

Universidade Federal do Rio de Janeiro  
Instituto de Física

**CARACTERIZAÇÃO DE DOSÍMETROS OPTICAMENTE  
ESTIMULADOS UTILIZADOS PARA DOSIMETRIA EM MAMOGRAFIA**

Stella Vieira Mainoth

Rio de Janeiro

2023

**CARACTERIZAÇÃO DE DOSÍMETROS OPTICAMENTE  
ESTIMULADOS UTILIZADOS PARA DOSIMETRIA EM MAMOGRAFIA**

Stella Vieira Mainoth

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Programa de Graduação em Física Médica da Universidade Federal do Rio de Janeiro como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Claudio Domingues de Almeida

Rio de Janeiro  
2023

**CARACTERIZAÇÃO DE DOSÍMETROS OPTICAMENTE  
ESTIMULADOS UTILIZADOS PARA DOSIMETRIA EM MAMOGRAFIA**

Stella Vieira Mainoth

TRABALHO SUBMETIDO À BANCA EXAMINADORA DO INSTITUTO DE FÍSICA DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS  
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE BACHAREL EM FÍSICA  
MÉDICA

Examinada por:

---

Dr. Claudio Domingues de Almeida

---

Dr<sup>a</sup>. Josilene Cerqueira Santos

---

Dr<sup>a</sup>. Lucía Viviana Canevaro



## DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho aos meus pais, Silmar e Carlos; meus irmãos, Lucas, Thiago e Nilson; aos meus sobrinhos, Bernardo e Maria Júlia. Dedico também às minhas avós Suzana e Nylce; e minha madrinha Catarina.

Gostaria de dedicar também àqueles que já não estão mais aqui fisicamente, mas foram essenciais em diversas etapas da minha vida: meu avô Irati, meu padrinho Moacir e meu primo William.

Aos meus pets, que sempre foram meus fiéis e leais companheiros: Tobi, Yugui, Pingo, Princesa, Príncipe, Chiquinho, Kiara e Mel.

Uma dedicatória especial ao meu melhor amigo, Bruno Lisboa. Esse trabalho não seria o mesmo sem sua ajuda. Muito obrigada.

Vocês são meu alicerce.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por ter me sustentado, guiado e iluminado até aqui.

Agradeço a mim mesma. Por nunca ter desistido de mim, por ter perseverado em meio à tempestade que é a graduação no Instituto de Física da UFRJ e por ter conseguido chegar até aqui mesmo com diversos empecilhos e diversas pessoas (professores, inclusive) dizendo que eu não conseguiria.

À minha primeira professora de física, Ana Paula, que me despertou o amor pela disciplina devido à sua paixão contagiante. Ao eterno coordenador do curso de Física Médica da UFRJ, Odair Gonçalves, que mesmo com sua “dureza” à primeiro momento, tinha um amor imensurável pelo curso e pelos alunos.

Agradeço ao meu orientador, Claudio Domingues de Almeida, pela paciência durante a iniciação científica e elaboração desse trabalho; ao João Emílio Peixoto, pela co-orientação e compartilhamento de conhecimento e à Dr<sup>a</sup> Ellyete Canella, por ter aberto as portas do serviço, proporcionando um enriquecimento do trabalho.

Não poderia deixar de agradecer à minha família e amigos, por me apoiarem e entenderem a minha ausência em certos momentos. Às minhas amigas de Bento Ribeiro, Lasla, Bia, Vivi, Juliana, Brígida, Carol Vianna e Júlia Setubal, pela amizade verdadeira de anos e momentos de distração durante esse período. As minhas amigas da panelinha, Elisa, Bruna, Roberta, Letícia, Lívia e Mariana, por partilharem desse turbilhão comigo e serem meu porto seguro dentro do IF. Sem vocês eu não teria conseguido.

As amigas que eu construí durante a graduação, que com certeza deixaram tudo mais agradável e leve: Anna K, Raquel, Pepeu, Lucas, Fê, Pelou, Flavinha, Juan, Dirceu.

Ao meu amigo Allan, pelos estudos e risadas. Ao Felipe Marques, por toda ajuda em Física das Radiações e em disciplinas posteriores e ao Gabriel Fernandes, por ter me ajudado em Física 1 quando eu mais precisava.

Seria inadmissível da minha parte não fazer um agradecimento especial ao melhor professor do IF: Carlos Zarro. Todo o seu apoio e ajuda foram fundamentais para que eu chegasse aonde eu cheguei. Você acreditou em mim em momentos que nem eu mesma acreditava e sempre esteve ao meu lado. Muito obrigada.

Ao meu melhor amigo, Bruno, que me apoia incondicionalmente, me corrige, ajuda e me dá a mão sempre que preciso. Sem sombras de dúvidas foi o melhor presente que a Minerva me deu.

Aos meus amigos e amigas do “RPG”, que estão comigo desde o ensino fundamental. A energia de vocês me alegra todos os dias e me renova. Isa, Julia, Bea, Mila, Nath, Ian, Heitor, Bruno, Carol, Pri e Rhanna... obrigada!

À Dona Elisa e ao Rogério, por me aceitarem na casa de vocês como se fosse minha. Eu não tenho palavras para agradecer e expressar minha profunda gratidão a vocês.

Ao Pedro Felipe, pelos carinhos, companheirismo, por ser meu chão e estar sempre ao meu lado.

Aos meus preceptores de estágio, José Augusto e Luana do estágio de Medicina Nuclear; Maíra, Marina e Joseilson do estágio de Radioterapia; e Gustavo e Jorge do estágio de radiodiagnóstico; pelos ensinamentos que me permitiram um melhor desempenho no meu processo de formação profissional.

Agradeço ao IF/UFRJ por todo o ensinamento, ao IRD pela oportunidade de aprendizado, ao INCa pela parceria e ao CNPq pelo apoio financeiro.

## 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:* 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 (DLID), reproducibility, statistical precision, sensitivity factor and calibration factors were determined. As a result,  $DLID = 18.5035 \pm 0.0009 \mu\text{Gy}$ , 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:* Energy dependence, optically stimulated dosimeter, OSL Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C, mammography, characterization.

## LISTA DE FIGURAS

<b>FIGURA 1</b> – Visão interna do tubo de raios X em um equipamento de mamografia.....	17
<b>FIGURA 2</b> – Formação de um raio X de <i>bremstrahlung</i> .....	18
<b>FIGURA 3</b> – Formação de um raio X característico em um alvo.....	19
<b>FIGURA 4</b> – Dominância dos efeitos em função da energia do fóton incidente. As curvas mostram os valores de Z e $E_{\gamma}$ para os quais dois tipos de efeitos são iguais.....	20
<b>FIGURA 5</b> – Efeito Fotoelétrico.....	21
<b>FIGURA 6</b> – Efeito Compton.....	22
<b>FIGURA 7</b> – Anatomia da mama. Vista lateral da mama. ....	23
<b>FIGURA 8</b> – Mamógrafo.....	25
<b>FIGURA 9</b> – Espectro de raios X gerado com 30 kV com alvo de Mo sem filtro, com filtração de 0,03 mm de Mo e com filtração de 0,025 mm de Rh.....	27
<b>FIGURA 10</b> – Espectro de raios X gerado com 30 kV com alvo de W gerado com 30 kV sem filtração e com filtração de 0,05 mm de Rh, 0,05 mm de Ag e 0,7mm de alumínio (Al).....	27
<b>FIGURA 11</b> – Esquema do processo de criação dos pares elétrons/buracos e de geração do sinal OSL.....	29
<b>FIGURA 12</b> – Irradiação dos OSLDs para determinação do limite inferior de detecção.....	31

## LISTA DE TABELAS

<b>TABELA 1:</b> Coeficiente percentual dos dosímetros.....	39
<b>TABELA 2:</b> Média das leituras, média das leituras médias, desvio padrão e o índice de variabilidade da leitora (IVL) percentual.....	39
<b>TABELA 3:</b> Fator de sensibilidade e leituras médias antes e depois da aplicação do fator de sensibilidade.....	40
<b>TABELA 4:</b> Redução no coeficiente de variação das leituras médias.....	41
<b>TABELA 5:</b> Fatores de calibração por combinação alvo/filtro e tensão.....	42
<b>TABELA 6:</b> Discrepância relativa entre os fatores de calibração obtidos e o fator de calibração obtido com a combinação 28 kV Mo/Mo.....	43
<b>TABELA 7:</b> Média das doses glandulares médias ( $\overline{DGM}$ ) e o erro padrão da média (SEM), médias das doses de entrada na pele ( $\overline{DEP}$ ) e o erro padrão da média (SEM), número e percentual de avaliações, por fabricante do mamógrafo e tecnologia.....	44
<b>TABELA 8:</b> Discrepância relativa entre este trabalho e o trabalho de Pinheiro.....	45
<b>TABELA 9:</b> Média das doses glandulares médias ( $\overline{DGM}$ ) e o erro padrão da média (SEM), médias das doses de entrada na pele ( $\overline{DEP}$ ) e o erro padrão da média (SEM), número e percentual de avaliações, por combinação alvo/filtro e tecnologia.....	46

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	13
1.1 OBJETIVOS.....	15
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	16
2.1 RADIAÇÃO IONIZANTE, RAIOS X E PRODUÇÃO DE RAIOS X.....	16
2.2 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO IONIZANTE COM A MATÉRIA.....	18
2.2.1 EFEITO FOTOELÉTRICO.....	19
2.2.2 EFEITO COMPTON .....	20
2.3 ESTRUTURA DA MAMA.....	21
2.4 MAMÓGRAFO .....	22
2.5 TUBO DE RAIOS X DO MAMÓGRAFO.....	24
2.6 COMBINAÇÃO ALVO/FILTRO.....	24
2.7 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS EM MAMOGRAFIA.....	26
2.8 DOSIMETRIA OPTICAMENTE ESTIMULADA .....	27
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	28
3.1 MATERIAIS.....	28
3.2 METODOLOGIA .....	29
3.2.1 LIMITE INFERIOR DE DETECÇÃO.....	29
3.2.2 REPRODUTIBILIDADE E PRECISÃO ESTATÍSTICA.....	30
3.2.3 FATORES DE SENSIBILIDADE.....	31
3.2.4 FATORES DE CALIBRAÇÃO.....	31
3.2.5 DADOS DE CAMPO.....	32
3.3 INCERTEZAS .....	32
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	34
4.1 LIMITE INFERIOR DE DETECÇÃO.....	34
4.2 REPRODUTIBILIDADE E PRECISÃO ESTATÍSTICA.....	35
4.3 FATORES DE SENSIBILIDADE.....	36
4.4 FATORES DE CALIBRAÇÃO.....	38
4.5 DADOS DE CAMPO.....	40
5. CONCLUSÕES.....	44
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	46
APÊNDICE I.....	50

## 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 [8]. 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 [10].

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 [1].

Na dosimetria, a grandeza utilizada para estimar a dose média absorvida no tecido glandular mamário é a dose glandular média (DGM) [19]. Um método usado para calcular a DGM em um exame de mamografia é a partir da medida do kerma no ar multiplicado por fatores de conversão determinados por Dance (2000) [13]. A medição do kerma no ar 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 [17] 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 [9].

No estudo de Pinheiro (2018) [31], 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 [16]. 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 [28] 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 [14] 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 no ar 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 não destrutiva, pois para a geração do sinal OSL não é necessário o esvaziamento total das armadilhas de elétrons [23].

No trabalho de Freitas (2017) [15], ao verificar os valores dos fatores de dependência energética para os OSLDs, foi concluído que 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 [26], 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 ( $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ ) 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  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  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 [21].

Oliveira (2015) [29] 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, é importante caracterizar os limites, a reprodutibilidade, a precisão e analisar tal dependência para reduzir as incertezas dos dados obtidos na dosimetria em mamografia.

## **1.1 Objetivos**

Caracterizar os dosímetros opticamente estimulados (OSLDs)  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  através da determinação do limite inferior de detecção, da reprodutibilidade, da precisão estatística e do fator de sensibilidade.

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.

Avaliar resultados de dose na mama de medidas realizadas nos serviços de mamografia no país entre os anos de 2020 à 2022 utilizando dosímetros OSLs.

Comparar a dose na mama medidas nos serviços de mamografia entre as tecnologias CR e DR.

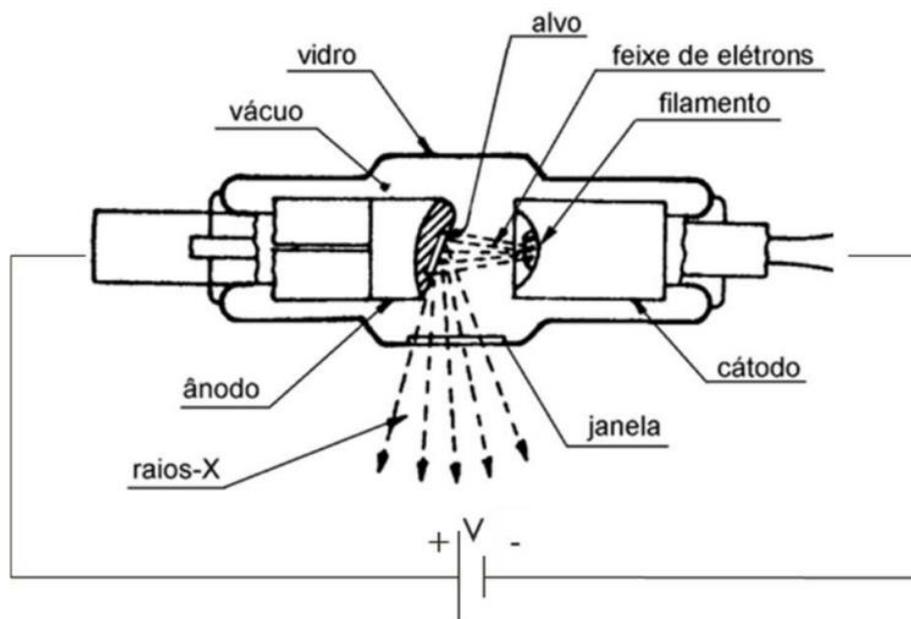
## **2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA**

### **2.1 Radiação ionizante, raios X e produção de raios X**

A radiação ionizante é caracterizada pela sua capacidade de excitar ou ionizar átomos da matéria com a qual interage e, um exemplo desse tipo de radiação são os raios X. Os raios X se comportam como uma partícula em certas circunstâncias e como uma onda em outras. Possuem alta energia e são originados na eletrosfera de um átomo devido à mudança dos níveis de energia atômica (raios X característico) ou na frenagem de partículas eletricamente carregadas, em especial os elétrons, que perdem energia cinética através de interações coulombianas com o núcleo atômico (raios X de *bremsstrahlung*) [4].

Os raios X são produzidos em um tubo de raios X (Figura 1), um invólucro de vidro composto por um catodo (eletrodo que possui tensão negativa) e um anodo (eletrodo que possui tensão positiva). A Figura 1 apresenta uma visão interna do tubo de raios X em um equipamento de mamografia.

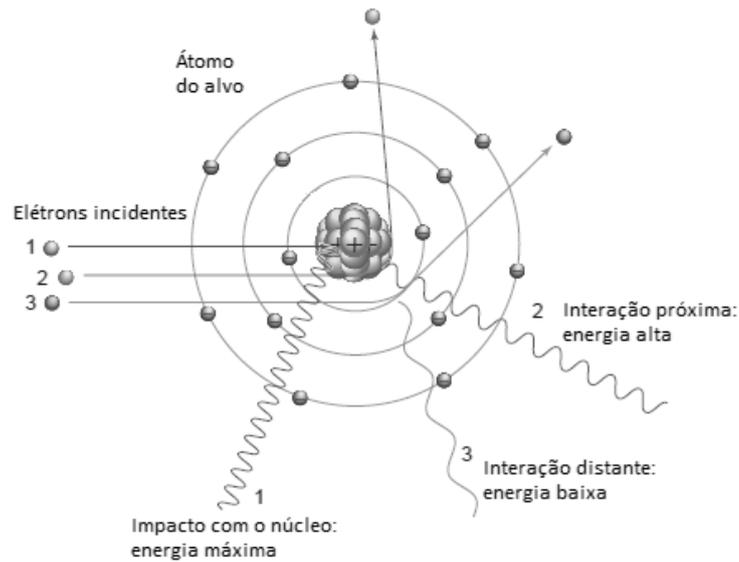
Figura 1 – Visão interna do tubo de raios X em um equipamento de mamografia.



Fonte: Rosa, M. (2018)

O catodo é a fonte de elétrons e o anodo é o alvo. No interior do catodo há um filamento de tungstênio e, quando a corrente no filamento é suficientemente elevada, o mesmo é aquecido, gerando a emissão de elétrons. Este fenômeno é conhecido como efeito termiônico. Os elétrons liberados formam uma nuvem eletrônica local. Devido à ação de forças de repulsão, já que os elétrons possuem carga negativa, a nuvem eletrônica naturalmente tenderia a se dispersar, porém devido à presença de uma capa focalizadora essa dispersão é evitada. Ela desempenha o papel crucial de manter a nuvem eletrônica coesa e direcionada em direção ao anodo [16]. Os elétrons que colidem com o alvo, são desacelerados bruscamente devido à atração pelo campo elétrico positivo do núcleo do átomo, uns em maior intensidade que outros por causa da sua distância ao núcleo. Essa atração provoca uma mudança em suas trajetórias, ocasionando uma diminuição na energia cinética, que é convertida em calor e em radiação eletromagnética na forma de raios X com energia igual à que foi perdida. A Figura 2 expressa a formação de um raio X de *bremstrahlung*.

Figura 2 – Formação de um raio X de *bremsstrahlung*

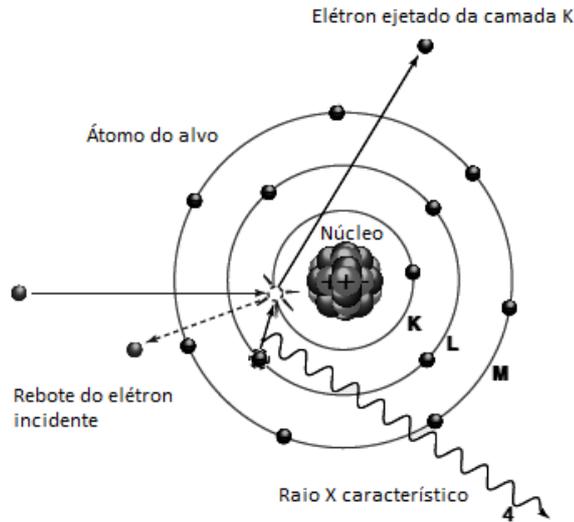


Fonte: Bushberg, J. T. & Boone, J. M. (2002)

Esta radiação é produto da reorganização dos elétrons orbitais e depende do material que compõe o alvo. A eletrosfera é dividida em camadas, que são preenchidas por elétrons, os quais possuem uma certa energia de ligação ( $E_b$ ) ao átomo. As camadas mais próximas ao núcleo requerem maiores energias de ligação em relação às camadas mais externas. No tubo de raios X, os elétrons provindos do catodo podem colidir com os elétrons orbitais do material do alvo, o que provoca a sua ejeção. A tendência natural é que o elétron da camada subsequente ocupe a vacância deixada pelo outro, emitindo, assim, fótons de raios X característicos com energias equivalentes à diferença das energias de ligação de ambas as camadas.

A radiação característica é bastante utilizada na mamografia, pois a energia do feixe utilizado nesta técnica é relativamente baixa (na faixa de 20 a 40 kV), o que corresponde, em geral, às energias de ligação dos alvos normalmente utilizados em mamografia e em melhores contrastes no tecido mamário [7]. A Figura 3 mostra a formação de um raio X característico em um alvo.

Figura 3 – Formação de um raio X característico em um alvo.

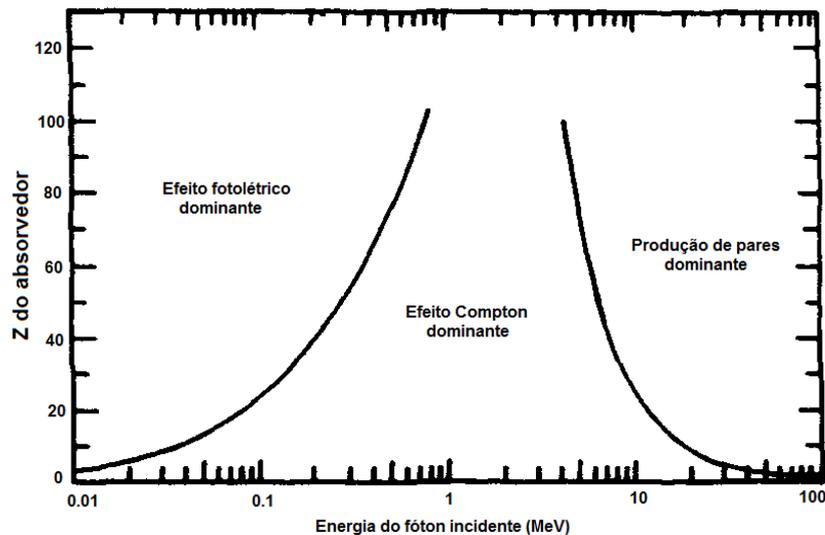


Fonte: Bushberg, J. T. & Boone, J. M. (2002)

## 2.2 Interação da radiação ionizante com a matéria

Os fótons podem interagir com a matéria de quatro formas: o efeito fotoelétrico, o efeito Compton, efeito Rayleigh e a produção de pares. Esses processos são competitivos e a probabilidade de ocorrer um efeito determinado está relacionada à seção de choque de cada um. A seção de choque depende da energia do fóton incidente ( $E_\gamma$ ) e do número atômico ( $Z$ ) do elemento utilizado (Figura 4) para o efeito fotoelétrico. Para o efeito Compton tem também outros fatores, como o ângulo de espalhamento. No radiodiagnóstico, apenas o efeito fotoelétrico, o efeito Compton e o efeito Rayleigh têm uma importância significativa, já que a produção de pares predispõe de uma energia mínima de 1,022 MeV para que ocorra e, no radiodiagnóstico, as energias utilizadas se encontram na ordem de keV. A Figura 4 mostra a dominância dos efeitos em função da energia do fóton incidente.

Figura 4 - Dominância dos efeitos em função da energia do fóton incidente. As curvas mostram os valores de Z e  $E_\gamma$  para os quais dois tipos de efeitos são iguais.

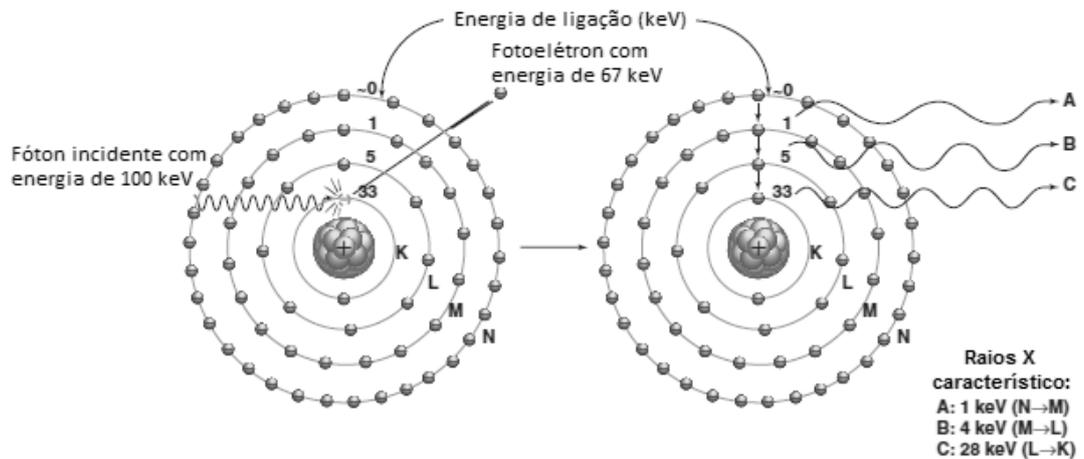


Fonte: F. H. Attix (1986)

### 2.2.1 Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é um efeito predominante em fótons de baixa energia, pois sua seção de choque aumenta, principalmente para matérias de alto Z. Nele, um fóton interage com um elétron do átomo do alvo, cedendo toda sua energia. Como resultado dessa interação, um fotoelétron com energia igual à diferença entre a energia do fóton incidente ( $h\nu$ ) e a energia de ligação da camada eletrônica ( $E_b$ ) é ejetado, criando uma vacância, que é preenchida por um elétron livre ou por um elétron de outra camada do átomo, gerando um ou mais fótons de raio X característico [20]. A Figura 5 apresenta a absorção fotoelétrica. Na figura à esquerda, o diagrama mostra um fóton incidente de 100 keV sofrendo absorção fotoelétrica por um átomo. O elétron da camada K é ejetado com energia cinética de 67 keV, igual a diferença entre a energia do fóton incidente e a energia de ligação da camada K (33 keV). A figura à direita evidencia que a vacância criada na camada K resulta na transição de um elétron da camada L para a camada K, resultando na emissão de um raio X característico  $K\alpha$  de energia de 28 keV, igual a diferença entre a energia de ligação da camada K (33 keV) e da camada L (5 keV). Esta cascata de elétrons continuará, resultando na produção de outros raios X característicos de energias mais baixas.

Figura 5 – Efeito Fotoelétrico



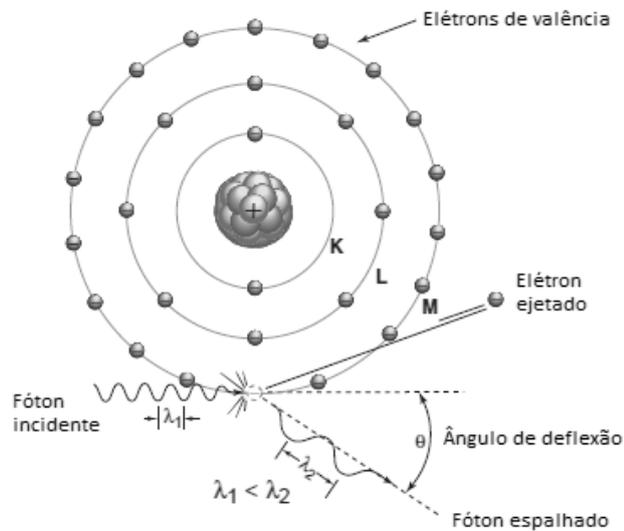
Fonte: Bushberg, J. T. & Boone, J. M. (2004)

Na mamografia, utilizam-se técnicas de baixo kV com o intuito de garantir a predominância do efeito fotoelétrico, pois essa interação exerce um papel importante no contraste anatômico entre o tecido mamário saudável e o tecido tumoral [30].

### 2.2.2 Efeito Compton

O efeito Compton é um espalhamento inelástico que resulta na ionização do átomo, onde um fóton incidente com energia  $E_i$  interage com um elétron da camada de valência, que é ejetado com energia  $E_e$ . O fóton incidente é totalmente absorvido e é emitido um fóton espalhado com energia  $E_f$ , onde  $E_f < E_i$ . Como todo momento e energia do sistema devem ser conservados no processo de interação, tanto o elétron quanto o fóton espalhado possuem um ângulo de saída [9,10]. A figura 6 apresenta um diagrama do Efeito Compton.

Figura 6 – Efeito Compton



Fonte: Bushberg, J. T. & Boone, J. M. (2004)

A conservação de momento é mostrada na Equação 2.1

$$P_i = P_e + P_f \quad (2.1)$$

Onde  $P_i$  é o momento do fóton incidente,  $P_e$  é o momento do elétron e  $P_f$ , o momento do fóton espalhado.

Já devido à conservação de energia, temos na Equação 2.2

$$h\nu_i + m_0c^2 = h\nu_f + K_e \quad (2.2)$$

Onde  $h\nu_i$  é a energia do fóton incidente,  $m_0c^2$  é a energia de repouso do elétron,  $h\nu_f$  é a energia do fóton espalhado e  $K_e$  é a energia do elétron ejetado.

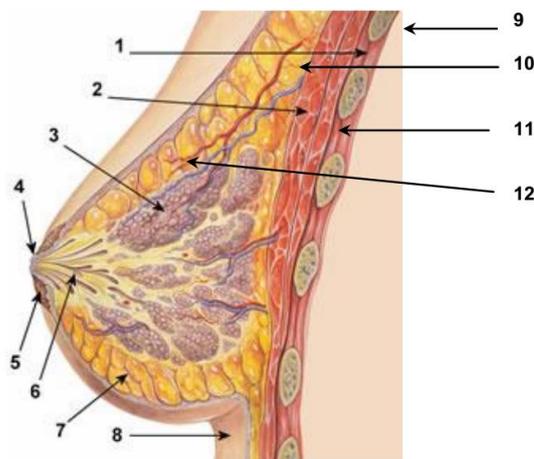
### 2.3 Estrutura da mama

As mamas femininas são estruturas glandulares situadas na porção anterolateral do tórax, que derivam de glândulas sudoríparas modificadas (sem

cápsula nem bainha especial). Estão localizadas anteriormente aos músculos grandes peitorais e entre a segunda e sétima costela [5].

A mama é composta por três tipos de tecidos: adiposo, fibroso e glandular [Figura 7]. Esses tecidos possuem densidade e número atômicos semelhantes, o que resultada em uma mamografia com pouco contraste, o que dificulta a radiografia desse tecido. Não existe um padrão com relação à composição do tecido, ela depende de diversos fatores como idade, peso, genética e outros. Geralmente, mamas de mulheres jovens possuem mais tecido fibroso e glandular do que adiposo, porém com o passar da idade e com o início da menopausa, ocorre a liposubstituição do tecido glandular, ou seja, a constituição da mama em mulheres com idades mais avançadas normalmente é de tecido fibroso e adiposo, até que passe a ser somente tecido adiposo. Embora esse processo seja comum e conhecido, não há uma idade definida para que ocorra a substituição. Torna-se, então, mais difícil de visualizar lesões em mamas mais jovens, devido à sua maior densidade e menos contraste em relação a lesões [11].

Figura 7 – Anatomia da mama. Vista lateral da mama. 1 - músculos intercostais, 2 - tecido adiposo retro mamário, 3 - lóbulo de tecido glandular, 4 – mamilo, 5 – aréola, 6 – ducto lactífero, 7 – tecido adiposo, 8 – prega infra mamária, 9 – costela, 10 – veia, 11 – músculo peitoral, 12 – ligamentos de Cooper



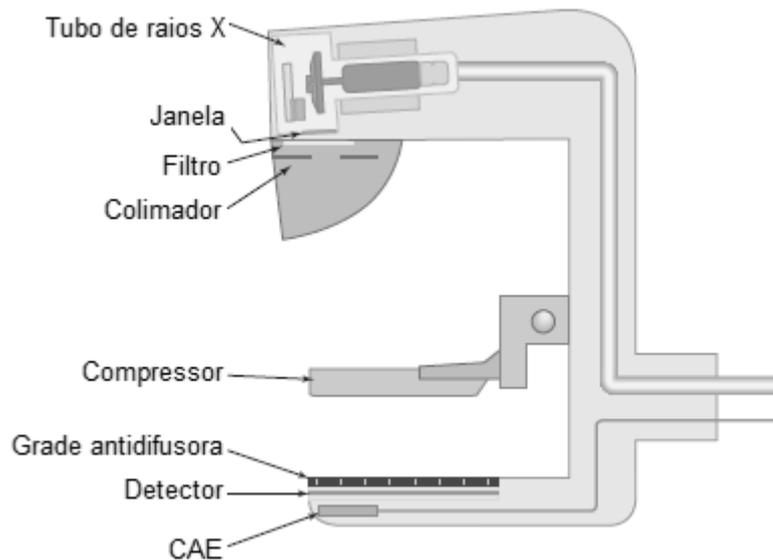
Fonte: Almeida, C. (2014)

## 2.4 Mamógrafo

A mamografia é um exame radiológico de alta resolução utilizado para detectar o câncer de mama. No passado, eram realizadas mamografias com filme de exposição direta sem telas intensificadoras, o que exigia altas doses de radiação e resultava numa imagem com baixo contraste. Com os avanços tecnológicos e o surgimento da mamografia digital, os equipamentos mamográficos melhoraram a sensibilidade diagnóstica, permitindo uma diminuição significativa da DGM. [1, 7]

O mamógrafo é constituído por um tubo de raios X, colimadores, janela de berílio, filtro, compressor de mama, *bucky*, grade antidifusora, chassi e o controle automático de exposição (CAE). Os colimadores têm o papel de limitar o campo de incidência do feixe de raios X. O compressor comprime a mama, reduzindo sua espessura e tornando a densidade mais uniforme, com a finalidade de melhorar a qualidade do exame, pois dessa maneira tecidos mais afastados da parede torácica ficam menos propícios a serem superexpostos, enquanto tecidos mais próximos da parede torácica ficam menos propícios a serem subexpostos [7]. A grade antidifusora, por sua vez, é empregada para absorver os fótons espalhados gerados pela interação da radiação com a mama com intuito de diminuir o borramento na imagem. O CAE possui sensores de radiação que, através de ajustes feitos pela fabricante utilizando uma relação sinal ruído, é capaz de encerrar a exposição ao atingir determinada dose [7]. A Figura 8 mostra o mamógrafo e seus componentes.

Figura 8 - Mamógrafo



Fonte: Bushberg, J. T. & Boone, J. M. (2004)

## 2.5 Tubo de raios X do mamógrafo

O tubo de raios X é um dispositivo composto por um invólucro de vidro ou metal, e seus principais elementos incluem o cátodo, o ânodo, o estator, e o invólucro do tubo. Além disso, é caracterizado por conter vácuo em seu interior, o que cria um ambiente propício para a geração de os raios X de bremsstrahlung e os raios X característicos.

O tubo de raios X pode ser construído com dois tipos de anodo. Um é do tipo fixo e o outro do tipo giratório. Na mamografia, utiliza-se anodos giratórios. Esse tipo de anodo possui um disco firmemente conectado ao rotor de um motor de indução, um cilindro que possui ranhuras em sua superfície. O rotor está posicionado no interior do tubo, enquanto o estator do motor envolve uma das extremidades do tubo externamente. Devido à passagem de uma corrente elétrica alternada (AC) através do estator, ocorre a geração de campos magnéticos no interior do tubo, resultando no movimento rotativo do rotor e, conseqüentemente, do ânodo do tubo [27]. Esse movimento rotativo permite que os elétrons colidam em diferentes regiões do anodo.

## 2.6 Combinações alvo/filtro

O anodo, eletrodo positivo presente no tubo de raios X, é o alvo onde os elétrons interagem e geram os fótons de raios X. Na mamografia, o material mais comum utilizado no anodo é o molibdênio (Mo) devido a energia de ligação dos elétrons às camadas desse material, ideal para a faixa de energia utilizada em exames mamográficos. Além do molibdênio, também são utilizados alvos de ródio (Rh) e tungstênio (W), principalmente na mamografia digital [7].

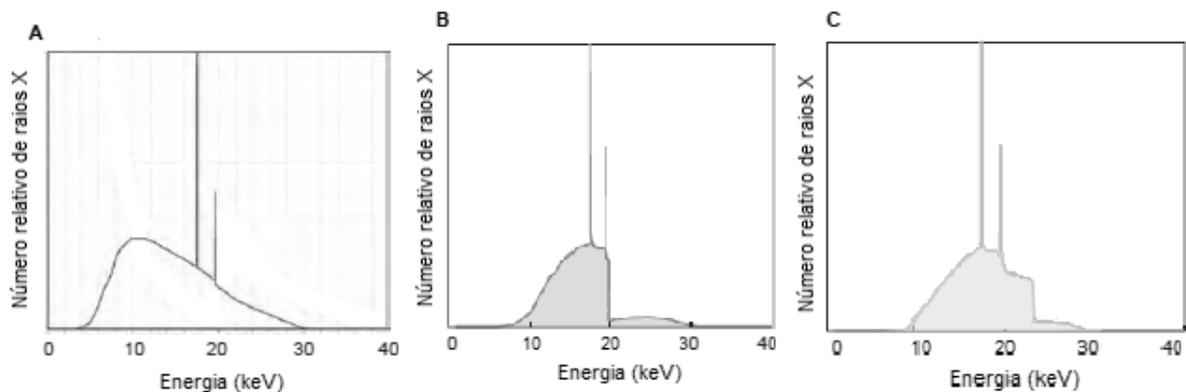
Alvos de molibdênio produzem fótons com baixas energias, tanto para radiação de bremsstrahlung (15 keV a 20 keV), como para radiação característica (17,4 keV e 19,5 keV). Alvos de tungstênio produzem fótons de energias maiores do que o Mo, entretanto há uma diminuição no contraste e qualidade da imagem e quando se utiliza tensões baixas. Já os alvos de Ródio produzem energias características em aproximadamente 15,4 keV a 17,5 KeV.

Os filtros na mamografia exercem um papel importante, pois atuam diretamente na formação do espectro de energia de raios X. A filtração adicional é capaz de melhorar a distribuição de energia do espectro, pois remove os raios X de menor e maior energia do feixe, de acordo com o material do filtro, sem interferir na transmissão de energia pretendida de raios X. Os filtros mais utilizados na mamografia são os constituídos de Mo, Rh e prata (Ag) [7].

As combinações alvo/filtro, portanto, modificam o formato do espectro de maneira distinta, pois o mesmo depende tanto do material do alvo quanto do filtro, o que interfere na camada semirredutora e, portanto, na DGM [7]. As combinações alvo/filtro mais encontradas nos mamógrafos com sistema CR são Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh. Nos sistemas digitais são encontradas, além das combinações existentes nos sistemas CR, as combinações W/Rh, W/Ag, W/Al e Rh/Ag. Para mamas menos densas, recomenda-se a utilização de combinação Mo/Mo [18] e, no caso de mama mais densas, é recomendado o uso da combinação W/Ag

Há A Figura 9 mostra um espectro de raios X gerado com tensão de 30 kV com alvo de Mo sem filtro (A), com filtração de 0,03mm de Mo (B) e com filtração de 0,025mm de Rh (C)

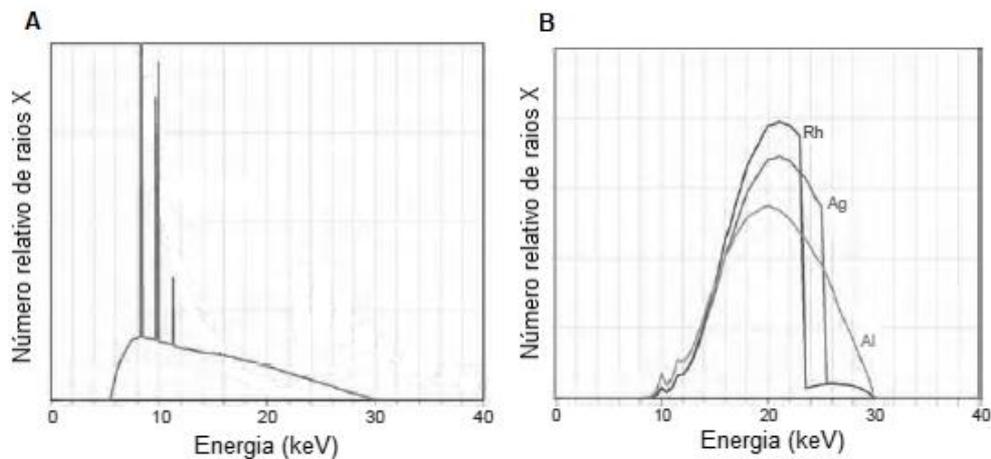
Figura 9 – Espectro de raios X gerado com tensão de 30 kV com alvo de Mo sem filtro (A), com filtração de 0,03mm de Mo (B) e com filtração de 0,025mm de Rh (C)



Fonte: Bushberg, J. T. & Boone, J. M. (2004)

A figura 10 mostra um espectro de alvo de W gerado com tensão de 30 kV sem filtração (A) e com filtração de 0,05 mm de Rh, 0,05 mm de Ag e 0,7 mm de alumínio (Al) (B).

Figura 10 – Espectro de raios X gerado com tensão de 30 kV com alvo de W gerado com 30 kV sem filtração (A) e com filtração de 0,05mm de Rh, 0,05mm de Ag e 0,7mm de alumínio (Al) (B)



Fonte: Bushberg, J. T. & Boone, J. M. (2004)

Ao adicionar filtração, as linhas características do tungstênio são filtradas devido a sua baixa energia (em torno de 10 keV). Essa energia não contribui para formação da imagem, mas aumenta a dose no paciente.

## 2.7 Grandezas dosimétricas em mamografia

Em mamografia, há duas grandezas dosimétricas que possuem grande importância para proteção radiológica: kerma no ar e dose glandular média.

O kerma (kinetic energy released per unit mass) no ar é o valor esperado da energia transferida para partículas carregadas por partículas não carregadas por unidade de massa em um ponto de interesse, incluindo a energia de perda radiativa, mas excluindo a energia passada de uma partícula carregada para outra [4], definido pela relação 2.3

$$K_{ar} = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.3)$$

onde  $dE_{tr}$  é o valor esperado da energia transferida em um volume infinitesimal  $dv$  em um ponto interno  $P$ , e  $dm$  é a massa em  $dv$ . A unidade de medida dessa grandeza é o Gray (Gy), que corresponde a joule/quilograma.

Já a dose glandular média é a grandeza dosimétrica estabelecida como a dose média absorvida pelo tecido glandular mamário em uma mama comprimida durante um exame de mamografia, sendo essa a grandeza que melhor representa o risco induzido causado pela radiação ionizante [12].

A DGM é estimada por meio da aplicação de coeficientes de conversão no kerma incidente [12], através da equação:

$$DGM = K_{ar} * g * c * s \quad (2.4)$$

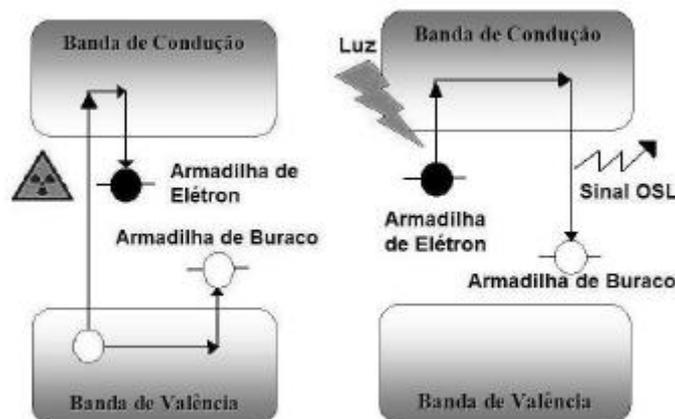
onde  $K_{ar}$  é o kerma no ar incidente,  $g$  é o coeficiente de conversão de  $K_i$  em DGM para uma mama padrão composta por 50% de tecido fibroglandular e 50% de tecido adiposo;  $c$  é o fator que corrige a glandularidade entre a mama do paciente e uma mama padrão e  $s$  é o fator de correção do espectro, que depende da variação alvo/filtro.

## 2.8 Dosimetria Opticamente Estimulada

Luminescência opticamente estimulada é a resposta luminosa de um material isolante ou semicondutor previamente irradiado quando exposto à luz. Esse princípio pode ser utilizado como um método de dosimetria das radiações ionizantes, pois a intensidade OSL é equivalente à dose absorvida pelo material [25].

O dosímetro OSL é irradiado, provocando ionização na amostra e excitando os elétrons da banda de valência para a camada de condução, criando pares elétrons/buracos na banda de valência. Defeitos existentes no material devido à dopagem aprisionam os elétrons livres e os buracos em estados metaestáveis (banda proibida) antes deles retornarem para a banda de valência. Ao expor o dosímetro a um comprimento de onda adequado, uma parcela dos elétrons armadilhados absorve energia, são liberados e podem retornar para a banda de valência e se recombinar com as lacunas armadilhadas. Tal recombinação ocasiona a emissão de luz com intensidade proporcional à radiação absorvida [23]. O processo está representado pela figura 11.

Figura 11 – Esquema do processo de criação dos pares elétrons/buracos e de geração do sinal OSL



Fonte: Nascimento, L. (2007)

### **3. MATERIAIS E MÉTODOS**

#### **3.1 Materiais**

Neste trabalho foram utilizados 40 dosímetros opticamente estimulados (OSLDs) compostos de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  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 no ar foram determinadas utilizando o detector de estado sólido Piranha Black da marca RTI antes da irradiação dos dosímetros e utilizando o método da substituição.

#### **3.2 Metodologia**

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.

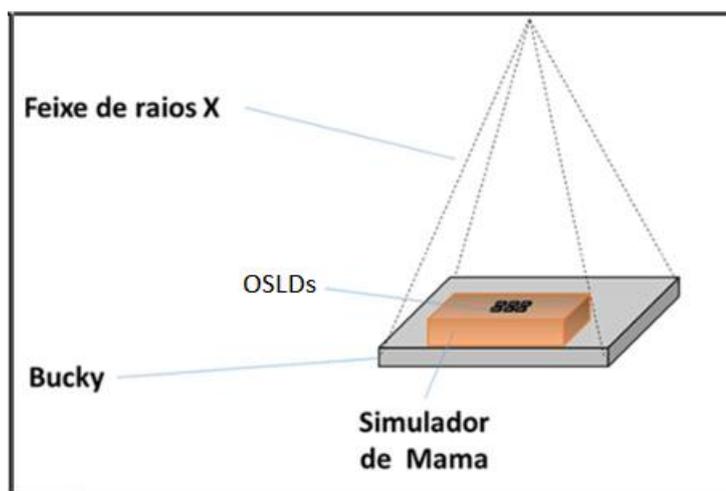
As doses glandulares médias determinadas nos serviços de mamografia pelo PNQM utilizando OSLDs foram aplicados neste estudo como avaliação de dados de campo comparando os resultados entre as tecnologias e com dados de doses obtidos com TLD.

### 3.2.1 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 é dado em unidades de dose absorvida (Gy) [6].

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 3.2), que é a leitura feita antes de uma irradiação e após *annealing*. O *annealing* é um procedimento que possui como objetivo reestabelecer o equilíbrio do material após a leitura. Para tal, os OSLDs são expostos a luz visível 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, como mostra a figura x. A exposição foi realizada com 28 kV Mo/Mo e 25 mAs, buscando uma dose de calibração próxima à 3 mGy.

Figura 12 – Irradiação dos OSLDs para determinação do limite inferior de detecção.



Fonte: Adaptado de Durão (2019)

Para garantir o valor da dose de calibração, o kerma no ar 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 no ar. Em seguida o detector de estado sólido é substituído pelos OSLDs e uma nova exposição é realizada com os mesmos parâmetros [3].

O cálculo da dose líquida ( $M_i - M_0$ ) é feito subtraindo o valor da leitura de *background* ( $M_0$ ) da leitura do dosímetro irradiado ( $M_i$ ).

O fator de calibração da unidade leitora é descrito pela equação 3.1:

$$\Phi_C = \frac{D_C}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (M_i - M_{0i})} \quad (3.1)$$

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 3.2 descreve o cálculo do limite inferior de detecção:

$$D_{LID} = (3 * \sigma_{BKG}) * \Phi_C \quad (3.2)$$

### 3.2.2 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 índice de variabilidade do sistema (IVS) é a média dos coeficientes de variação percentuais de cada dosímetro, determinado pela equação 3.3:

$$IVS = \frac{\overline{(M_i - M_{0i})}}{\sigma} \quad (3.3)$$

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.

$$IVL = \frac{\bar{\sigma}}{\bar{M}} \quad (3.4)$$

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 3.5:

$$IVD = \sqrt{(IVS)^2 - (IVL)^2} \quad (3.5)$$

### 3.2.3 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 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 3.6 e 3.7:

$$\bar{M} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N M_i \quad (3.6)$$

$$S_i = \frac{\bar{M}}{M_i} \quad (3.7)$$

Com a obtenção desse fator, foi feita a correção da resposta líquida utilizando a expressão 3.8:

$$M_{(i)cor} = M_i \cdot S_i \quad (3.8)$$

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 no ar ( $K_{ar}$ ) e a leitura líquida corrigida dos OSLDs expostos às mesmas condições, como mostra a equação 3.9:

$$F_c = \frac{K_{ar}}{M_{(i)cor}} \quad (3.9)$$

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.

### 3.2.5 Dados de Campo

As informações das doses glandulares médias utilizadas para avaliação de dados de campo foram disponibilizadas pelo Programa Nacional de Qualidade em Mamografia (PNQM) e realizadas entre 2020 a 2022. Para monitoração da DGM, o PNQM envia aos serviços, via postal [9], dois dosímetros opticamente estimulado por mamógrafo para cada instituto. Os OSLDs são posicionados sobre um phantom de polimetilmetacrilato (PMMA) com espessura equivalente a uma mama de 4,5 cm e irradiados no modo automático de exposição.

Os dados de campo foram avaliados e fornecidos a média das DGM e a média do kerma no ar na superfície de entrada (ESAK) por fabricante de mamógrafo, combinação alvo/filtro e tecnologia. Ademais, uma comparação entre este trabalho e um trabalho utilizando TLDs foi realizada.

### 3.3 Incertezas

Quando realizamos a medição de uma grandeza física, qualquer que seja, é necessário o cálculo da incerteza dessa medição devido ao fato de que nenhuma grandeza experimental é completamente confiável. A incerteza é um indicador quantitativo que demonstra a confiabilidade do resultado obtido. Portanto, quanto maior o valor da incerteza, menos confiável será a medida. Há dois tipos de incerteza padrão: a do tipo A e a do tipo B. As incertezas do tipo A estão relacionadas a análises estatística de observações repetidas, ao passo que as incertezas do tipo B não têm essa relação estatística [22].

A equação 3.10 mostra como é calculada a incerteza do limite inferior de dose ( $\delta D_{LID}$ ):

$$D_{LID} = (3 * \sigma_{BKG}) * \Phi_C \quad (3.2)$$

$$\delta D_{LID} = \sqrt{\left(\frac{\partial D_{LID}}{\partial \Phi_C} * \delta \Phi_C\right)^2}, \quad (3.10)$$

onde  $\delta\Phi_c$  é a incerteza do fator de calibração da unidade leitora, determinada pela equação 3.11:

$$\Phi_c = \frac{D_c}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (M_i - M_{oi})} \quad (3.1)$$

$$\delta\Phi_c = \sqrt{\left(\frac{\partial\Phi_c}{\partial D_c} * \delta D_c\right)^2 + \left(\frac{\partial\Phi_c}{\partial(M_i - M_{oi})} * \delta(M_i - M_{oi})\right)^2}, \quad (3.11)$$

no qual  $\delta D$  é a incerteza da dose de calibração, estabelecida como  $\pm 5\%$ , de acordo com o manual do detector Piranha Black e  $\delta(M_i - M_{oi})$  é incerteza da leitura líquida, fornecida pela equação 3.12:

$$\delta(M_i - M_{oi}) = \sqrt{\left(\frac{\partial(M_i - M_{oi})}{\partial M_i} * \delta M_i\right)^2 + \left(\frac{\partial(M_i - M_{oi})}{\partial M_{oi}} * \delta M_{oi}\right)^2} \quad (3.12)$$

A incerteza do fator individual de sensibilidade é calculada por meio da equação 3.13:

$$S_i = \frac{\bar{M}}{M_i} \quad (3.7)$$

$$\delta S_i = \sqrt{\left(\frac{\partial S_i}{\partial \bar{M}} * \delta \bar{M}\right)^2 + \left(\frac{\partial S_i}{\partial M_i} * \delta M_i\right)^2} \quad (3.13)$$

onde  $\delta \bar{M}$  é a incerteza da a média das leituras líquidas de todos os dosímetros, determinada por  $\frac{\sigma}{\sqrt{n}}$ , sendo  $n$  o número de medidas utilizados e  $\sigma$  o desvio padrão das mesmas e  $\delta M_i$  é a incerteza da média da leitura líquida de cada dosímetro  $i$ , obtida através da raiz quadrada da medida.

A incerteza de  $M_{(i)cor}$  é determinada através da equação 3.14:

$$M_{(i)cor} = M_i \cdot S_i \quad (3.8)$$

$$\delta M_{(i)cor} = \sqrt{\left(\frac{\partial M_{(i)cor}}{\partial M_i} * \delta M_i\right)^2 + \left(\frac{\partial M_{(i)cor}}{\partial S_i} * \delta S_i\right)^2} \quad (3.14)$$

A incerteza do fator de calibração dos dosímetros é dada pela equação 3.15:

$$F_c = \frac{K_{ar}}{M_{(i)cor}} \quad (3.9)$$

$$\delta F_c = \sqrt{\left(\frac{\partial F_c}{\partial K_{ar}} * \delta K_{ar}\right)^2 + \left(\frac{\partial F_c}{\partial M_{(i)cor}} * \delta M_{(i)cor}\right)^2} \quad (3.15)$$

## 4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

### 4.1 Limite Inferior de Detecção

O valor médio obtido das leituras líquidas é  $\underline{M} = 10747$  unidades leitoras com o desvio padrão  $\sigma = 197$  unidades leitoras. Portanto, o fator de calibração (equação 3.2.1) da unidade leitora é:

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

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

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

É necessário que esse parâmetro seja conhecido, pois é uma maneira de validar o sistema, já que as doses em mamografia são consideradas baixas, por volta de 1000  $\mu\text{Gy}$  [5]. 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.

No Apêndice I, é apresentada uma tabela onde estão dispostas as leituras líquidas dos dosímetros do mesmo lote.

#### **4.2 Reprodutibilidade e Precisão Estatística**

A reprodutibilidade e a precisão estatística foram obtidas através das leituras das cinco irradiações (anexo II) 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 3.2.2).

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

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	IVL(%)
1	2	3	4	5			
42354,16	42345,01	43103,97	42048,63	42607,39	42354,16	395,29	0,93

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 3.2.2). 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 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.

### 4.3 Fatores de Sensibilidade

A tabela 3 mostra o fator de sensibilidade (equação 3.6), 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 (Si).

Número de série	Fator Si ( $\pm 0,07$ )	Aplicação do Fator Si	
		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
DN095561510	1,02	385	393

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.

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

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 Si 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.

#### 4.4 Fatores de Calibração

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).

<b>Fator de calibração médio (<math>\mu\text{Gy}/\text{Leitura}</math>)</b>				
<b>kV</b>	<b>Alvo/Filtro</b>			
	<b>Mo/Mo</b>	<b>Mo/Rh</b>	<b>W/Ag</b>	<b>W/Rh</b>
23	0,294323 $\pm$ 0,000008	0,284110 $\pm$ 0,000006	0,27885 $\pm$ 0,00001	0,27099 $\pm$ 0,00001
25	0,289037 $\pm$ 0,000008	0,273317 $\pm$ 0,000006	0,27772 $\pm$ 0,00001	0,26634 $\pm$ 0,00001
27	0,279776 $\pm$ 0,000008	0,268494 $\pm$ 0,000006	0,26383 $\pm$ 0,00001	0,267813 $\pm$ 0,00002
29	0,278147 $\pm$ 0,000009	0,262641 $\pm$ 0,000008	0,25893 $\pm$ 0,00003	0,26453 $\pm$ 0,00002
31	0,27571 $\pm$ 0,00001	0,25621 $\pm$ 0,00002	0,25676 $\pm$ 0,00003	0,26542 $\pm$ 0,00002
33	0,26714 $\pm$ 0,00001	0,25301 $\pm$ 0,00002	0,26204 $\pm$ 0,00003	0,25197 $\pm$ 0,00003
35	0,26274 $\pm$ 0,00001	0,24891 $\pm$ 0,000012	0,25822 $\pm$ 0,00004	0,25636 $\pm$ 0,00003

Na faixa de tensão analisada (23 a 35 kV), os valores dos fatores de calibração variaram de 0,248916 à 0,294323  $\mu\text{Gy/Leitura}$ . 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 ( $F_c = 0,277435 \mu\text{Gy/Leitura}$ ) (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%

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, podemos perceber que essa subestimação ocorre com a maioria das combinações.

#### 4.5 Dados de Campo

A tabela 7 mostra a média das doses glandulares médias ( $\overline{DGM}$ ) e o erro padrão da média (SEM), médias do kerma de entrada na pele ( $\overline{KEP}$ ) e o erro padrão da média (SEM), número e percentual de avaliações, por fabricante do mamógrafo e tecnologia.

Tabela 7 - Média das doses glandulares médias ( $\overline{DGM}$ ) e o erro padrão da média (SEM), médias do kerma de entrada na pele ( $\overline{KEP}$ ) e o erro padrão da média (SEM), número e percentual de avaliações, por fabricante do mamógrafo e tecnologia.

TECNOLOGIA	FABRICANTE DO MAMÓGRAFO	NÚMERO DE AVALIAÇÕES (%)	$\overline{KEP} \pm 2SEM$ (mGy)	$\overline{DGM} \pm 2SEM$ (mGy)
CR	GE	46 (41%)	$8 \pm 1$	$1,9 \pm 0,2$
	KONICA	5 (4%)	$7 \pm 1$	$1,5 \pm 0,3$
	HOLOGIC/LORAD	30 (27%)	$9 \pm 1$	$1,9 \pm 0,3$
	SIEMENS	15 (13%)	$7 \pm 1$	$1,5 \pm 0,3$
	VMI	17 (15%)	$9 \pm 3$	$1,8 \pm 0,5$
	SUBTOTAL	113 (100%)	$8 \pm 1$	$1,7 \pm 0,3$
DR	FUJI	16 (14%)	$3,8 \pm 0,3$	$1,2 \pm 0,08$
	GE	27 (24%)	$5,1 \pm 0,8$	$1,4 \pm 0,2$
	HOLOGIC/LORAD	44 (39%)	$5 \pm 1$	$1,5 \pm 0,2$
	SIEMENS	25 (22%)	$3,3 \pm 0,6$	$1,0 \pm 0,1$
	SUBTOTAL	112 (100%)	$4,6 \pm 0,8$	$1,3 \pm 0,2$

Os dados da Tabela 7 mostram que as maiores doses são encontradas na tecnologia CR, resultado esse compatível com a literatura [5, 12]. Uma das explicações desse fato é devido a diferença no processamento de leitura das tecnologias. Na tecnologia CR utiliza-se placas de material fotoestimulável, que armazena a energia dos fótons de raios X incidentes como imagem latente. Essa placa é inserida na digitalizadora de CR, onde é estimulada por laser, libera a energia e forma a imagem visível. Já nos sistemas DR são utilizadas matrizes de detectores de radiação em seu bucky, que absorvem os fótons de raios X e produz um sinal elétrico proporcional à intensidade dos fótons. O sinal é convertido em imagem visível, o que elimina a etapa do processamento e causa uma diminuição na dose. Observa-se também que a fabricante Hologic possui a maior dose em ambas as tecnologias, tanto nesse trabalho como em estudos semelhantes [5, 12].

Se considerar as DGM médias observadas na Tabela 7, de acordo com a IN 92 [24], todos os fabricantes se encontram em conformidade, visto que o nível de tolerância para espessura de 4,5 cm de PMMA é 2,0 mGy e todas as DGM médias estão abaixo desse valor.

No trabalho de Coutinho [11], a DGM foi estimada através da inserção dos TLDs em um fantoma dosimétrico *BTE (breast tissue-equivalent)* [2], simulando uma espessura de mama comprimida entre 55 e 65 mm. Nesse trabalho, foram obtidas doses glandulares de  $1,70 \pm 0,49$  mGy para o sistema CR e de  $0,91 \pm 0,24$  mGy para o sistema DR.

No trabalho de Pinheiro [5], os dados foram obtidos utilizando TLD e constam na base de dados do QIID/INCA e a DGM foi calculada para cada avaliação a partir de  $K_i$  e de coeficientes de conversão.

A tabela 8 mostra a discrepância relativa entre este trabalho, que utilizou OSLD e o trabalho de Pinheiro [5], que utilizou TLD.

Tabela 8 - Discrepância relativa (%) entre este trabalho e o trabalho de Pinheiro e DGM deste trabalho e do trabalho de Pinheiro por fabricante e tecnologia.

TECNOLOGIA	FABRICANTE DO MAMÓGRAFO	DGM		
		Este Trabalho (mGy)	Trabalho de Pinheiro (mGy)	Discrepância relativa (%)
CR	GE	1,87	2,08	10
	HOLOGIC/LORAD	1,93	2,37	19
	SIEMENS	1,52	2,03	25
	VMI	1,78	1,92	7
	SUBTOTAL	1,77	2,13	19
DR	FUJI	1,19	1,63	27
	GE	1,42	1,59	11
	HOLOGIC/LORAD	1,46	2,43	42
	SIEMENS	0,98	1,43	31
	SUBTOTAL	1,29	2,07	38

Pode-se observar que as maiores discrepâncias relativas ocorreram na tecnologia DR, evidenciando uma possível diminuição da dose nessa tecnologia ao longo dos anos, visto que a tecnologia DR é mais atual. Não é possível afirmar se a

discrepância relativa entre os valores de DGM é ou não uma consequência do material dosimétrico empregado. Mas, essa divergência é influenciada pelos trabalhos dos programas nacionais de qualidade em mamografia, que monitoram a DGM e implementam ações de controle de qualidade.

A tabela 9 mostra a média das doses glandulares médias ( $\overline{DGM}$ ) e do kerma de entrada na pele ( $\overline{KEP}$ ), número e percentual de avaliações, por combinação alvo/filtro e tecnologia, dos dados de campo disponibilizadas pelo PNQM obtidos através do uso do OSLD.

Tabela 9 - Média das doses glandulares médias ( $\overline{DGM}$ ) e o erro padrão da média (SEM), médias do kerma de entrada na pele ( $\overline{KEP}$ ) e o erro padrão da média (SEM), número e percentual de avaliações, por combinação alvo/filtro e tecnologia.

TECNOLOGIA	COMBINAÇÃO ALVO/FILTRO	NÚMERO DE AVALIAÇÕES (%)	$\overline{KEP} \pm 2SEM$ (mGy)	$\overline{DGM} \pm 2SEM$ (mGy)
CR	Mo/Mo	108 (92%)	8,4 ± 0,7	1,8 ± 0,1
	Mo/Rh	6 (5%)	6 ± 2	1,5 ± 0,4
	Rh/Rh	3 (3%)	7,5 ± 0,5	1,9 ± 0,2
	SUBTOTAL	117 (100%)	7,3 ± 0,9	1,8 ± 0,3
DR	Mo/Mo	23 (19%)	9 ± 2	1,9 ± 0,5
	Mo/Rh	7 (6%)	7 ± 3	1,8 ± 0,9
	Rh/Rh	6 (5%)	5,2 ± 0,9	1,4 ± 0,2
	Rh/Ag	9 (8%)	3,9 ± 0,4	1,3 ± 0,1
	W/Rh	74 (63%)	3,4 ± 0,3	1,09 ± 0,08
	SUBTOTAL	119 (100%)	60 ± 1	1,5 ± 0,4

De acordo com a tabela 9, pode ser observado que a combinação Mo/Mo resulta em doses maiores devido ao seu espectro de energia. Como seu espectro contínuo é mais estreito, ou seja, abrange uma menor faixa de energia, em comparação às demais combinações, são necessários valores maiores do produto corrente-tempo de exposição (mAs) para atingir o limiar de dose no detector determinado pelo controle automático de exposição (CAE). Na tecnologia CR ocorreu que a DGM com Rh/Rh foi maior do que com Mo/Mo, porque em um dos três equipamentos que utiliza a combinação Rh/Rh, provavelmente por não estar devidamente calibrado, a dose foi maior do que o esperado, em relação a combinação Mo/Mo, a ponto de aumentar a dose média. Se retirar o valor da DGM desse

mamógrafo, então a DGM média com Rh/Rh cairia para  $1,72 \pm 0,08$  mGy ficando abaixo do valor médio  $1,81 \pm 0,08$  mGy encontrado com Mo/Mo. Além do mais, o número de avaliações foi abaixo dos demais.

Na tecnologia DR, ao analisar os dados, foi percebido que 56,52% das avaliações nessa combinação são de mamógrafos do fabricante Hologic, que tem uma tendência de dose maior do que os demais fabricantes [5]. A combinação W/Rh resulta em menores doses, pois o espectro de energia para essa combinação abrange maiores energias, o que implica em menor mAs e, conseqüentemente, menor dose.

A fabricante Hologic possui 90% das avaliações realizadas utilizando a combinação Mo/Mo na tecnologia CR e 35,5% na tecnologia DR. Esta predominância da combinação alvo/filtro Mo/Mo é uma das razões pela qual os aparelhos da marca Hologic apresentam níveis de DGM mais elevados do que os demais fabricantes.

## 5. CONCLUSÕES

A reprodutibilidade, a precisão estatística, o limite inferior de detecção, o fator de sensibilidade do OSLD  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  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, conseqüentemente, 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  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  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.

Ao analisar os dados de campo utilizando OSLD, é evidenciado que a tecnologia CR possui DGM 25,4% maior do que a tecnologia DR. A fabricante Hologic/Lorad possui DGM 11,6% maior do que a DGM média de todos os fabricantes para a tecnologia CR e 13,2% maior para a tecnologia DR.

Essas relações foram observadas no trabalho de Pinheiro [5]. A diferença percentual de DGM média de todos os fabricantes encontrada entre as tecnologias CR e DR foi de 2,8%. Dois prováveis fatores que levaram a esse distanciamento entre as DGM são que o número de equipamentos avaliados com combinação alvo/filtro Mo/Mo era maior do que os avaliados agora com OSLD e os equipamentos DR provavelmente não estavam otimizados. Neste trabalho, que foi utilizado TLD, a fabricante Hologic/Lorad possui DGM 10,1% maior do que a DGM média de todos os fabricantes encontrada para a tecnologia CR e 14,8% maior para a tecnologia DR. Neste caso, foi observado que esta relação comparada com estudo com OSLD foi próxima. Uma das explicações é que, apesar da diferença entre a relação de DGM média de todos os fabricantes entre as tecnologias encontrada com as medidas de OSLD e TLD ter sido relativamente alta, o detector de imagens utilizado pela fabricante Hologic pode ser o motivo de não ocorrer uma redução significativa da DGM entre o trabalho de Pinheiro [5], realizado com dados de 2011 a 2016, e este estudo, realizados com dados de 2020 a 2022.

Não é possível afirmar ou negar que a discrepância relativa entre os valores de DGM encontrados entre os resultados dos trabalhos que utilizaram OSLD e TLD é devido ao material dosimétrico utilizado e, mas é necessário destacar a importância do trabalho do PQM/INCa, que vem ao longo do tempo monitorando a dose glandular média nos equipamentos de todo o país.

## 6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. 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. ALMEIDA, C.; COUTINHO, C.M.; DANTAS B.; Peixoto, J.E.; KOCH, H. **A new mammography dosimetric phantom**. IRD/CNEN. 2011.
3. ALVARENGA, T. **Instalação e Caracterização Básica de um Laboratório para Testes de Monitores Portáteis com Radiação de Nêutrons**. Dissertação de mestrado. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, USP, São Paulo. 2014.
4. ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. Madison, Wisconsin: WILEY - VCH, 1986.
5. BERNARDES, A. **Anatomia da mama feminina**. In. OLIVEIRA, Carlos Freire de. (Coord). Manual da Ginecologia. Capítulo 33. Lisboa: Editora Permanyer, 2011.
6. BRAVIM, A. **Avaliação de Dosímetros Termoluminescentes Empregando Objetos Simuladores Equivalentes à Água para Aplicação na Dosimetria de Feixes Clínicos de Elétrons**. Dissertação de mestrado. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, USP, São Paulo. 2010.
7. BUSHBERG, J. T., Anthony Seibert, Edwin Leidholdt, e John. M. Boone. **The Essential Physics of Medical Imaging**. Lippincott Williams e Wilkins, 2002.
8. CÂNCER DE MAMA. Disponível em <<https://www.inca.gov.br/assuntos/cancer-de-mama>>. Acesso em 02/03/2023.
9. CBR. **Norma Do Programa De Certificação De Qualidade Do Cbr Selo De Mamografia**. Certificado de qualidade em mamografia. 2022.
10. CONTROLE DO CÂNCER DE MAMA. **Dados e números – Incidência**. Disponível em <<https://www.inca.gov.br/controle-do-cancer-de-mama/dados-e-numeros/incidencia>>. Acesso em 02/03/2023.
11. COUTINHO, C. M. **Avaliação da Dose Glandular em Sistemas de Mamografia Convencional e Digital Utilizando um Fantoma Dosimétrico**. Tese de Doutorado. Rio de Janeiro, UFRJ/COPPE, 2009.

12. DANCE, D.R.; **Dosimetry in x-ray-based breast imaging**. Phys Med Biol. 2016 Oct 7;61(19):R271-R304. doi: 10.1088/0031-9155/61/19/R271. Epub 2016 Sep 12. PMID: 27617767; PMCID: PMC5061150.
13. DANCE, D. R., Thilander, A. K., Sandborg, M., Skinner, C. L., Castellano, I. A. e Carlsson, G. A. **Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-tonoise ratio and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study**. Br J Radiol, 2000.
14. DURÃO, P.H. **Análise da influência da qualidade do feixe de raios X no coeficiente de calibração do TLD 100 LiF usado em mamografia**. Trabalho de conclusão do curso. Rio de Janeiro: IF/UFRJ, 2019.
15. FREITAS, C.E. **Luminescência Opticamente Estimulada com aplicações em Radioterapia: dependência da dose absorvida e da energia de fótons produzidos em aceleradores lineares e Microton – IFUSP**. Dissertação de mestrado. São Paulo: IF/USP, 2017.
16. FURQUIM, T.A.C; **O Equipamento Mamográfico**. MINISTÉRIO DA SAÚDE, p. 67, 2014.
17. GESTOR E PROFISSIONAL DE SAÚDE. **Programa de Qualidade em Mamografia**. Disponível em <<https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/gestor-e-profissional-de-saude/programa-de-qualidade-em-mamografia>>. Acesso em 04/03/2023.
18. HOFF, G.; ALMEIDA, C. E.; BARNES, G. **Comportamento da dose glandular versus contraste do objeto em mamografia: determinação de formalismo semi-empírico para diferentes combinações alvo-filtro**. Scientific Electronic Library Online. 2006.
19. ICRP. **Data for Use in Protection against External Radiation**. ICRP Publication 51. Ann. ICRP 17, 1987.
20. KNOLL, G. **Radiation Detection and Measurement**. University of Michigan, 1999.
21. LANDAUER, 2009. Acessado em 25/06/2023: [http://www.landauer.com/uploadedFiles/Resource\\_Center/NDot\\_Special\\_Services\\_051809.pdf](http://www.landauer.com/uploadedFiles/Resource_Center/NDot_Special_Services_051809.pdf).

22. LIMA, P. Silveira, F. **Sobre as incertezas do tipo A e B e sua propagação sem derivadas: Uma contribuição para a incorporação da metrologia contemporânea aos laboratórios de física básica superior.** Instituto de Física – UFRGS.
23. MCKEEVER, S. W. S. **Optically Stimulated Luminescence Dosimetry.** Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. 2001.
24. Ministério da Saúde. **ANVISA.** Instrução Normativa nº 92 de 27 de maio de 2021. Brasil.
25. NASCIMENTO, L. **Dosimetria usando Luminescência Opticamente Estimulada: aplicações, propriedades físicas e caracterização de matérias dosimétricos.** Dissertação de mestrado. Instituto de Física de São Carlos/USP, São Paulo. 2007.
26. 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.
27. NERSISSIAN, D. **Determinação das Dimensões do Ponto Focal de Tubos Dd Raios X Utilizando dm Sensor CCD e o Método das Funções de Transferências.** Tese de Doutorado. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, USP, São Paulo. 2004.
28. NUNN, A., Davis, S. D., Micka, J. A. e DeWerd, L. A. **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 60Co.** American Association of Physicists in Medicine, Maio de 2008.
29. OLIVEIRA, C.; CABETE, H.; MALTHEZ, A.L; ALVES, F. **Desempenho de Dosímetros OSL em Feixes Clínicos empregados na Mamografia.** Revista Brasileira de Física Médica. 2015;9(2):6-9.
30. PEIXOTO, J. E. **Qualidade da imagem em mamografia.** Rev. Bras. Cancerol. [Internet]. 16º de junho de 2023;39(3):127-33. Disponível em: <https://rbc.inca.gov.br/index.php/revista/article/view/3027>
31. 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.** Brazilian Journal of Radiation Sciences, 2018.

32. ROSA, M. **Estimativa Da Dose De Entrada Na Pele (Dep) Para Espectros De Raios X Mamográficos Simulados.** Trabalho de conclusão do curso. Uberlândia: IF/UFU, 2018.

## APÊNDICE I: LEITURAS LÍQUIDAS DOS DOSÍMETROS DO MESMO LOTE.

Na primeira coluna, há a leitura do background dos dosímetros; na segunda, há a leitura dos dosímetros irradiados e, na terceira, há a leitura líquida dos dosímetros.

Número de Série	M <sub>0</sub> (unidade leitora)	M <sub>i</sub> (unidade leitora)	M <sub>i</sub> -M <sub>0</sub> (unidade leitora)
DN093304029	132	10925	10793
DN093304160	129	10944	10815
DN09330436Y	111	10710	10599
DN09330445Z	109	10484	10375
DN093304516	115	10800	10685
DN09330510A	186	11269	11084
DN09330528T	123	11078	10955
DN09330579M	125	10867	10742
DN09330585T	180	11021	10841
DN093306025	125	10978	10853
DN093306041	131	10901	10771
DN093306132	129	11113	10984
DN093306421	122	10897	10775
DN09330643Z	179	11250	11071
DN09330646T	118	10776	10657
DN09330648P	157	10816	10659
DN09330649N	128	11195	11066
DN093306504	158	10778	10620
DN09330657Q	172	11072	10900
DN09330659M	172	10866	10694
DN093306603	143	10714	10572
DN093306710	112	11034	10923
DN09330672Y	124	10989	10865
DN09330747P	117	10498	10381
DN09330754U	135	11001	10866
DN09330765R	145	10907	10761

DN09330794Q	121	10793	10672
DN09330798I	122	10416	10294
DN09330809N	118	10724	10606
DN09330817Q	128	10871	10744
DN09330832Y	132	10670	10538
<b>Média</b>	<b>135</b>	<b>10883</b>	<b>10747</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>22</b>	<b>207</b>	<b>197</b>