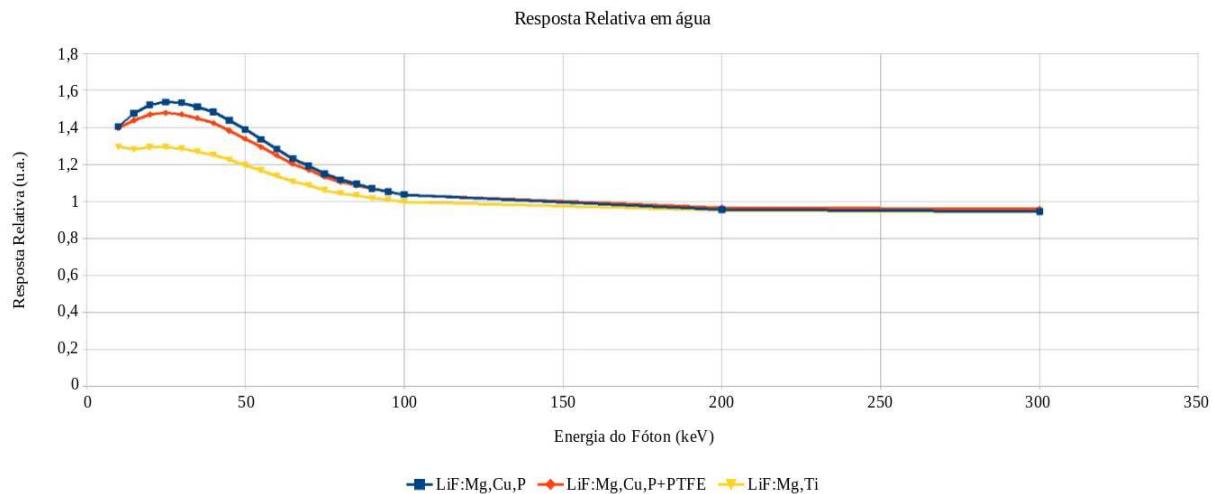


Figura 10 – Resposta para o LiF dopado, como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação a água.

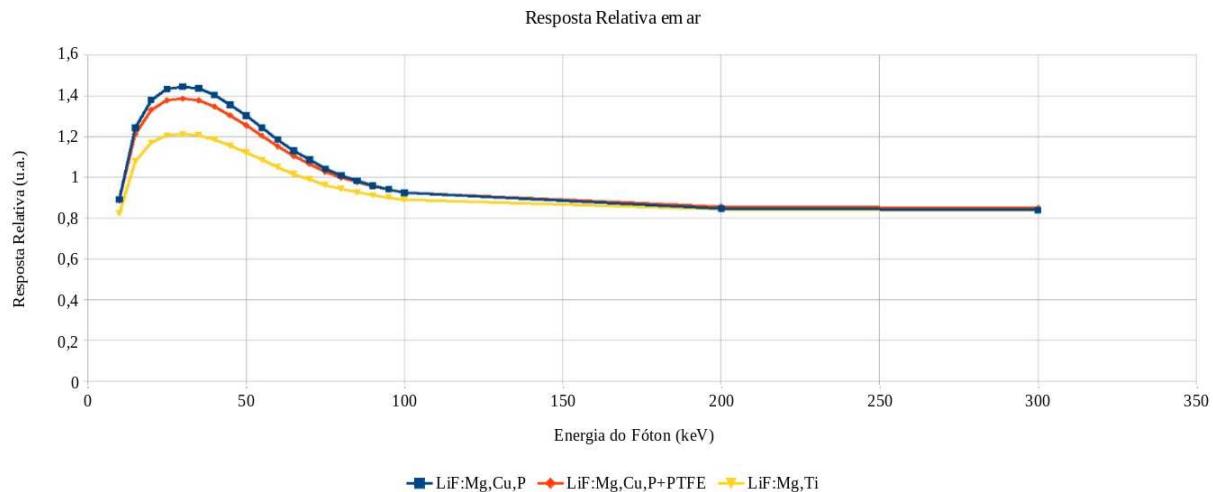


Figura 11 – Resposta para o LiF dopado, como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação ao ar.

o $CaSO_4:Dy$, a dose depositada pode ser mais de 10 vezes maior quando comparada ao LiF .

Os gráficos apresentados até aqui tiveram resultados parecidos com os mostrados na literatura (10). O comportamento de cada material foi mantida, respeitando a diferença dos dopantes utilizados. Isso mostra a efetividade da simulação e dá caminhos para prosseguir com os testes dos novos materiais promissores para uso em dosimetria.

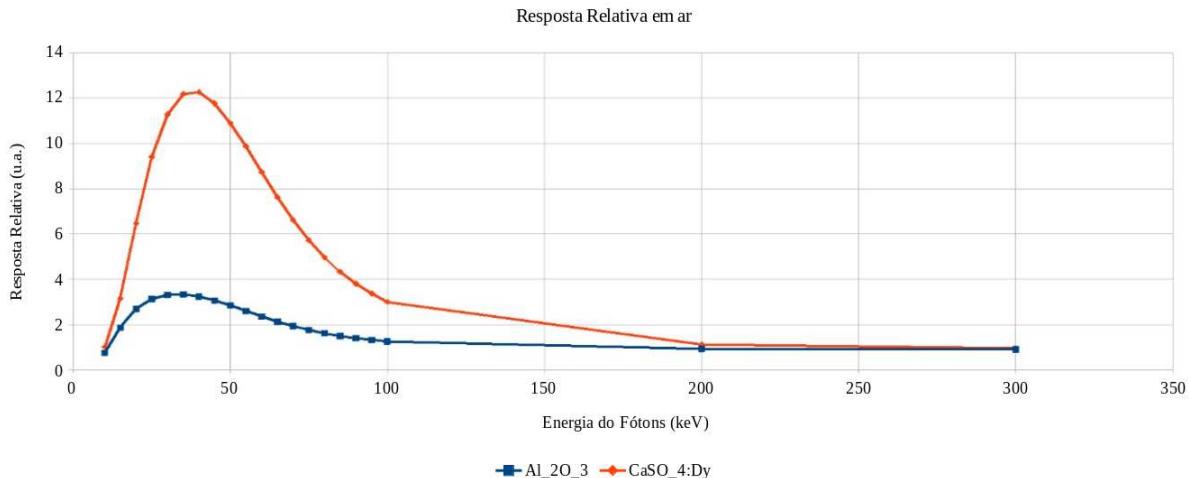


Figura 12 – Resposta para *CaSO₄:Dy* e *Al₂O₃:C*, como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação ao ar.

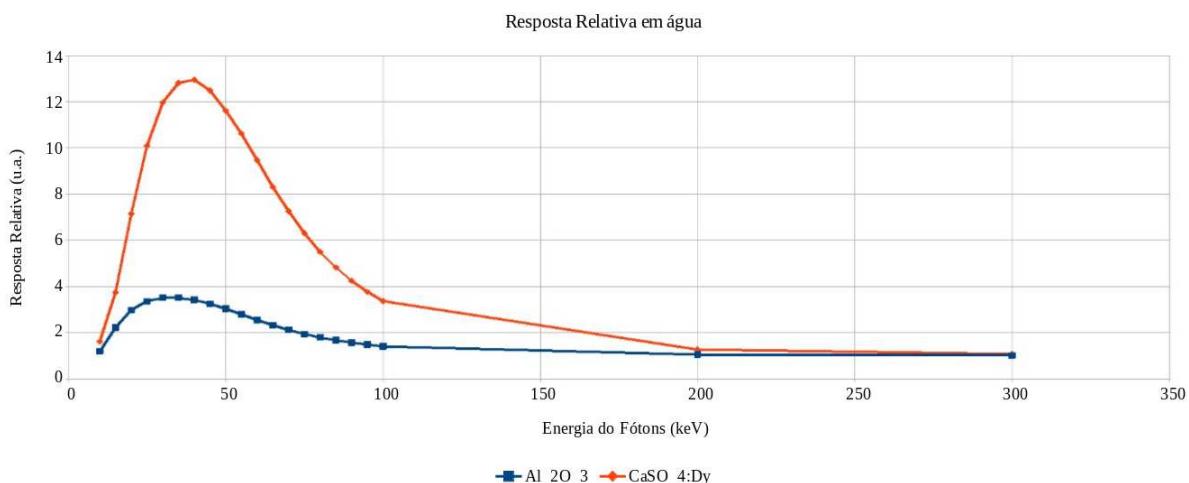


Figura 13 – Resposta para *CaSO₄:Dy* e *Al₂O₃:C*, como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação a água.

4.0.1 Respostas de Matrizes Vítreas compostas por Trioxocarbonato (IV) de Dilídio (Li_2CO_3), Trióxido de Dialumínio (Al_2O_3) e Trióxido de Diboro (B_2O_3)

Uma das análises que deve ser feita quando se estuda a dependência energética de dosímetros TL e OSL é em relação à razão entre os coeficientes de absorção de energia para análise da linearidade em relação à resposta relativa.

Após análise de materiais estudados e seus resultados coincidirem com o esperado, foi dado prosseguimento à análise de materiais produzidos no laboratório LInDa, em colaboração com a Profª. Dra. Anielle Christine Almeida Silva e o Prof. Dr. Noelio de Oliveira Dantas, e colocados, por causa de sua composição, como possíveis candidatos a dosímetros.

4.0.1.1 Resposta do Acréscimo de Óxido de Bário (BaO)

Para facilitar a comparação visual, uma vez que é uma análise qualitativa, as curvas obtidas para os materiais foram apresentadas juntas nas Figuras 14 e 15, a primeira diz respeito à sua relação com o ar e outra com a água.

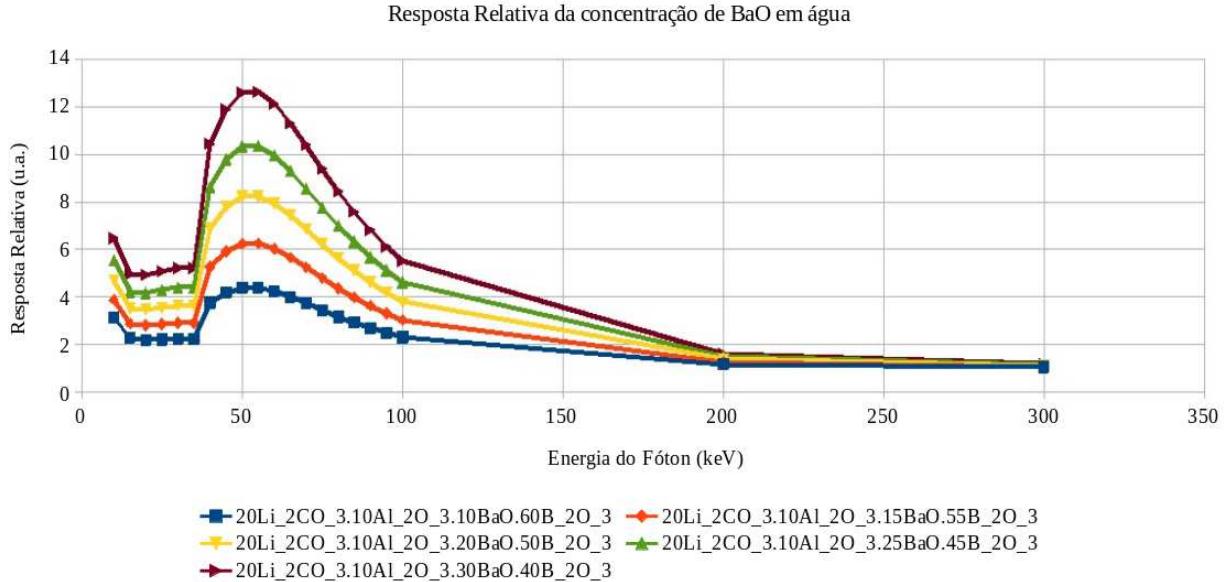


Figura 14 – Resposta para acréscimo de Óxido de bário (BaO), como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação à água.

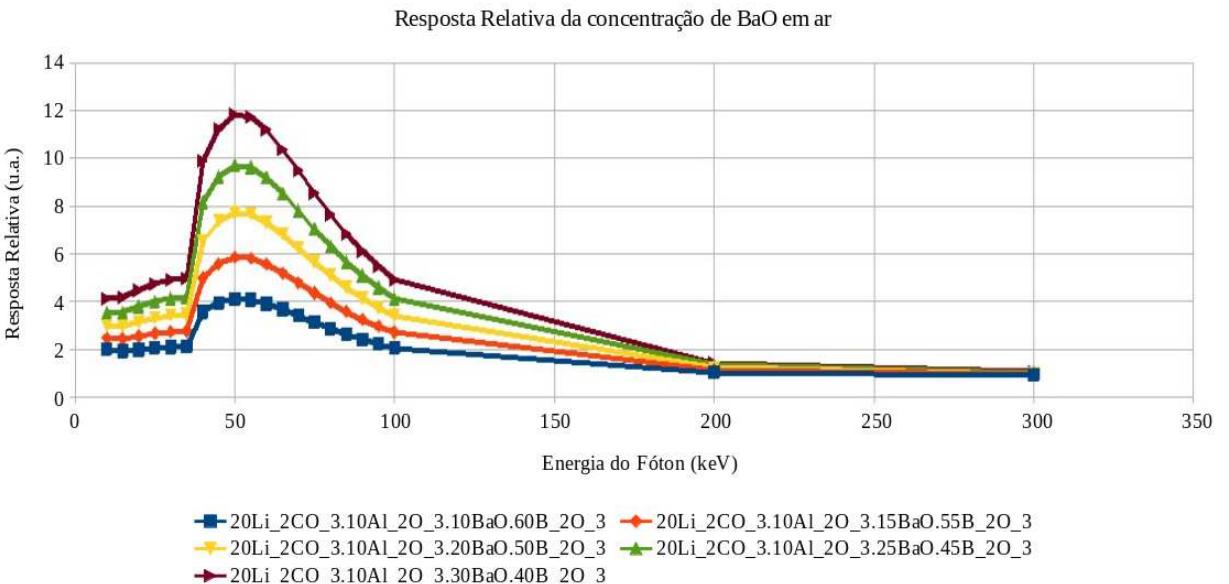


Figura 15 – Resposta para acréscimo de Óxido de bário (BaO), como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação ao ar.

Na Figura 15 é possível ver que com a menor concentração de BaO , no intervalo até 30 keV os valores são baixos, mas quando se aumenta a concentração a resposta é uma crescente. Depois desse intervalo, a resposta relativa aumenta significativamente tendo

perto de 50 keV o seu pico, até descer e se aproximar de 1 por volta de 300 keV. No gráfico relativo a água, um comportamento similar é observado.

Dos dois gráficos, para todos os materiais, a resposta relativa foi maior quando relacionada com a água quando comparada com os resultados obtidos no ar. Essa resposta foi maior para todas energias estudadas, inclusive quando os dados se linearizam depois dos 300 keV. Este resultado é esperado e confirma as informações já estudadas e apresentadas neste estudo já que a seção de choque é maior.

4.0.1.2 Resposta do Acréscimo de Óxido de Cádmio (CdO)

Novamente para análise dos materiais com variação de óxido de cádmio na sua composição e para facilitar a comparação visual, as curvas obtidas para os materiais foram apresentadas juntas na Figura 16 na água e na Figura 17 no ar.

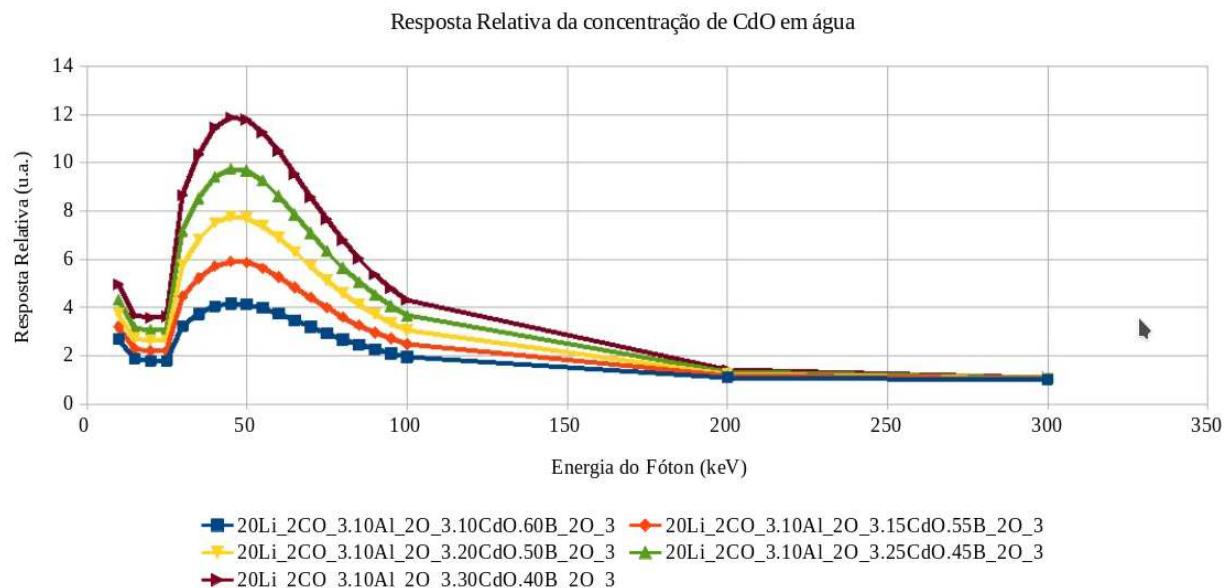


Figura 16 – Resposta para acréscimo de Óxido de cádmio (CdO), como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação a água.

No gráfico relativo à água, na Figura 16, é possível ver que com a menor concentração de CdO, no intervalo até 30 keV os valores de resposta são baixos, mas quando se aumenta a concentração a resposta torna-se uma crescente. Depois desse intervalo, a resposta relativa aumenta significativamente tendo perto de 50 keV o seu pico, até descer e se aproximar de um valor de resposta igual a 1 por volta de 300 keV. No gráfico relativo ao ar, um comportamento parecido é observado.

Para todos os materiais, a resposta relativa foi maior na água do que quando comparada com os resultados obtidos no ar. O que é esperado pela seção de choque na água ser maior do que no ar, o que resulta numa interferência direta no número de interação entre as partículas envolvidas no sistema estudado.

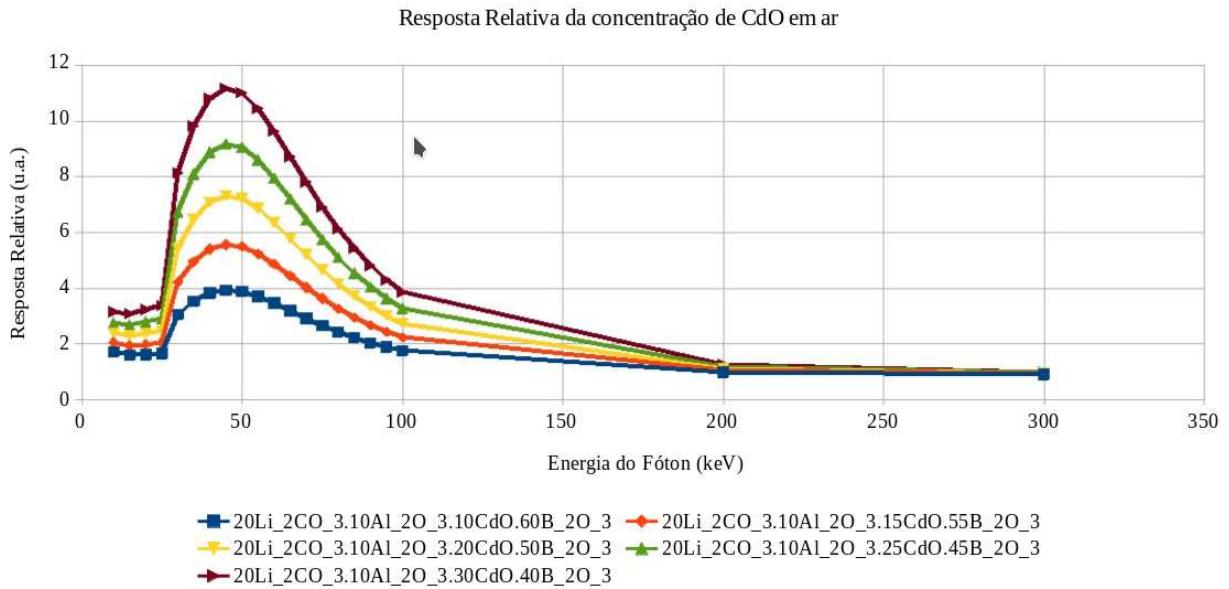


Figura 17 – Resposta para acréscimo de Óxido de cádmio (CdO), como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação ao ar.

4.0.1.3 Resposta do Acréscimo de Trióxido de Dilantânio (La_2O_3)

O mesmo processo para análise foi repetido agora para os materiais acrescidos de Trióxido de Dilantânio.

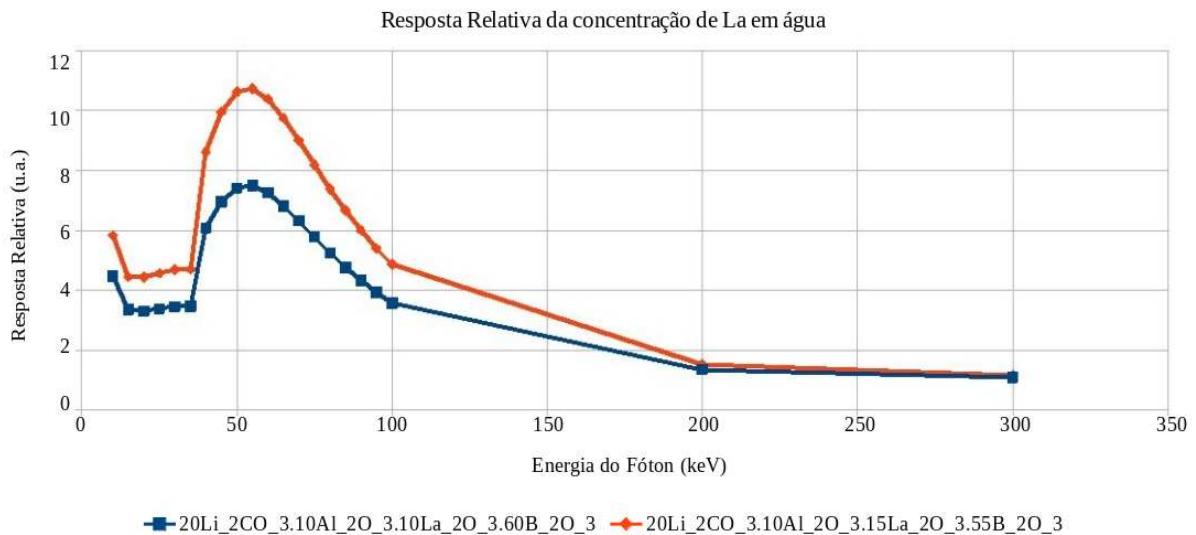


Figura 18 – Resposta para acréscimo de Trióxido de Dilantânio (La_2O_3), como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação a água.

No gráfico presente na Figura 18 é possível ver que com a menor concentração de La_2O_3 , no intervalo de 0 keV e 30 keV, o gráfico apresenta uma leve inclinação. Depois desse intervalo, a resposta relativa aumenta significativamente tendo perto de 50 keV o seu pico.

Dos dois gráficos, para todos os materiais, a resposta relativa foi maior quando

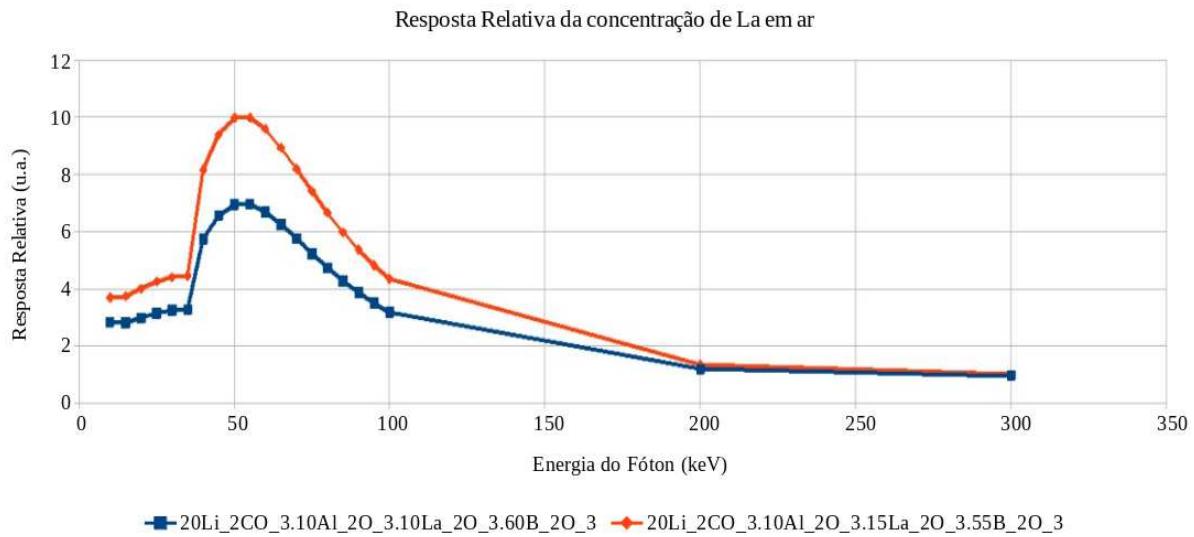


Figura 19 – Resposta para acréscimo de Trióxido de Dilantânio (La_2O_3), como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação ao ar.

relacionada com a água do que quando comparada com os resultados obtidos no ar. A diferença de resposta entre os dois materiais de lantânia estudados é significativa e se mantém no ar e na água.

4.0.2 Respostas das Matrizes Vítreas Compostas por $BaGd_2ZnO_5$

Na análise desses materiais, o procedimento foi o mesmo com o intuito de comparar sua eficiência entre si e com outros materiais já estudados até aqui.

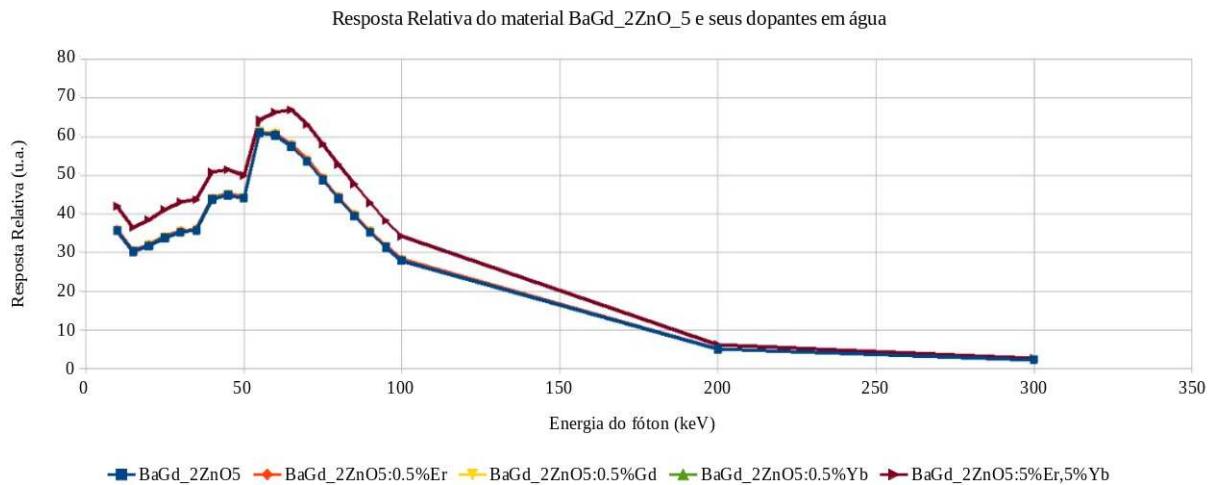


Figura 20 – Resposta para matrizes vítreas compostas por $BaGd_2ZnO_5$, como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação à água.

O primeiro fato que chama atenção ao observar os gráficos desse material é que seus resultados puros ou com diversos dopantes com 0.5% resultaram em gráficos com comportamentos semelhantes.

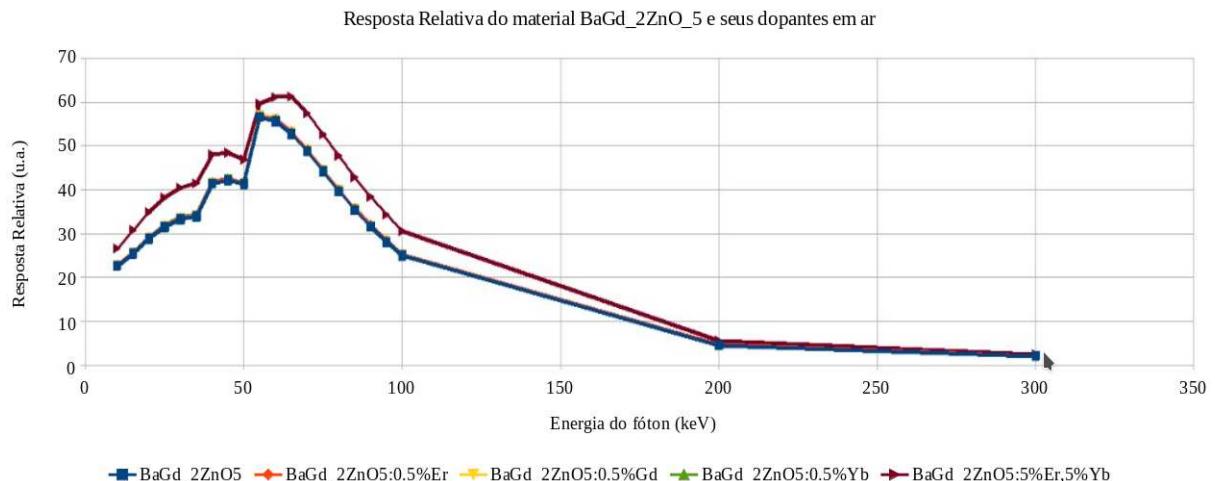


Figura 21 – Resposta para matrizes vítreas compostas por $BaGd_2ZnO_5$, como a razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa em relação ao ar.

Apenas o material com alteração em 10% em sua composição mudou e apresentou uma resposta relativa superior aos demais, tanto para água quanto para o ar.

Na água, até a energia dos fótons de 60 keV, os resultados se apresentaram bem irregulares. A partir dos 70 keV, a resposta diminui rapidamente até se estabilizar por volta de 1.

Para o ar, a resposta relativa antes de 60 keV cresce; depois de 60 keV, a tendência é de queda e bem parecida com os resultados observados na água.

Ao analisar todos os materiais através de seus resultados e comparando com o LiF , que é a referência deste trabalho, todos os materiais apresentaram uma resposta relativa muito maior. O comportamento geral de todos foi muito parecido, inclusive com o LiF , mostrando um aumento da resposta até alcançar o seu pico, e depois apresentando a queda.

Nas matrizes vítreas com óxido de bário, esse pico se deu por volta da energia de 50 keV. Nos materiais com óxido de cádmio, esse pico se deu por volta dos 45 keV. Nos materiais com Trióxido de dilantânio, esse pico também se deu por volta dos 50 kev.

Nos materiais compostos por BaGd, o pico foi mais deslocado para a direita e a resposta foi bem maior do que todos os materiais apresentados até aqui.

Os materiais compostos por lantânia se apresentaram com respostas relativas menores em comparação a todos os outros. Porém, nenhum material estudado se aproximou da resposta do LiF .

5 Conclusões

Os resultados obtidos para materiais já bem estudados foram compatíveis com a literatura, mostrando a eficácia da simulação e do método utilizado para sua análise. Isso deu base e segurança para continuar as análises para materiais promissores para serem utilizados como dosímetros.

Os resultados simulados utilizando a simulação Monte Carlo mostraram que todos os materiais apresentaram dependência de resposta considerável ao variar a energia do feixe de radiação. Na prática esse resultado significa que, para todos os feixes de fótons estudados, é possível realizar medidas de dose com os dosímetros utilizando a calibração feita em apenas um dos feixes. Além disso, se os dosímetros forem selecionados e calibrados no feixe a ser utilizado e na faixa de doses a serem medidas é esperada uma dispersão menor nos resultados.

O método utilizado se mostrou útil para uma análise prévia dos materiais, diminuindo o tempo para irradiar as amostras e fazer suas respectivas leituras como teste; diminuindo o tempo de análise e fazendo o experimento se apresentar como mais assertivo.

As simulações com o método Monte Carlo serviram como argumento de comprovação dos resultados experimentais, sendo úteis na discussão da influência da dose depositada e também na análise quantitativa da variação da resposta em função da energia do feixe.

Graças aos resultados obtidos neste trabalho foi possível conhecer o comportamento de dependência energética de diversos materiais apontados como possíveis dosímetros quando irradiados em feixes de fótons de alta energia usados em vários tratamento que fazem uso da radiação. As principais conclusões obtidas se referem aos efeitos causados nas respostas desses materiais quando a energia do feixe de fótons era alterada.

A análise das curvas de emissão possibilitou observar que ao variar o feixe de radiação, não ocorreu nenhum efeito que alterasse a distribuição de ionizações na estrutura a ponto de influenciar as respostas e o comportamento geral dos materiais.

Na faixa de doses utilizadas, apenas os materiais compostos por BaGd apresentaram um comportamento diferente dos outros materiais. Todos os materiais estudados não apresentaram comportamento linear de resposta em função da energia dos fótons em água e nem em ar. Entretanto, a não linearidade apresentada não influenciou a análise de dependência energética, pois a variação da sensibilidade relativa foi a mesma para irradiações em todos os feixes estudados. Nenhum material estudado se aproximou da linearidade do *LiF*.

O comportamento apresentado pelos materiais pode ser explicado pelo resultado

da dinâmica do processo de captura de carga entre diferentes defeitos no material.

Como a faixa de doses estudada também compreende doses comumente empregadas nos tratamentos fracionados, os resultados aqui obtidos podem servir como base para estudos mais precisos e direcionados para a prática dos centros de radioterapia, seja para medidas de doses nos pacientes ou para verificação de tratamentos.

Referências

- 1 BØTTER-JENSEN, L.; McKEEVER, S. W.; WINTLE, A. G. *Optically stimulated luminescence dosimetry*. [S.l.]: Elsevier, 2003. Citado 3 vezes nas páginas [13](#), [15](#) e [28](#).
- 2 BORGES, C. F.; FREGONESI, A. Radioproteção dos urologistas no Brasil. *Urologia Essencial*, v. 6, p. 4–10, 2016. Citado na página [13](#).
- 3 LIRA, R. F. de. Verificação do uso de dosímetros individuais em serviço de medicina nuclear de Pernambuco nos anos de 2002 a 2010. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, v. 3, n. 1A, 2015. <<https://doi.org/10.15392/bjrs.v3i1A.115>>. Citado na página [13](#).
- 4 KHAN, H.; QURESHI, I.; TUFAIL, M. Passive dosimetry of radon and its daughters using solid state nuclear track detectors (ssntds). *Radiation Protection Dosimetry*, Oxford University Press, v. 46, n. 3, p. 149–170, 1993. <<https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a081671>>. Citado na página [13](#).
- 5 PODGORSAK, E. B. Review of radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. *Vienna, Austria: IAE Agency*, 2003. Citado na página [13](#).
- 6 FARIAZ, R. D. Vincenzo cascariolo e as origens da luminescência. *Revista Brasileira de Ensino de Química*, p. 107–108, 06 2014. Citado 2 vezes nas páginas [13](#) e [22](#).
- 7 GUNDERMANN, K.-D. Luminescence. *Encyclopædia Britannica, inc.*, 2011. Citado na página [13](#).
- 8 CHEN, R.; PAGONIS, V. *Thermally and optically stimulated luminescence: a simulation approach*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2011. <<https://doi.org/10.1093/rpd/ncr473>>. Citado 2 vezes nas páginas [13](#) e [14](#).
- 9 ARNOLD, W. A. Experiments. *Photosynthesis Research*, Springer, v. 27, n. 2, p. 73–82, 1991. Citado na página [13](#).
- 10 McKEEVER, S. W. *Thermoluminescence of solids*. [S.l.]: Cambridge University Press, 1988. v. 3. Citado 5 vezes nas páginas [13](#), [26](#), [30](#), [32](#) e [47](#).
- 11 McKEEVER, S.; CHEN, R. Luminescence models. *Radiation Measurements*, Elsevier, v. 27, n. 5-6, p. 625–661, 1997. Citado na página [14](#).
- 12 YUKIHARA, E. G.; McKEEVER, S. W. *Optically stimulated luminescence: fundamentals and applications*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2011. Citado 7 vezes nas páginas [14](#), [24](#), [25](#), [26](#), [27](#), [28](#) e [29](#).
- 13 BOS, A. High sensitivity thermoluminescence dosimetry. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, Elsevier, v. 184, n. 1-2, p. 3–28, 2001. <[https://doi.org/10.1016/s0168-583x\(01\)00717-0](https://doi.org/10.1016/s0168-583x(01)00717-0)>. Citado na página [14](#).
- 14 ESTEVES, S. C. B.; OLIVEIRA, A. C. Z. d.; FEIJÓ, L. F. d. A. Braquiterapia de alta taxa de dose no Brasil. *Radiologia Brasileira*, SciELO Brasil, v. 37, n. 5, p. 337–341, 2004. <<https://doi.org/10.1590/S0100-39842004000500007>>. Citado na página [15](#).

- 15 PINHO, K. E. P. et al. Avaliação de meios de contraste submetidos à radiação ionizante. *Radiologia Brasileira*, SciELO Brasil, v. 42, n. 5, p. 309–313, 2009. <<https://doi.org/10.1590/S0100-39842009000500010>>. Citado na página 15.
- 16 AQUINO, A. R. A descoberta da estrutura atômica. *ComCiencia*, 2001. Citado na página 16.
- 17 ATTIX, F. H. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2008. Citado na página 17.
- 18 SILVA, I.; JR, O. F. A descoberta do efeito Compton: De uma abordagem semiclássica a uma abordagem quântica. *Revista Brasileira de Ensino de Física*, v. 36, n. 1, p. 1601, 2014. <<https://doi.org/10.1590/S1806-11172014000100026>>. Citado na página 17.
- 19 TAUHATA, L. et al. *Radioproteção e dosimetria: fundamentos*. [S.l.]: CBPF, 2003. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 18.
- 20 EISBERG, R.; RESNICK, R. *Física quântica, trad. Paulo Costa Ribeiro et al.* [S.l.]: Rio de Janeiro, Elsevier, 1979. Citado na página 17.
- 21 HINE, G. J.; BROWNELL, G. L. *Radiation dosimetry*. [S.l.]: Elsevier, 2013. Citado na página 18.
- 22 ICRU. *Fundamental quantities and units for ionizing radiation*. [S.l.]: International Commission on Radiation Units, 1998. v. 60. <<https://doi.org/10.1093/jicru/ndr011>>. Citado 3 vezes nas páginas 19, 20 e 21.
- 23 PEREZ, H. E. B. Desenvolvimento de um sistema calorimétrico para dosimetría de feixes de elétrons em processos por radiação. *Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear)*, 1994. Citado na página 19.
- 24 XIE, W.-m. et al. Measuring thermo-luminescence efficiency of TLD-2000 detectors to different energy photons. *Journal of Radiation Protection and Research*, Korean Association for Radiation Protection, v. 41, n. 2, p. 179–183, 2016. <<https://doi.org/10.14407/jrpr.2016.41.2.179>>. Citado na página 19.
- 25 RAMOS, M. M. O.; TAUHATA, L.; PRINZIO, M. A. R. D. *Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante*. [S.l.]: Apostila do IRD, www. ird. gov. br-em Documentos, Material Didático e Apostilas, 2011. Citado na página 20.
- 26 STREFFER, C. The ICRP 2007 recommendations. *Radiation Protection Dosimetry*, Oxford University Press, v. 127, n. 1-4, p. 2–7, 2007. Citado na página 20.
- 27 BRAND, C. I.; FONTANA, R. T.; SANTOS, A. V. d. A saúde do trabalhador em radiologia: algumas considerações. *Texto & Contexto-Enfermagem*, SciELO Brasil, v. 20, n. 1, p. 68–75, 2011. 10.1590/S0104-07072011000100008. Citado na página 21.
- 28 KITTEL, C. *Introdução à Física do Estado Sólido. Oitava Edição*. [S.l.]: LTC Livros Técnicos e Científicos Editora, 2006. Citado na página 23.
- 29 POHL, R. Electron conductivity and photochemical processes in alkali-halide crystals. *Proceedings of the Physical Society*, IOP Publishing, v. 49, n. 4S, p. 3, 1937. Citado na página 23.

- 30 SILVA, E. C. da. Desenvolvimento e caracterização de cristais de K_2GdF_5 , $LaAlO_3$ e Al_2O_3 para aplicação em dosimetria das radiações e imagens digitais termoluminescentes para campos de radiação de nêutrons, ultravioleta, x e gama. *Tese (Doutorado em Engenharia Nuclear)*, Universidade Federal de Minas Gerais, 2014. Citado na página 24.
- 31 CAMPOS, L. L. Termoluminescência de materiais e sua aplicação em dosimetria da radiação. *Cerâmica*, SciELO Brasil, v. 44, n. 290, p. 244–251, 1998. <<https://doi.org/10.1590/S0366-69131998000600007>>. Citado 2 vezes nas páginas 26 e 37.
- 32 CARRERA, B. N. S. *Estudo de propriedades de termoluminescência e ressonância paramagnética eletrônica de lapis lazuli*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2015. 10.11606/D.43.2016.tde-24062015-163152. Citado na página 26.
- 33 ROGERS, D. Fifty years of Monte Carlo simulations for Medical Physics. *Physics in Medicine & Biology*, IOP Publishing, v. 51, n. 13, p. R287, 2006. <<https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/13/R17>>. Citado 3 vezes nas páginas 31, 33 e 34.
- 34 OLKO, P. The microdosimetric one-hit detector model for calculating the response of solid state detectors. *Radiation Measurements*, Elsevier, v. 35, n. 3, p. 255–267, 2002. <[https://doi.org/10.1016/S1350-4487\(01\)00292-X](https://doi.org/10.1016/S1350-4487(01)00292-X)>. Citado na página 31.
- 35 CHEN, R.; McKEEVER, S. W. S. Characterization of nonlinearities in the dose dependence of thermoluminescence. *Radiation Measurements*, Elsevier, v. 23, n. 4, p. 667–673, 1994. Citado na página 32.
- 36 BENOV, D. M. The Manhattan Project, the first electronic computer and the Monte Carlo method. *Monte Carlo Methods and Applications*, De Gruyter, v. 22, n. 1, p. 73–79, 2016. <<https://doi.org/10.1515/mcma-2016-0102>>. Citado na página 33.
- 37 YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 3, n. 1, p. 141–149, 2009. <<https://doi.org/10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p141-149>>. Citado 3 vezes nas páginas 33, 34 e 35.
- 38 PERINI, A. P. *Projeto, construção e caracterização de câmaras de ionização para utilização como sistemas padrões em feixes de radiação X e gama*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2013. Citado na página 33.
- 39 RAESIDE, D. Monte carlo principles and applications. *Physics in Medicine & Biology*, IOP Publishing, v. 21, n. 2, p. 181, 1976. <<https://doi.org/10.1088/0031-9155/21/2/001>>. Citado na página 33.
- 40 ANDREO, P. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. *Physics in Medicine & Biology*, IOP Publishing, v. 36, n. 7, p. 861, 1991. <<https://doi.org/10.1088/0031-9155/36/7/001>>. Citado na página 33.
- 41 SEMPAU, J. et al. Experimental benchmarks of the Monte Carlo code PENELOPE. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, Elsevier, v. 207, n. 2, p. 107–123, 2003. <[https://doi.org/10.1016/S0168-583X\(03\)00453-1](https://doi.org/10.1016/S0168-583X(03)00453-1)>. Citado na página 34.

- 42 SARRUT, D. et al. A review of the use and potential of the GATE Monte Carlo simulation code for radiation therapy and dosimetry applications. *Medical Physics*, Wiley Online Library, v. 41, n. 6Part1, p. 064301, 2014. <<https://doi.org/10.1118/1.4871617>>. Citado na página 34.
- 43 PINTO, T. et al. Application of the OSL technique for beta dosimetry. *Radiation Measurements*, Elsevier, v. 43, n. 2-6, p. 332–334, 2008. <<https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2007.10.024>>. Citado na página 36.
- 44 AKSELROD, A. et al. Optically stimulated luminescence response of Al_2O_3 to beta radiation. *Radiation Protection Dosimetry*, Oxford University Press, v. 85, n. 1-4, p. 125–128, 1999. <<https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2007.08.003>>. Citado na página 36.
- 45 YUSOF, M. F. M. et al. Dose measurement using Al_2O_3 dosimeter in comparison to LiF: Mg, Ti dosimeter and ionization chamber at low and high energy x-ray. In: AIP PUBLISHING LLC. *AIP Conference Proceedings*. [S.l.], 2017. v. 1799, n. 1, p. 040007. <<https://doi.org/10.1063/1.4972931>>. Citado na página 36.
- 46 FERNANDEZ, S. D. S. et al. Thermoluminescent characteristics of LiF:Mg,Cu,P and $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ for low dose measurement. *Applied Radiation and Isotopes*, Elsevier, v. 111, p. 50–55, 2016. <<https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2016.02.011>>. Citado na página 36.
- 47 CAMPOS, L.; LIMA, M. Dosimetric properties of $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ Teflon pellets produced at IPEN. *Radiation Protection Dosimetry*, Oxford University Press, v. 14, n. 4, p. 333–335, 1986. <<https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a079666>>. Citado na página 37.
- 48 McKEEVER, S. W.; MOSCOVITCH, M.; TOWNSEND, P. D. Thermoluminescence dosimetry materials: properties and uses. *Nuclear Technology Publishing; Ashford (United Kingdom)*, p. 210, 1995. <<https://doi.org/10.1088/0952-4746/16/4/018>>. Citado na página 37.
- 49 KENNEY, G. N.; CAMERON, J.; ZIMMERMAN, D. Thermoluminescent dosimeter reading system. *Review of Scientific Instruments*, American Institute of Physics, v. 34, n. 7, p. 769–771, 1963. <<https://doi.org/10.1063/1.1718567>>. Citado na página 37.
- 50 MOSCOVITCH, M. Personnel dosimetry using LiF:Mg,Cu,P. *Radiation Protection Dosimetry*, Oxford University Press, v. 85, n. 1-4, p. 49–56, 1999. <<https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a032904>>. Citado na página 37.
- 51 DUGGAN, L. et al. Variations in dose response with x-ray energy of LiF: Mg, Cu, P thermoluminescence dosimeters: implications for clinical dosimetry. *Physics in Medicine & Biology*, IOP Publishing, v. 49, n. 17, p. 3831, 2004. <<https://doi.org/10.1088/0031-9155/49/17/001>>. Citado na página 37.
- 52 CASSATA, J. R. et al. A new paradigm in personal dosimetry using LiF: Mg, Cu, P. *Radiation Protection Dosimetry*, Oxford University Press, v. 101, n. 1-4, p. 27–42, 2002. <<https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a005983>>. Citado na página 37.
- 53 GIORDANI, A. J. et al. Verificação das doses de radiação absorvidas durante a técnica de irradiação de corpo inteiro nos transplantes de medula óssea, por meio de dosímetros termoluminescentes. *Radiologia Brasileira*, SciELO Brasil, v. 37, n. 5, p. 343–349, 2004. <<https://doi.org/10.1590/S0100-39842004000500008>>. Citado na página 38.

- 54 GONZÁLEZ, P.; AZORIN, J. Thermoluminescent response of LiF: Mg, Cu, P+ PTFE prepared in mexico to 90Sr/90Y beta particles. *Radiation Physics and Chemistry*, Elsevier, v. 61, n. 3-6, p. 425–427, 2001. Citado na página 38.
- 55 GONZÁLEZ, P.; FURETTA, C.; AZORIN, J. Comparison of the TL responses of two different preparations of LiF: Mg, Cu, P irradiated by photons of various energies. *Applied Radiation and Isotopes*, Elsevier, v. 65, n. 3, p. 341–344, 2007. <<https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2006.09.002>>. Citado na página 38.
- 56 MOSCOVITCH, M.; HOROWITZ, Y. Thermoluminescent materials for medical applications: LiF: Mg, Ti and LiF: Mg, Cu, P. *Radiation Measurements*, Elsevier, v. 41, p. S71–S77, 2006. <<https://doi.org/10.1016/J.RADMEAS.2007.01.008>>. Citado na página 38.
- 57 BILSKI, P. Lithium fluoride: from LiF: Mg, Ti to LiF: Mg, Cu, P. *Radiation Protection Dosimetry*, Oxford University Press, v. 100, n. 1-4, p. 199–205, 2002. <<https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a005847>>. Citado na página 38.
- 58 OLIVEIRA, N. S. et al. Comparison of the thermoluminescent emission curves of vitreous matrices with different concentrations of BaO. *XXII Congresso Brasileiro de Física Médica*. Citado na página 39.
- 59 CARVALHO, G. et al. Avaliação de novas matrizes vítreas pela técnica de termoluminescência para dosimetria de doses altas. *IX Simpósio de Engenharia Biomédica – SEB*, 2016. <<https://doi.org/10.17648/seb-2016-53262>>. Citado 3 vezes nas páginas 39, 40 e 41.
- 60 FERREIRA, P. et al. Utilização da técnica de termoluminescência para caracterização de uma nova matriz vítreia. *IX Simpósio de Engenharia Biomédica – SEB*, 2016. <<https://doi.org/10.17648/seb-2016-53328>>. Citado na página 39.
- 61 FERREIRA, P. Z. et al. Estudo de uma nova matriz vítreia pela técnica de termoluminescência. *8ºCongresso Brasileiro de Metrologia, Bento Gonçalves/RS*, 2015. Citado na página 39.
- 62 PERINI, A. P. et al. Avaliação das curvas de emissão termoluminescente de uma nova matriz vítreia. *4ºCongresso Brasileiro de Metrologia das Radiações Ionizantes (CBMRI)*, 2017. Citado na página 39.
- 63 FERREIRA, P. Z. et al. Study of a new glass matrix by thermoluminescent technique for high-dose dosimetry. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, v. 5, n. 3-A, 2017. <<https://doi.org/10.15392/bjrs.v5i3.279>>. Citado na página 40.
- 64 OLIVEIRA, N. et al. Utilização da técnica de termoluminescência para a comparação de duas matrizes vítreas. *V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica*. <<https://doi.org/10.29327/cobecseb.78980>>. Citado na página 40.
- 65 ALVES, N. Síntese e estudo das propriedades luminescentes de cristais LaAlO₃: C para aplicação em dosimetria da radiação ultravioleta. Universidade Federal de Minas Gerais, 2018. Citado na página 41.

- 66 TIANMIN, Z. et al. Concentration effect and temperature quenching of upconversion luminescence in BaGd₂ZnO₅: Er³⁺/Yb³⁺ phosphor. *Journal of Rare Earths*, Elsevier, v. 33, n. 7, p. 686–692, 2015. <[https://doi.org/10.1016/S1002-0721\(14\)60471-3](https://doi.org/10.1016/S1002-0721(14)60471-3)>. Citado 2 vezes nas páginas 42 e 43.
- 67 CHANG, Y.-S. Blue emitting phosphors of BaLa₂ZnO₅ activated by bismuth ions. *Journal of the Electrochemical Society*, IOP Publishing, v. 158, n. 4, p. J115, 2011. <<https://doi.org/10.1149/1.3544936>>. Citado na página 42.
- 68 SINGH, V. et al. EPR and optical properties of UV-B Radiation-Emitting Gd³⁺-doped BaLa₂ZnO₅ host prepared by sol-gel method. *Journal of Electronic Materials*, Springer, v. 48, n. 6, p. 3415–3422, 2019. <<https://doi.org/10.1007/s11664-019-07122-9>>. Citado na página 42.
- 69 NIU, C.; ZHU, T. Up-conversion characteristic and Judd-Ofelt calculation of BaGd₂ZnO₅: Er³⁺/Yb³⁺ microcrystalline powder. *Optical Materials*, Elsevier, v. 88, p. 570–575, 2019. <<https://doi.org/10.1016/j.optmat.2018.10.005>>. Citado na página 43.
- 70 JIA-SHI, S. et al. Experimental optimal design of the Er³⁺/Yb³⁺ codoped BaGd₂ZnO₅ phosphor and its upconversion luminescence properties. *Acta Physica Sinica*, Chinese Physical Soc Po Box 603, Beijing 100080, People R Chine, v. 64, n. 24, 2015. <<https://doi.org/10.7498/aps.64.243301>>. Citado na página 43.
- 71 LI, S. et al. Influence of doping concentration on the upconversion luminescence in BaGd₂ZnO₅: Er³⁺/Yb³⁺. *Acta Photon Sin*, v. 44, n. 8, p. 133–138, 2015. <<https://doi.org/10.3788/gzxb20154408.0816002>>. Citado na página 43.
- 72 WERNER, C. J. et al. MCNP6.2 Release Notes—report LA-UR-18-20808. *Los Alamos National Laboratory*, 2018. Citado na página 43.
- 73 WERNER, C. *MCNP Users Manual-Code Version 6.2, LANL*. [S.l.], 2017. Citado na página 43.
- 74 SCHUWERT, P.; RUDÉN, B. *Energy dependence of the response of different kinds of LiF dosimeters to low energy x-rays*. [S.l.], 1975. Citado 2 vezes nas páginas 45 e 46.
- 75 SZABÓ, P. P.; FÉLSZERFALVI, J.; LÉNÁRT, A. Energy dependence of CaSO₄: Dy and LiF TLDs. *Nuclear Instruments and Methods*, Elsevier, v. 175, n. 1, p. 45–47, 1980. <[https://doi.org/10.1016/0029-554x\(80\)90248-7](https://doi.org/10.1016/0029-554x(80)90248-7)>. Citado na página 46.