

# Caracterização de Dosímetros Opticamente Estimulados Utilizados para Dosimetria em Mamografia

## Characterization of Optically Stimulated Luminescent Dosimeters Used for Dosimetry in Mammography

Stella V. Mainoth<sup>1</sup>, Claudio D. de Almeida<sup>2</sup>, João E. Peixoto<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

<sup>2</sup>Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, Brasil

<sup>3</sup>Instituto Nacional do Câncer, Rio de Janeiro, Brasil

### Resumo

A mamografia é, atualmente, o método mais eficaz para detectar o câncer de mama de maneira precoce. Por ser um exame que utiliza radiação ionizante, é necessário monitorar e otimizar as doses recebidas por pacientes, a fim de garantir imagem de alta qualidade com a menor dose. Um método de monitoração da dose na mama é através da medida do kerma de entrada na pele utilizando dosímetros e do cálculo da dose glandular média (DGM). Há diversos dosímetros que podem ser empregados para tal, como os dosímetros termoluminescentes (TLD) e dosímetros opticamente estimulados (OSLDs). Mas, como a resposta do dosímetro OSL difere conforme a energia utilizada, para garantir o uso deste tipo de dosímetro, há a necessidade de caracterizar seus limites, reprodutibilidade, precisão e avaliar a dependência energética. O objetivo deste trabalho é caracterizar os OSLDs para a faixa de energia utilizada em mamografia e avaliar resultados de medidas realizadas nos serviços de mamografia no país entre os anos de 2020 à 2022 utilizando este tipo de dosimetria. Para isso, foi determinado o limite inferior de detecção ( $D_{LID}$ ), a reprodutibilidade, a precisão estatística, o fator de sensibilidade e os fatores de calibração. Como resultado, encontrou-se  $D_{LID} = 18,5035 \pm 0,0009 \mu\text{Gy}$ , fatores de sensibilidade entre 0,91 e 1,07 e fatores de calibração entre 0,248916 e 0,294323  $\mu\text{Gy}/\text{Leitura}$ . Concluiu-se que o limite inferior de detecção dos OSLDs é capaz de detectar valores próximos a 98% menores da dose mínima utilizada em exames de mamografia e que os fatores de sensibilidade determinados melhoram a reprodutibilidade dos dosímetros quando se utiliza grandes lotes.

**Palavras-chave:** física médica; dosímetro opticamente estimulado; caracterização de OSLD; mamografia.

### Abstract

Mammography is currently the most effective method for detecting breast cancer early. As it is an exam that uses ionizing radiation, it is necessary to monitor and optimize the doses received by patients, to guarantee high quality images with the lowest dose. One method of monitoring dose to the breast is by measuring skin entry kerma using dosimeters and calculating the mean glandular dose (MGD). There are several dosimeters that can be used for this, such as thermoluminescent dosimeters (TLD) and optically stimulated dosimeters (OSLDs). However, as the response of the OSL dosimeter differs depending on the energy used, to guarantee the use of this type of dosimeter, there is a need to characterize its limits, reproducibility, precision and evaluate the energy dependence. The objective of this work is to characterize the OSLDs for the energy range used in mammography and evaluate results of measurements carried out in mammography services in the country between the years 2020 and 2022 using this type of dosimetry. For this, the lower limit of detection ( $D_{LID}$ ), reproducibility, statistical precision, sensitivity factor and calibration factors were determined. As a result,  $D_{LID} = 18.5035 \pm 0.0009 \mu\text{Gy}$ , sensitivity factors between 0.91 and 1.07 and calibration factors between 0.248916 and 0.294323  $\mu\text{Gy}/\text{Reading}$  were found. It was concluded that the lower limit of detection of OSLDs is capable of detecting values close to 98% lower than the minimum dose used in mammography exams and that the sensitivity factors determined improve the reproducibility of dosimeters when using large batches.

**Keywords:** medical physics; optically stimulated dosimeter; characterization of OSLD; mammography.

### 1. Introdução

O câncer de mama é a segunda neoplasia mais comum entre as mulheres e, no Brasil, é a maior causa de morte por câncer entre elas (1). Segundo o Instituto Nacional do Câncer (INCa), são esperados 66.280 novos casos da doença no Brasil, o que corresponde à uma taxa ajustada de incidência de 43,74 casos por 100 mil mulheres (2).

A detecção precoce deste tipo de câncer, quando ainda assintomática, pode melhorar o prognóstico, já que se inicia o tratamento da doença em um estágio de estadiamento menos avançado. Atualmente, o método mais eficaz para detectar precocemente o câncer de mama é a mamografia, um exame que utiliza uma fonte de raios X para obter imagens radiográficas do tecido mamário. Contudo, sabe-se que os raios X podem ser prejudiciais ao tecido humano se usados indiscriminadamente. Portanto, é

necessário que a dose de radiação ionizante e a qualidade da imagem mamográfica sejam monitoradas, a fim de otimizar o sistema e impactar positivamente o diagnóstico com a menor dose possível na mama, com o intuito de respeitar o princípio de radioproteção ALARA (3).

Na dosimetria, a grandeza utilizada para estimar a dose média absorvida no tecido glandular mamário é a dose glandular média (DGM) (4). Um método usado para calcular a DGM em um exame de mamografia é a partir da medida do kerma de entrada na pele multiplicado por fatores de conversão determinados por Dance (2000) (5). A medição do kerma de entrada na pele pode ser realizada utilizando dosímetros termoluminescentes (TLD) após serem aplicados fatores de sensibilidade e calibração às leituras dos dosímetros.

Há, no Brasil, diversos programas de monitoramento da DGM dos serviços de mamografia.

Por exemplo, o Programa de Qualidade em Mamografia (PQM) do INCa, cuja finalidade é auxiliar os estados e municípios na implantação de ações de controle de qualidade neste exame (6) e o Programa de Certificação da Qualidade em Mamografia (PCQM) do Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR) monitoram a DGM dos serviços de mamografia, enviando dois OSLDs via postal para cada mamógrafo do local (7).

No estudo de Pinheiro (2018) (8), foi avaliada a DGM de 845 mamógrafos no Brasil entre 2011 e 2016 utilizando os dados do PQM do INCa. Ela percebeu um aumento progressivo da DGM a partir de 2013 devido a publicação da Portaria GM/MS no 531 de 26/03/2012, que criou o Programa Nacional de Qualidade em Mamografia, causando a adesão de serviços que nunca haviam sido submetidos a avaliação da dose e ao número de mamógrafos de tecnologia digital avaliados neste mesmo ano (9). Tal aumento pode ocasionar um risco maior de câncer radioinduzido em mulheres que utilizam a mamografia anualmente para rastreamento do câncer de mama, o que reforça a importância de avaliar regularmente a DGM no decorrer do tempo.

Na literatura, há trabalhos publicados em que é possível observar uma dependência energética da resposta luminosa do TLD com a dose. No trabalho de Nunn (10) descobriu-se que a resposta luminosa do TLD 100 (Fluoreto de lítio – LiF) não é diretamente proporcional à dose quando irradiado com baixas energias. Em 2019, Durão (11) concluiu em seu trabalho que é preciso considerar a dependência energética na faixa de energia de mamografia para o TLD 100 e que se faz necessário realizar a correção para as diferentes combinações kV/alvo/filtro e as respectivas camadas semirredutora (CSR) utilizadas em mamografia a partir da equação do ajuste do fator de calibração em função da CSR.

Outros dosímetros utilizados na dosimetria para medir kerma de entrada na pele e determinar DGM são os dosímetros opticamente estimulados (OSLD). Os OSLDs utilizam materiais cristalinos semicondutores ou isolantes que, após receberem uma irradiação prévia, são excitados por comprimento de onda específico durante sua leitura e emitem luz com uma intensidade proporcional correspondente à quantidade de radiação absorvida por ele. Esses dosímetros possuem vantagens com relação ao TLD, como maior sensibilidade do dosímetro à radiação, pois não possuem o efeito de degradação térmica da eficiência; e a capacidade de releitura da dose, pois a técnica OSL é uma técnica de leitura parcialmente destrutiva, visto que para a geração do sinal OSL não é necessário o esvaziamento total das armadilhas de elétrons (12).

No trabalho de Freitas (2017) (13), ao verificar os valores dos fatores de dependência energética para os OSLDs compostos por  $Al_2O_3:C$  e  $BeO$ , foi concluído que, em ambos materiais utilizados, para as energias mais altas de raios X produzidas em aceleradores clínicos, os dosímetros não possuem uma variação significativa da resposta com relação à energia do feixe. Já para as faixas de raios X

convencional com espectro amplo, o autor concluiu que há a necessidade de calibrar os dosímetros com feixe de fótons com energias próximas às que serão utilizadas, pois os fatores de dependência energética se distanciam da unidade.

Nascimento (2007), em sua pesquisa (14), notou que para feixes de raios X na faixa da radiologia diagnóstica há uma forte dependência da resposta do dosímetro OSL de óxido de alumínio dopado com carbono ( $Al_2O_3:C$ ) com a energia do feixe devido à diferença entre o número atômico efetivo do óxido de alumínio e o número atômico efetivo do ar. Notou também que a dependência energética do  $Al_2O_3:C$  varia de acordo com as características dos leitores OSL e com o método de análise do sinal.

É esperado que a resposta do dosímetro OSL varie conforme a energia utilizada. Portanto, é crucial realizar calibrações individuais para cada aparelho, uma vez que os dosímetros são inicialmente calibrados de acordo com um padrão de fábrica.

Oliveira (2015) (15) conduziu um estudo de calibração que comparou dosímetros OSL e TL em três distintos feixes clínicos. Este estudo utilizou um simulador homogêneo de acrílico (polimetilmetacrilato - PMMA), possibilitando uma estimativa precisa do kerma de entrada na pele (KEP) a partir da intensidade OSL, considerando correções para a energia dos feixes; e a determinação da dose média glandular (DGM).

Tendo em vista os trabalhos que demonstram que há dependência energética na resposta luminosa dos OSLDs com a energia do feixe devido à sua alta sensibilidade, o objetivo deste trabalho é caracterizar os dosímetros opticamente estimulados (OSLDs)  $Al_2O_3:C$  através da determinação do limite inferior de detecção, da reprodutibilidade, da precisão estatística e do fator de sensibilidade; e determinar a dependência energética e os fatores de calibração para as variadas combinações tensão/alvo/filtro para a faixa de energia usada em exames de mamografia.

## 2. Materiais e Métodos

### 2.1. Materiais

Neste trabalho foram utilizados 40 dosímetros opticamente estimulados (OSLDs) compostos de  $Al_2O_3:C$  da marca Landauer modelo Nanodot. Os OSLDs foram irradiados em um mamógrafo da marca Siemens Mammomat 1000 do laboratório de radiodiagnóstico da Divisão de Física Médica do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (DIFME/IRD) nas combinações alvo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh, em um mamógrafo digital modelo 3 Dimensions da marca Hologic do Hospital Quinta D'Or nas combinações alvo/filtro de W/Rh e W/Al, possibilitando, assim, alcançar toda a faixa de energia usada em mamografia.

Os dosímetros OSL foram avaliados em uma leitora Micro Star da marca Landauer do laboratório do Programa Nacional de Qualidade em Mamografia (PNQM), localizado no Instituto Nacional do Câncer (INCa). As medidas do kerma de entrada na pele foram determinadas utilizando o detector de estado sólido Piranha Black da marca RTI, que possui uma

incerteza de  $\pm 5\%$ , antes da irradiação dos dosímetros e utilizando o método da substituição.

## 2.2. Métodos

No processo de caracterização dos dosímetros OSL foi determinado o limite inferior de detecção, a reprodutibilidade e precisão estatística, o fator individual de sensibilidade e o fator de calibração.

### 2.2.1 Limite Inferior de Detecção

Um parâmetro importante para a dosimetria é o limite inferior de detecção ( $D_{LID}$ ), definido como a menor dose que o dosímetro é capaz de mensurar e, neste trabalho, é dado em Grays (Gy) (16), já que o LID é expresso em termos da mesma grandeza que o dosímetro foi calibrado.

O  $D_{LID}$  é estabelecido como o fator de calibração da unidade leitora multiplicado por três vezes o desvio padrão ( $\sigma_{BKG}$ ) da leitura de background (equação 2), que é a leitura feita antes de uma irradiação e após annealing. O bleaching é um procedimento que possui como objetivo reestabelecer o equilíbrio do material após a leitura. Para tal, os OSLDs são expostos a luz de comprimento de onda de 700 nanômetros durante vinte e quatro horas.

Para o cálculo dessa grandeza, os dosímetros foram divididos em dois grupos de 20 dosímetros e colocados sobre 5 cm de polimetilmetacrilato (PMMA), posicionados em cima da bandeja que sustenta a mama (*bucky*) e centralizados lateralmente e à 6 cm da borda da parede torácica. A exposição foi realizada com 28 kV Mo/Mo e 25 mAs, buscando um kerma de entrada na pele de calibração próxima à 3 mGy.

Para garantir o valor da dose de calibração, o kerma de entrada na pele foi determinado utilizando o método da substituição com o detector de estado sólido. Esse procedimento consiste em selecionar uma combinação kV/alvo/filtro, utilizando um detector de estado sólido para obter o kerma de entrada na pele. Em seguida o detector de estado sólido é substituído pelos OSLDs e uma nova exposição é realizada com os mesmos parâmetros (17).

O cálculo da dose líquida ( $M_i - M_{0i}$ ) é feito subtraindo o valor da leitura de background ( $M_{0i}$ ) da leitura do dosímetro irradiado ( $M_i$ ).

O fator de calibração da unidade leitora é descrito pela equação 1:

$$\Phi_C = \frac{D_C}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (M_i - M_{0i})} \quad (1)$$

onde  $D_C$  é a dose de calibração (3 mGy),  $N$  é a quantidade de dosímetros utilizados,  $M_i$  é a leitura de cada dosímetro  $i$  e  $M_{0i}$  é a leitura de background do dosímetro  $i$ .

A equação 2 descreve o cálculo do limite inferior de detecção:

$$D_{LID} = (3 * \sigma_{BKG}) * \Phi_C \quad (2)$$

### 2.2.2 Reprodutibilidade e Precisão Estatística

Para avaliar a reprodutibilidade, é necessária uma análise estatística usando um grupo de dosímetros do mesmo tipo. O lote de OSLDs foi exposto cinco vezes a 10 mGy com a técnica de 28 kV Mo/Mo e 100 mAs no mamógrafo do IRD e cada OSL foi lido três vezes por irradiação. Com os resultados das leituras líquidas foram calculadas a média, o desvio padrão, o coeficiente de variação para cada dosímetro, o índice de variabilidade da leitora (IVL), o índice de variabilidade do sistema dosimétrico (unidade leitora + dosímetros) (IVS), e o índice de variabilidade dos dosímetros (IVD).

O cálculo do índice de variabilidade do sistema (IVS) é feito através da média dos coeficientes de variação percentuais de cada dosímetro, determinado pela equação 3:

$$IVS = \frac{(\overline{M_i - M_{0i}})}{\sigma} \quad (3)$$

Onde  $\overline{M_i - M_{0i}}$  é a média das leituras líquidas de cada dosímetro e  $\sigma$  é o desvio padrão das leituras líquidas de cada dosímetro.

O índice de variabilidade da unidade leitora (IVL) é o desvio padrão percentual das médias das leituras de cada um dos cinco ciclos.

$$IVL = \frac{\bar{\sigma}}{\bar{M}} \quad (4)$$

onde  $\bar{\sigma}$  é a média dos desvios padrões do grupo de dosímetros e  $\bar{M}$  é a média da média das cinco leituras líquidas.

O índice de variabilidade dos dosímetros (IVD) é uma grandeza que proporciona a medida da reprodutibilidade dos dosímetros e é definida pela equação 5:

$$IVD = \sqrt{(IVS)^2 - (IVL)^2} \quad (5)$$

### 2.2.3 Fatores de Sensibilidade

Para essa determinação, os OSLDs foram expostos a 10 mGy com a técnica de 28 kV Mo/Mo e 90 mAs no mamógrafo do IRD.

A fim de corrigir a resposta líquida de cada OSLD numa dada dose absorvida, o fator individual de sensibilidade ( $S_i$ ) foi calculado dividindo a média das leituras líquidas de todos os dosímetros ( $\bar{M}$ ) pela média da leitura líquida de cada dosímetro  $i$  ( $M_i$ ), de acordo com as equações 6 e 7:

$$\bar{M} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N M_i \quad (6)$$

$$S_i = \frac{\bar{M}}{M_i} \quad (7)$$

Com a obtenção desse fator, foi feita a correção da resposta líquida utilizando a expressão 8:

$$M_{(i)cor} = M_i \cdot S_i \tag{8}$$

Além disso, o coeficiente de variação dos dados de cada dosímetro foi calculado antes e depois de usar tais fatores com o intuito de estudar seus efeitos nos desvios padrão.

### 3.2.4 Fatores de Calibração

O fator de calibração ( $F_c$ ) dos dosímetros foi determinado pela razão entre a medida do kerma kerma de entrada na pele (KEP) e a leitura líquida corrigida dos OSLDs expostos às mesmas condições, como mostra a equação 9:

$$F_c = \frac{KEP}{M_{(i)cor}} \tag{9}$$

Foram utilizadas 28 combinações kV/alvo/filtro e os OSLDs foram divididos em sete grupos com cinco ou seis OSLDs por grupo. O critério utilizado para separação dos grupos foi com que cada OSLDs do mesmo grupo possuíssem fatores de sensibilidade próximos.

### 3. Resultados

O valor médio obtido das leituras líquidas é  $\bar{M} = 10747$  unidades leitoras com o desvio padrão  $\sigma = 197$  unidades leitoras. Portanto, o fator de calibração (equação 1) da unidade leitora é

$$\Phi_c = (0,27915 \pm 0,00001) \mu Gy / unidade \text{ leitora}$$

Conseqüentemente, o limite inferior de detecção do lote de OSLD é:

$$D_{LID} = (18,5035 \pm 0,0009) \mu Gy.$$

A reprodutibilidade e a precisão estatística foram obtidas através das leituras das cinco irradiações e calculadas as médias de cada leitura separadamente, a média geral das cinco leituras, o desvio padrão e o coeficiente de variação percentual.

A Tabela 1 mostra os resultados do coeficiente percentual de cada dosímetro (equação 3).

**Tabela 1** - Coeficiente percentual dos dosímetros.

Número de Série	CV (%)	Número de Série	CV (%)
DN09555713P	1,61	DN09556028R	2,92
DN09555723O	3,78	DN09556037S	1,13
DN09555750R	1,24	DN09556039O	4,08
DN09555875D	1,04	DN095560512	3,01
DN095558795	0,19	DN09556053Y	3,76
DN09555884E	3,03	DN09556054W	1,67
DN095558878	1,04	DN09556055U	2,98
DN09555892H	2,64	DN09556068N	1,35
DN09555901Q	0,87	DN09556081Z	1,09
DN09555910R	1,87	DN09556082X	1,72

DN09555915H	1,80	DN095561015	3,07
DN09555916F	1,80	DN09556119O	1,97
DN09555920Q	5,51	DN09556123Z	1,89
DN09555921O	2,53	DN09556124X	0,41
DN09555925G	0,47	DN095561403	0,77
DN09555931N	1,17	DN095561411	3,02
DN095560017	1,96	DN09556143X	1,15
DN095560116	0,91	DN09556144V	2,96
DN09556024Z	1,90	DN09556149L	2,36
DN09556025X	1,42	DN095561510	4,96

Fonte: Autora (2024).

A média do desvio padrão percentual (IVS) foi de 2,08%. O menor valor encontrado foi igual a 0,19% e o maior, 5,51%. Esta grandeza nos permite observar a medida da reprodutibilidade de todo o sistema dosimétrico.

A Tabela 2 mostra os resultados das médias de cada leitura separadamente, a média das leituras médias, seu desvio padrão e o índice de variabilidade da leitora (IVL) percentual.

**Tabela 2** - Média das leituras, média das leituras médias, desvio padrão e o índice de variabilidade da leitora (IVL) percentual.

MÉDIA DAS LEITURAS					MÉDIA DAS LEITURAS MÉDIAS	DP
1	2	3	4	5		
42354	42345	43104	42049	42607	42354	395

Fonte: Autora (2024).

O IVL nos fornece a medida da reprodutibilidade da unidade leitora em longo prazo. O valor obtido foi de 0,93%, o que indica que a leitora possui uma alta reprodutibilidade, uma vez que os resultados são consistentes.

A partir dos valores de IVS e IVL é possível quantificar o índice de variabilidade dos dosímetros (IVD) (equação 5). Essa medida é necessária pois representa a variação das respostas individuais dos dosímetros dentro de um mesmo lote. Assim, podemos determinar o grau de confiabilidade das medições feitas com os conjuntos dosimétricos utilizados. Deste modo, o valor percentual de IVD é 2%.

A Tabela 3 mostra o fator de sensibilidade (equação 6), a leitura média, média das leituras médias e o coeficiente de variação antes e após a aplicação do fator de sensibilidade para cada dosímetro.

**Tabela 3** - Fator de sensibilidade e leituras médias antes e depois da aplicação do fator de sensibilidade ( $S_i$ ).

Número de série	Fator $S_i$ ( $\pm 0,07$ )	Aplicação do Fator $S_i$	
		Antes	Após
		Leitura Média ( $\pm 2$ ) * $10^2$	Leituras corrigidas ( $\pm 2$ ) * $10^2$
DN09555723O	0,98	399	391
DN09555750R	1,01	387	390
DN09555875D	1,00	389	390
DN095558795	1,04	377	392
DN09555884E	0,96	408	391
DN095558878	0,98	399	391
DN09555892H	0,92	426	392

DN09555901Q	1,02	383	390
DN09555910R	0,99	393	389
DN09555915H	1,03	378	389
DN09555916F	0,97	404	391
DN09555920Q	1,01	388	392
DN09555921O	0,99	395	392
DN09555925G	0,91	430	391
DN09555931N	1,00	390	390
DN095560017	1,02	381	390
DN095560116	0,99	393	389
DN09556024Z	1,04	375	390
DN09556025X	0,97	401	389
DN09556028R	1,03	380	390
DN09556037S	1,01	386	390
DN09556039O	0,99	396	392
DN09556053Y	1,00	392	391
DN09556054W	1,01	388	392
DN09556055U	1,03	380	392
DN09556068N	1,04	377	392
DN09556081Z	1,01	388	392
DN09556082X	1,03	379	390
DN095561015	0,99	393	390
DN09556119O	0,99	393	390
DN09556123Z	1,01	388	392
DN09556124X	0,99	395	392
DN095561403	0,99	396	392
DN095561411	1,01	386	390
DN09556143X	0,98	400	392
DN09556144V	1,07	367	392
DN09556149L	1,01	385	389
DN09556151O	1,02	385	393

Fonte: Autora (2024).

A Tabela 4 aponta a redução no coeficiente de variação das leituras médias após aplicar o Fator Si.

**Tabela 4** - Coeficiente de variação das leituras médias (%), médias das leituras médias, antes e após aplicar o Fator Si.

Fator Si	Média das leituras médias	CV (%)
Antes de aplicar	39.089 ± 198	3,2%
Após aplicar	39.093 ± 198	0,3%

Fonte: Autora (2024).

A Tabela 5 dispõe dos valores calculados dos fatores de calibração por combinação alvo/filtro e tensão.

**Tabela 5** - Fatores de calibração por combinação alvo/filtro e tensão (kV).

kV	Fator de calibração médio (µGy/Leitura)			
	Alvo/Filtro			
	Mo/Mo	Mo/Rh	W/Ag	W/Rh
23	0,294323 ± 0,000008	0,284110 ± 0,000006	0,27885 ± 0,00001	0,27099 ± 0,00001
25	0,289037 ± 0,000008	0,273317 ± 0,000006	0,27772 ± 0,00001	0,26634 ± 0,00001
27	0,279776 ± 0,000008	0,268494 ± 0,000006	0,26383 ± 0,00001	0,267813 ± 0,00002
29	0,278147 ± 0,000009	0,262641 ± 0,000008	0,25893 ± 0,00003	0,26453 ± 0,00002
31	0,27571 ± 0,00001	0,25621 ± 0,00002	0,25676 ± 0,00003	0,26542 ± 0,00002
33	0,26714 ± 0,00001	0,25301 ± 0,00002	0,26204 ± 0,00003	0,25197 ± 0,00003

35	0,26274 ± 0,00001	0,24891 ± 0,000012	0,25822 ± 0,00004	0,25636 ± 0,00003
----	-------------------	--------------------	-------------------	-------------------

Fonte: Autora (2024).

Na faixa de tensão analisada (23 a 35 kV), os valores dos fatores de calibração variaram de 0,248916 à 0,294323 µGy/Leitura. Determinar esse fator de calibração em função da combinação kV/alvo/filtro é importante pois evidencia que há dependência energética. Essa observação ocorreu ao longo do desenvolvimento do estudo e foi estabelecido determinar o quanto isso implicaria em erro no cálculo da DGM caso não sofra devidas correções quando o dosímetro é calibrado apenas nas condições de referência. A partir desses valores, foi possível determinar a discrepância relativa entre os fatores de calibração e o fator de calibração obtido com a combinação 28 kV Mo/Mo (Fc = 0,277435 µGy/Leitura) (Tabela 6).

**Tabela 6** - Discrepância relativa entre os fatores de calibração obtidos em variadas combinações kV/alvo/filtro e o fator de calibração obtido com a combinação 28 kV Mo/Mo.

kV	Discrepância Relativa			
	Alvo/Filtro			
	Mo/Mo	Mo/Rh	W/Ag	W/Rh
23	6,1%	2,4%	0,5%	-2,3%
25	4,2%	-1,5%	0,1%	-4,0%
27	0,8%	-3,2%	-4,9%	-3,5%
29	0,3%	-5,3%	-6,7%	-4,6%
31	-0,6%	-7,6%	-7,5%	-4,3%
33	-3,7%	-8,8%	-5,5%	-9,2%
35	-5,3%	-10,3%	-6,9%	-7,6%

Fonte: Autora (2024).

#### 4. Discussão

É necessário que o parâmetro limite inferior de dose seja conhecido, pois é uma maneira de validar o sistema, já que as doses em mamografia são consideradas baixas, por volta de 1000 µGy<sup>8</sup>. Como o limite inferior de detecção se encontra abaixo desse valor, verifica-se que o material dosimétrico pode ser utilizado para estimar a dose média absorvida no tecido glandular mamário, pois a sua sensibilidade é inferior à faixa de dose empregada nos exames mamográficos.

A reprodutibilidade do sistema OSL é a constância das medidas efetuadas, isto é, o grau de concordância entre os resultados de um mesmo instrumento nas mesmas condições. Um dosímetro OSL deve apresentar a mesma intensidade luminescente ao ser irradiado com a mesma energia. Como o índice de variação dos dosímetros é 2% e levando como critério uma variação de até 5%, pode-se afirmar que os dosímetros são reprodutíveis.

A determinação do fator individual de sensibilidade (Si), aumenta a exatidão da medida das doses, pois esse fator representa a variação que pode ocorrer entre os dosímetros de maneira individual, sem que haja interferência da unidade leitora.

Os valores de  $S_i$  obtidos variaram de 0,91 até 1,07. Nota-se que o fator de sensibilidade possui um impacto significativo no coeficiente de variação das leituras médias, causando uma redução de aproximadamente 90% e melhorando a reprodutibilidade do grupo de dosímetros. Esta redução evidencia a importância de se determinar fatores de sensibilidade ao se utilizar grandes lotes de OSLD, pois se otimiza a medição da dose com maior precisão.

A maior discrepância relativa obtida foi de -10,3% para a combinação de alvo/filtro Mo/Rh com 35 kV de tensão, o que significa que se utilizar o fator de calibração obtido pela combinação 28 kV Mo/Mo em uma exposição com a combinação 35 kV Mo/Rh, haverá uma subestimação da dose. Observando a Tabela 6, podemos perceber que essa subestimação ocorre com a maioria das combinações.

### 5. Conclusões

A reprodutibilidade, a precisão estatística, o limite inferior de detecção, o fator de sensibilidade do OSLD  $Al_2O_3:C$  foram determinados. O limite inferior de detecção encontrado foi 98,2% abaixo das doses glandulares médias mínimas utilizadas em mamografia, validando assim o uso de OSLD para dosimetria na faixa de mamografia. Esse fato se dá devido o OSLD não precisar de aquecimento, portanto não possui efeito de degradação térmica, o que aumenta sua sensibilidade à radiação.

A determinação do fator de sensibilidade se mostrou necessária quando se trabalha com grandes lotes de dosímetros, pois a utilização do mesmo aumenta a acurácia, e, consequentemente, melhora a reprodutibilidade dos dosímetros pois a OSL é uma técnica não destrutiva da informação, ou seja, apresenta vantagem em relação ao TLD, uma vez que esse não pode ser relido pois o processo de leitura zera efetivamente o TLD, enquanto o OSLD permite tal processo.

A relação entre qualidade do feixe (kV/alvo/filtro) e fator de calibração ( $F_c$ ) do OSLD  $Al_2O_3:C$  foi determinada para a faixa de 21 kV à 35 kV, com as combinações Mo/Mo, Mo/Rh, W/Ag e W/Rh, compreendendo toda a faixa de energia utilizada em exames de mamografia. Os resultados encontrados demonstram que há dependência energética para as faixas de raios X com espectro largo, tendo então a necessidade de calibrar os dosímetros para a energia que será utilizada, determinando uma curva de calibração para cada combinação kV/alvo/filtro ou aplicar fator de correção como demonstrado na Tabela 6 para o caso de realizar calibração somente com 28 kV Mo/Mo.

### Agradecimentos

Gostaria de agradecer ao IRD por ceder o espaço físico, ao INCA pelas medições e ao CNPq pelo apoio financeiro.

### Referências

1. Câncer de mama [Internet]. INCA - Instituto Nacional de Câncer. <https://www.inca.gov.br/assuntos/cancer-de-mama>
2. Incidência [Internet]. INCA - Instituto Nacional de Câncer. 2021. Available from: <https://www.inca.gov.br/controle-do-cancer-de-mama/dados-e-numeros/incidencia>
3. Almeida, C. Otimização da Dose Glandular Média na Mama e da Qualidade da Imagem nos Sistemas de Mamografia Digital. Tese de Doutorado. Faculdade de Medicina - Departamento de Radiologia/UFRJ, 2014. 2 p.
4. Data for use in protection against external radiation. Ann ICRP. 1987;17(2-3):1-132. PMID: 3426027.
5. Dance DR, Thilander AK, Sandborg M, Skinner CL, Castellano IA, Carlsson GA. Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study. Br J Radiol. 2000 Oct;73(874):1056-67. doi: 10.1259/bjr.73.874.11271898. PMID: 11271898.
6. Programa de Qualidade em Mamografia [Internet]. Instituto Nacional de Câncer - INCA. Available from: <https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/gestor-e-profissional-de-saude/programa-de-qualidade-em-mamografia>
7. CBR. Norma Do Programa De Certificação De Qualidade Do CBR Selo De Mamografia. Certificado de qualidade em mamografia. 2022.
8. Pinheiro, M. A, Almeida, C. D., Peixoto, J. E., Valverde, M. de A. S. e Marin, A. V. Análise das tecnologias e doses glandulares médias em mamografia no Brasil no período de 2011 a 2016. Braz. J. Rad. Sci. [Internet]. 2018 Sep. 4 [cited 2024 March 16];6(3). Available from: <https://www.bjrs.org.br/revista/index.php/REVISTA/artic/e/view/653>
9. Furquim, T.A.C.; O Equipamento Mamográfico. MINISTÉRIO DA SAÚDE, p. 67, 2014.
10. Nunn AA, Davis SD, Micka JA, DeWerd LA. LiF:Mg,Ti TLD response as a function of photon energy for moderately filtered x-ray spectra in the range of 20-250 kVp relative to  $^{60}Co$ . Med Phys. 2008 May;35(5):1859-69. doi: 10.1118/1.2898137. PMID: 18561661.
11. Durão PHG, de Almeida CD, Peixoto JE. Dependência energética do TLD 100 (LiF:Mg,Ti) para a faixa de energia utilizada em mamografia. Rev Bras Fis Med [Internet]. 6º de dezembro de 2020 [citado 16 de março de 2024];14:558. Disponível em: <https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/558>
12. McKeever, Stephen. (2001). Optically stimulated luminescence dosimetry. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms. 184. 29-54. 10.1016/S0168-583X(01)00588-2.
13. Freitas CE. Luminescência opticamente estimulada com aplicações em radioterapia: dependência da dose absorvida e da energia de fótons produzidos em aceleradores clínicos e Microtron - IFUSP [Internet]. 2017 [citado 2024 março 22] Available from: <http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/43/43134/tde-26052017-084002/>
14. Nascimento, R. P.; Umisedo, N.K.; Yoshimura, E.M. Verificação da dependência energética de detector OSL para feixes de raios X de interesse diagnóstico. Laboratório de Dosimetria do Instituto de Física da Universidade de São Paulo. 2011.
15. Oliveira CV, Cabete HV, Malthes ALM, Alves FF, Pires SR, Medeiros RB, Freitas MB. Desempenho de Dosímetros OSL em Feixes Clínicos empregados na Mamografia. Rev Bras Fis Med [Internet]. 29º de setembro de 2016 [citado 25 de março de 2024];9(2):6-9. Disponível em: <https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/347>
16. Bravim A. Avaliação de dosímetros termoluminescentes empregando objetos simuladores equivalentes à água para aplicação na dosimetria de feixes clínicos de elétrons [Internet]. 2011 [citado 2024 março 25]

Available from:  
<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/85/85131/tde-20062011-101414/>

17. Alvarenga, Tallyson Sarmiento. Instalação e caracterização básica de um laboratório para testes de monitores portáteis com radiação de nêutrons [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares; 2014 [citado 2024-05-01]. doi:10.11606/D.85.2014.tde-16062014-155542.

**Contato:**

Stella Vieira Mainoth  
Universidade Federal do Rio de Janeiro  
Av. Horácio Macedo, 2030 - Bloco G, Sala 206 -  
Cidade Universitária, Rio de Janeiro – RJ  
stellamainoth@ufrj.br