UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA
BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

Ana Clara Machado de Oliveira

Análise Comparativa entre a Tomossíntese Mamária e a Mamografia Digital a partir da Dose Glandular Média e de parâmetros de Qualidade de Imagem

Rio de Janeiro
2025

Ana Clara Machado de Oliveira

Análise Comparativa entre a Tomossíntese Mamária e a Mamografia Digital a partir da Dose Glandular Média e de parâmetros de Qualidade de Imagem

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

Orientador: Dr. Sergio Ricardo de Oliveira

Rio de Janeiro

2025

Ana Clara Machado de Oliveira

Análise Comparativa entre a Tomossíntese Mamária e a Mamografia Digital a partir da Dose Glandular Média e de parâmetros de Qualidade de Imagem

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

Aprovado em: 25 de julho de 2025.

Banca examinadora:

gov.br Documento assinado digitalmente
LUIS ALEXANDRE GONCALVES MAGALHAES
Data: 03/08/2025 16:10:42-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Luis Alexandre Gonçalves Magalhães – LCR/UERJ

gov.br Documento assinado digitalmente
NATALIA DE OLIVEIRA MANTUANO GUERRA
Data: 03/08/2025 10:00:48-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Natalia de Oliveira Mantuano Guerra – IF/UFRJ

gov.br Documento assinado digitalmente
SERGIO RICARDO DE OLIVEIRA
Data: 03/08/2025 09:46:25-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Sergio Ricardo de Oliveira – FIOCRUZ (orientador)

Agradecimentos

Agradeço, primeiramente, aos meus pais, Marta e Alexandre, por serem minha base e terem me dado o melhor suporte possível. Obrigada por toda a ajuda e esforço que fizeram e fazem por mim, em todos os âmbitos da vida. Eu não teria conseguido chegar até aqui sem vocês.

Agradeço aos meus avós, Luzia, Miriam e Barbosa, pelo amor e carinho de sempre. Agradecimento especial à minha avó Luzia, que sempre passou suas noites rezando por mim, antes de cada prova, apresentação, ou qualquer coisa importante que eu tivesse. Toda a sua fé me acalmou em momentos de preocupação.

Agradeço ao meu parceiro de vida, Thalys Gama, por toda parceria, amor, apoio e ajuda. Ainda bem que o mundo dá voltas e os nossos caminhos se cruzaram. Sou muito sortuda e grata por ter você ao meu lado.

Agradeço ao meu orientador, Sergio, pela oportunidade e paciência. Obrigada pelas trocas enriquecedoras que tivemos e todo o suporte dado para o desenvolvimento deste TCC. Estou feliz com o trabalho que construímos.

Agradeço à professora Rosimary Almeida, pela disposição em ajudar, esclarecendo as dúvidas de estatística que tive enquanto realizava este trabalho.

Agradeço ao Roberto Salomon e Patrícia Milani, pela generosidade em me emprestar um barômetro, me ajudando na realização deste trabalho. Agradecimento especial ao Roberto, que tive o prazer de conviver frequentemente durante os dias de estágio, sempre sendo muito gentil e solícito comigo.

Agradeço a todos os profissionais incríveis que me receberam nos estágios que realizei. Gostei muito de todos os estágios que fiz. Sem dúvidas, foi a melhor parte da minha graduação. Obrigada Zé e Luana, da medicina nuclear, pelas segundas feiras que começavam a minha semana da melhor maneira. Agradeço ao Sergio e Natalia, do radiodiagnóstico, por tudo, achei que não iria gostar de RD e terminei o estágio encantada. Obrigada Bruna e Nadeem, da radioterapia, por me apresentarem o mundo da RT e fazerem a longa travessia Rio-Niterói valer a pena. Por fim, gratidão ao Guilherme Massa, Roberto, Afrânio e toda a equipe de radioterapia, quarta feira se

tornou o melhor dia da minha semana graças a vocês. Tenho carinho e admiro cada nome citado aqui.

Agradeço à professora Simone, que foi minha professora de Física Experimental 2, disciplina na qual, graças aos seus ensinamentos, futuramente me tornei monitora. Obrigada por todos os ensinamentos e ajuda dentro e fora de sala de aula.

Agradeço à professora Josilene, por todas as trocas que tivemos no projeto de extensão. Obrigada pelo aprendizado compartilhado ao longo da pesquisa e pelos trabalhos realizados. Agradecimento especial também ao professor Odair (*in memoriam*).

Agradeço a todos os amigos que fiz ao longo da graduação – desde as primeiras amizades no início até as mais recentes – pelos bons momentos compartilhados.

Agradeço a todos meus amigos fora da faculdade pela amizade, a vida é melhor e mais divertida com vocês. Desculpe pela ausência nos últimos meses devido ao TCC.

Agradeço a cada um que fez parte da minha trajetória e me ajudou de alguma forma.

“A ciência é uma dança entre teoria e experimento.”

Brian Greene

Resumo

O câncer de mama é o tipo de câncer com a maior taxa de mortalidade entre as mulheres no Brasil, e sua detecção precoce é essencial para melhora do prognóstico. A mamografia é um dos métodos mais eficazes para a detecção de patologias mamárias. Como forma de aprimorar o diagnóstico do câncer de mama, desenvolveu-se a técnica tridimensional conhecida como tomossíntese digital mamária. O objetivo deste trabalho foi realizar uma análise comparativa entre a tomossíntese e a mamografia digital, a partir da Dose Glandular Média (DGM) e da qualidade de imagem. Para isso, foram realizadas aquisições em um equipamento de mamografia, em ambas as modalidades, com simuladores de mama. O aparelho fornece a DGM, que foi registrada e, também, calculada a partir de uma câmara de ionização. A imagem 2D obtida na mamografia digital foi comparada com a imagem 2D sintetizada, reconstruída a partir das projeções da tomossíntese. Os resultados demonstraram que não há diferença significativa na DGM entre a mamografia digital e tomossíntese, e os valores fornecidos pelo mamógrafo apresentaram alta concordância com os valores calculados a partir da câmara de ionização. Todos os valores de dose obtidos neste trabalho estão dentro dos limites estabelecidos pela EUREF (2018) e IN 92/2021. A imagem 2D sintetizada apresenta qualidade diagnóstica satisfatória, embora inferior à imagem da mamografia digital. Pode-se concluir que a tomossíntese, atualmente considerada uma técnica complementar, é eficiente e apresenta potencial para se tornar padrão em exames mamográficos no futuro.

Palavras-chave: Mamografia; Tomossíntese; Dose Glandular Média; Qualidade de Imagem.

Abstract

Breast cancer is the type of cancer with the highest mortality rate among women in Brazil, and early detection is essential for improving prognosis. Mammography is one of the most effective methods for detecting breast pathologies. In an effort to enhance breast cancer diagnosis, a three-dimensional imaging technique known as digital breast tomosynthesis (DBT) has been developed. The objective of this study was to perform a comparative analysis between digital mammography and tomosynthesis, based on Average Glandular Dose (AGD) and image quality. To achieve this, acquisitions were performed using a mammography system in both modalities with breast phantoms. The equipment provides the AGD, which was recorded and also measured using an ionization chamber. The 2D image obtained from digital mammography was compared with the synthesized 2D image reconstructed from tomosynthesis projections. The results showed no significant difference in AGD between digital mammography and tomosynthesis, and the dose values provided by the mammography system strongly agreed with those measured using the ionization chamber. All dose values obtained in this study were within the limits established by EUREF (2018) and Brazilian regulation IN 92/2021. The synthesized 2D image demonstrated satisfactory diagnostic quality, although slightly inferior to those obtained from digital mammography. In conclusion, tomosynthesis, currently considered a complementary technique, is effective and holds strong potential to become the standard for mammographic examinations in the future.

Keywords: Mammography; Tomosynthesis; Average Glandular Dose; Image Quality.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Esquema de um tubo de raios X. 4
Figura 2 – Processo de geração de um raio X de freamento. 5
Figura 3 – Geração de um raio X característico em um átomo do alvo.....6
Figura 4 – Forma geral do espectro de emissão de raios X. 7
Figura 5 – Cinemática do efeito fotoelétrico. 7
Figura 6 – Cinemática do efeito Compton. 8
Figura 7 – Espalhamento Rayleigh. 8
Figura 8 – Anatomia da mama 9
Figura 9 – Processo de produção da imagem na mamografia. 10
Figura 10 – Atenuação dos tecidos mamários em função da energia. 11
Figura 11 – Contraste percentual calculado do carcinoma ductal em relação ao tecido glandular, em função da energia. 11
Figura 12 – Desenho ilustrativo dos elementos do mamógrafo.....12
Figura 13 – Aquisição e reconstrução na tomossíntese. 14
Figura 14 – Esquema do princípio de funcionamento de uma câmara de ionização.16
Figura 15 – Mamógrafo utilizado. 18
Figura 16 – Simulador Mammo 156. 19
Figura 17 – Simuladores da CIRS. 20
Figura 18 – Câmara de ionização utilizada. 21
Figura 19 – Eletrômetro utilizado.....21
Figura 20 – Configuração experimental utilizada. 22
Figura 21 - Representação das fibras, microcalcificações e massas no simulador Mammo 156 (os números são apenas para referência). 25
Figura 22 – DGM fornecida pelo aparelho na mamografia digital (2D) e tomossíntese (3D). 27
Figura 23 – Valores de dose obtidos nesse trabalho, em mamografia digital (MD) e tomossíntese (TDM), e limites de dose estabelecidos pela IN 92 e EUREF. 30
Figura 24 - Imagem 2D da mamografia digital. 31
Figura 25 - Imagem 2D sintetizada a partir da aquisição em tomossíntese. 31
Figura 26 - Sistema de diagnóstico para imagens de mamografia (workstation). 32

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Fatores de correção *g, c, s* e *T*, utilizados para calcular a DGM. 23
Tabela 2 – Parâmetros e valores obtidos para cada espessura na mamografia digital. 26
Tabela 3 – Parâmetros e valores obtidos para cada espessura na tomossíntese.....26
Tabela 4 – Exposição, kerma e DGM calculada na mamografia digital. 28
Tabela 5 – Exposição, kerma e DGM calculada na tomossíntese. 28
Tabela 6 – Valores de dose obtidos e doses de tolerância e referência estabelecidas pela IN 92 para a mamografia digital. 29
Tabela 7 – Valores de dose obtidos e doses de tolerância e referência estabelecidas pela EUREF para tomossíntese. 29
Tabela 8 - Quantidade de estruturas visualizadas em cada imagem. 32
Tabela 9 - Técnicas radiográficas e DGM fornecida pelo mamógrafo na mamografia digital. 39
Tabela 10 - Técnicas radiográficas e DGM fornecida pelo mamógrafo na tomossíntese. 40
Tabela 11 - Temperatura, pressão, exposição, kerma e DGM calculada a partir da medição com o detector na mamografia digital. 41
Tabela 12 - Temperatura, pressão, exposição, kerma e DGM calculada a partir da medição com o detector na tomossíntese. 42
Tabela 13 - Dados para obtenção da CSR. 43

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 1
1.1. Objetivos 3
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA 4
2.1. Produção de raios X 4
2.1.1. Raios X de freamento 4
2.1.2. Raios X característicos 5
2.1.3. Espectro de emissão de raios X 6
2.2. Interação dos raios X com a matéria 7
2.2.1. Efeito fotoelétrico 7
2.2.2. Espalhamento Compton 8
2.2.3. Espalhamento Rayleigh 8
2.3. A mama 9
2.4. Mamografia 9
2.5. Tomossíntese 13
2.6. Grandezas dosimétricas 14
2.7. Detectores de radiação 16
2.7.1. Câmara de ionização 16
3 MATERIAIS E MÉTODOS 18
3.1. Mamógrafo 18
3.2. Simulador Mammo 156 19
3.3. Simulador de mama CIRS 19
3.4. Câmara de ionização e eletrômetro 20
3.5. Configuração experimental para obtenção da DGM 21
3.6. Cálculo da DGM a partir da leitura da câmara 22
3.7. Estatística para a análise da DGM 23
3.7.1. Comparação de médias entre a DGM obtida na mamografia digital e tomossíntese 23
3.7.2. Concordância da DGM fornecida pelo mamógrafo e DGM calculada a partir da leitura da câmara 24
3.8. Aquisição das imagens 24

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES 26
4.1. Dose 26
4.2. Imagem 30
5 CONCLUSÕES 34
REFERÊNCIAS 36
APÊNDICE A – PARÂMETROS E VALORES OBTIDOS PARA CADA UMA DAS 5 AQUISIÇÕES EM CADA ESPESSURA 39
APÊNDICE B – CAMADA SEMIRREDUTORA (CSR) 43

1 INTRODUÇÃO

Pesquisas indicam que as mulheres no Brasil, particularmente aquelas em condições de vulnerabilidade socioeconômica, enfrentam grandes obstáculos para obter atendimento médico de qualidade (Silva et al., 2024). A ausência de acesso a serviços de saúde preventivos, como a mamografia, pode levar ao diagnóstico tardio de doenças graves, como o câncer de mama (Traldi et al., 2016).

O câncer de mama feminina é o mais incidente no mundo e, com exceção dos tumores de pele não melanoma, é também o de maior evidência em todas as regiões do Brasil, com maior ocorrência no Sudeste, sendo a primeira causa de morte por câncer em mulheres no país. Segundo relatório de estimativa do Instituto Nacional do Câncer (INCA), esperava-se para o período de 2023-2025 um total de 73 mil novos casos de câncer de mama no Brasil (INCA, 2022).

Nos últimos anos, países de alta renda têm registrado uma redução nas taxas de mortalidade por câncer de mama. Especialistas apontam que os principais fatores responsáveis para essa redução são os programas de controle do câncer, especialmente as ações de detecção precoce e tratamento (INCA, 2015). O diagnóstico tardio e atraso no início do tratamento favorecem o crescimento do tumor, resultando em um prognóstico desfavorável. Assim, a partir da detecção precoce o tratamento pode ser iniciado com maior antecedência, aumentando as chances de cura.

Um dos métodos mais eficazes para a detecção de patologias na mama feminina é a mamografia (radiografia da mama), método de imagem que utiliza raios X e compressão da mama para visualização interna, permitindo a identificação de lesões, mesmo que pequenas e não palpáveis.

Entretanto, a mamografia possui uma limitação que é a sobreposição de tecido fibrograndular. O tecido mamário de alta densidade quando sobreposto reduz a visibilidade de anormalidades, ocultando alguns cânceres e gerando falsos negativos, ou fazendo com que o tecido normal pareça anormal, imitando anormalidades e ocasionando falsos positivos (Gilbert et al., 2015).

Para reduzir esse efeito e aprimorar o diagnóstico de câncer de mama, desenvolveu-se na mamografia, a técnica tridimensional (3D), também conhecida como Tomossíntese Digital Mamária. Nessa tecnologia são produzidas imagens bidimensionais da mama comprimida, a partir da movimentação do tubo de raios X

em um arco ao redor da mama, obtendo imagens em diferentes ângulos. Dessa forma, uma série de projeções de imagens são adquiridas e reconstruídas em cortes, apresentando a sensação de tridimensionalidade em alta resolução (Gilbert et al., 2015).

A tomossíntese reduz a probabilidade de sobreposição do tecido mamário, permitindo melhor caracterização dos achados mamográficos, aumentando significativamente as taxas de detecção de câncer (Skaane et al., 2013). Ela também pode aumentar a visibilidade de lesões, auxiliar na redução de resultados falso positivos e permitir a localização tridimensional de uma lesão na mama (Wu; Mainprize; Yaffe, 2013).

Esse aumento nas taxas de detecção impacta numa redução das taxas de reconvocação das pacientes, reduz o número de biópsias, aumenta a taxa de diagnóstico precoce e melhora o prognóstico da doença, considerando a possibilidade de identificação mais assertivas do tipo de tumor.

Um fator importante que deve ser analisado é o valor de dose entregue durante o exame, afinal, os pacientes submetidos a um exame mamográfico estão expostos à radiação ionizante, que pode trazer muitos benefícios ao paciente, mas também apresenta riscos associados ao seu uso. Apesar do exame de mamografia utilizar uma baixa energia, a mama é um órgão radiossensível e, como diversas mulheres saudáveis fazem esse exame anualmente, é importante investigar o valor de dose que as pacientes são submetidas. De acordo com o princípio ALARA (*As Low as Reasonably Achievable*), a dose de radiação utilizada deve ser tão baixa quanto razoavelmente exequível. Ou seja, deve-se entregar a melhor imagem com a menor dose possível.

Em 2011, nos Estados Unidos, a *Food and Drug Administration* (FDA) aprovou o uso comercial da tomossíntese no modo combo (FDA, 2011). Nesse modo, se adquire imagens tanto na modalidade 2D (mamografia) quanto 3D (tomossíntese), num único exame, com a mama sob a mesma compressão. Entretanto, ao realizar o exame no modo combo, a paciente é exposta a aproximadamente o dobro de radiação, quando comparada com a mamografia digital ou tomossíntese individualmente (Castillo et al., 2015).

Uma alternativa para reduzir a dose associada ao modo combo consiste em obter uma imagem 2D sintetizada, a partir das projeções adquiridas durante a tomossíntese. A utilização da imagem sintetizada, em substituição à imagem da

mamografia, reduziria o valor de dose do exame, diminuindo consideravelmente a exposição da paciente. O uso clínico da imagem 2D sintetizada foi aprovado em 2013 pela FDA e estudos demonstram que a imagem sintetizada possui capacidade diagnóstica similar à de uma imagem 2D (FDA, 2013; Castillo et al., 2015).

1.1. Objetivos

O objetivo geral deste trabalho é analisar comparativamente a eficiência da tomossíntese, frente ao exame de mamografia digital, a partir dos resultados obtidos de Dose Glandular Média (DGM) e qualidade de imagem, tendo como objetivos específicos:

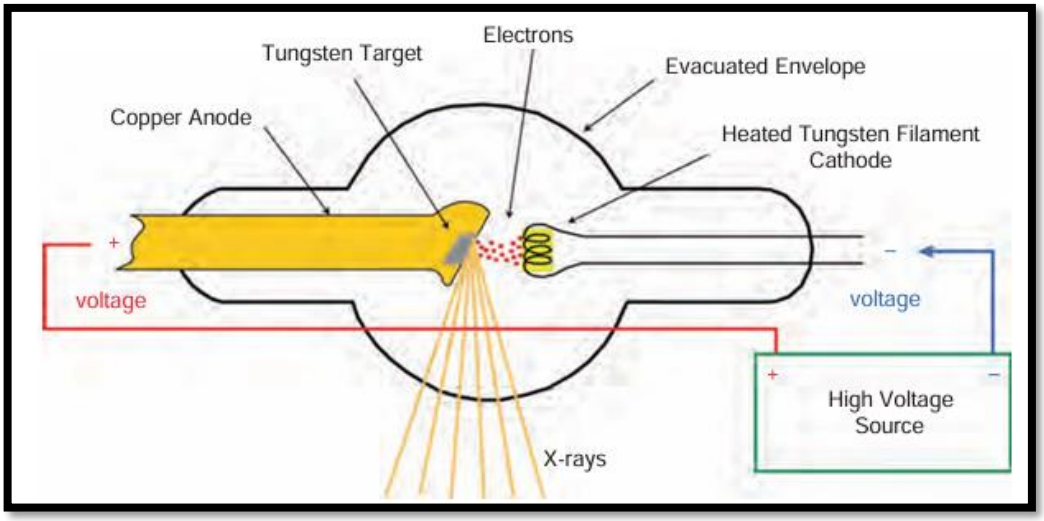
- Obter os valores de DGM nas duas modalidades de exame, mamografia digital e tomossíntese, em diferentes espessuras;
- Verificar o valor da DGM fornecido pelo mamógrafo com o obtido por meio de detectores de radiação;
- Analisar a qualidade da imagem 2D sintetizada fornecida na tomossíntese em relação à imagem 2D da mamografia digital.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. Produção de raios X

Na mamografia, raios X são utilizados para a formação da imagem. Eles são gerados num tubo a vácuo, onde um feixe de elétrons é produzido por emissão termiônica num filamento aquecido. O feixe de elétrons é acelerado por um campo elétrico intenso, obtido com uma alta diferença de potencial entre dois eletrodos: o filamento, catodo, polarizado negativamente e o alvo metálico, anodo, positivamente (Tauhata et al., 2014). Esses elétrons transferem suas energias cinéticas aos átomos do alvo, resultando na conversão de energia cinética em calor e raios X (Bushong, 2010). A Figura 1 ilustra esse processo.

Figura 1 – Esquema de um tubo de raios X.



Fonte: Figura extraída de Bushberg (Bushberg et al., 2012).

Apenas uma pequena parte da energia cinética é convertida em raios X, sendo a maior parte transformada em calor (Bushong, 2010). Por isso, o material do alvo deve ter alto ponto de fusão (Okuno; Yoshimura, 2010).

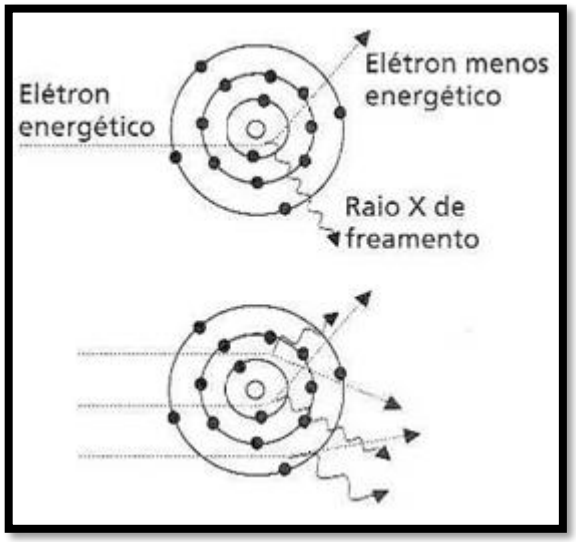
Os raios X produzidos podem ser de dois tipos: raios X de freamento (ou da origem alemã *Bremsstrahlung)* e raios X característicos.

2.1.1. Raios X de freamento

Quando os elétrons incidentes se aproximam dos núcleos dos átomos do alvo, eles sofrem influência do campo elétrico desses núcleos, sendo desacelerados e tendo suas trajetórias defletidas. Assim, os elétrons perdem energia cinética e ocorre

a emissão de fótons de raios X (Bushong, 2010). Os raios X gerados dessa forma são chamados de raios X de freamento, ou *Bremsstrahlung* (palavra alemã que tem o significado de “radiação de freamento”), e estão demonstrados na Figura 2 (Okuno; Yoshimura, 2010).

Figura 2 – Processo de geração de um raio X de freamento.



Fonte: Figura extraída de Okuno (Okuno; Yoshimura, 2010).

A energia de um raio X de freamento depende da energia cinética do elétron e do grau de aproximação desse elétron do núcleo, podendo ter valores perto de zero até um valor máximo correspondente à energia cinética total do elétron que atingiu o alvo. Essa energia máxima dos fótons de raios X produzidos não tem nenhuma relação com o material que constitui o alvo, dependendo apenas da diferença de potencial aplicada entre os eletrodos (Okuno; Yoshimura, 2010). O espectro de raios X de freamento é contínuo, com energia máxima numericamente equivalente à tensão de operação (Bushong, 2010).

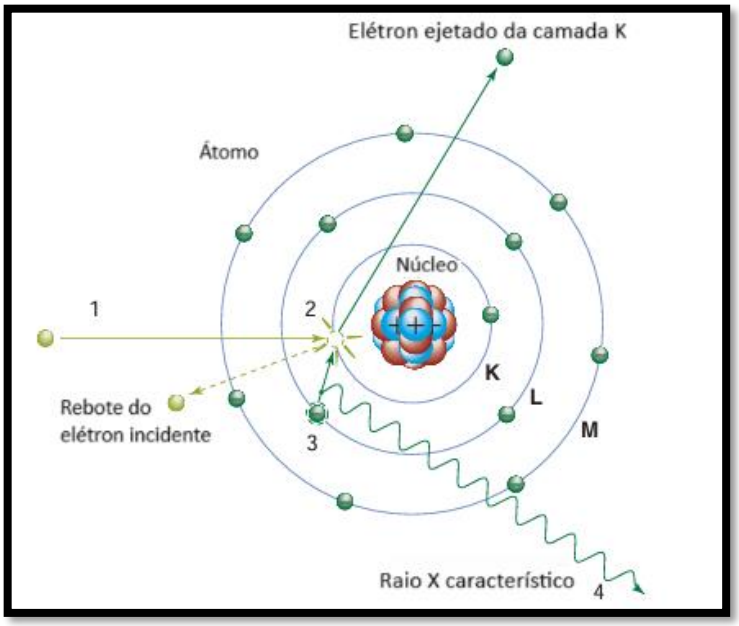
2.1.2. Raios X característicos

Raios X característicos são produzidos quando os elétrons incidentes ionizam o átomo do alvo removendo um elétron de sua camada interna, o que irá gerar uma vacância nessa camada. Essa vacância é instável para o átomo, sendo corrigida pela transição de um elétron de uma camada mais externa para preencher a vacância. Essa transição resulta na emissão de um fóton de raio X, com energia correspondente

à diferença entre as energias de ligação dos elétrons orbitais envolvidos (Bushong, 2010).

Para que o elétron incidente remova um elétron da camada do átomo, ele tem que ter, no mínimo, a energia de ligação do elétron nessa camada. Como a energia de ligação dos elétrons é diferente para cada átomo, e cada átomo tem seus níveis de energia específicos, os raios X produzidos dependem do material que é feito o alvo, sendo característico de cada elemento, e possuem um espectro de energia discreto (Okuno; Yoshimura, 2010). O processo de formação de um raio X característico está ilustrado na Figura 3.

Figura 3 – Geração de um raio X característico em um átomo do alvo.

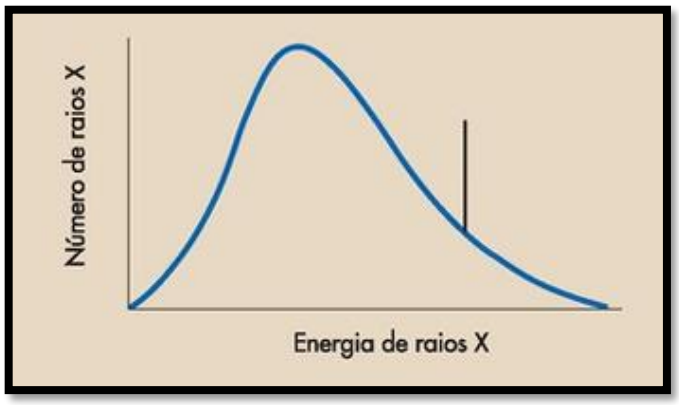


Fonte: Figura editada e traduzida de Bushberg (Bushberg et al., 2012).

2.1.3. Espectro de emissão de raios X

O espectro de emissão de raios X é formado por raios X característicos, que possuem energias bem definidas e formam um espectro de emissão discreto, e raios X de freamento, que possuem um intervalo de energia que varia de zero até a energia máxima dos elétrons projetados, gerando um espectro contínuo. A forma geral do espectro de emissão de raios X pode ser visto na Figura 4.

Figura 4 – Forma geral do espectro de emissão de raios X.



Fonte: Imagem extraída de Okuno (Okuno; Yoshimura, 2010).

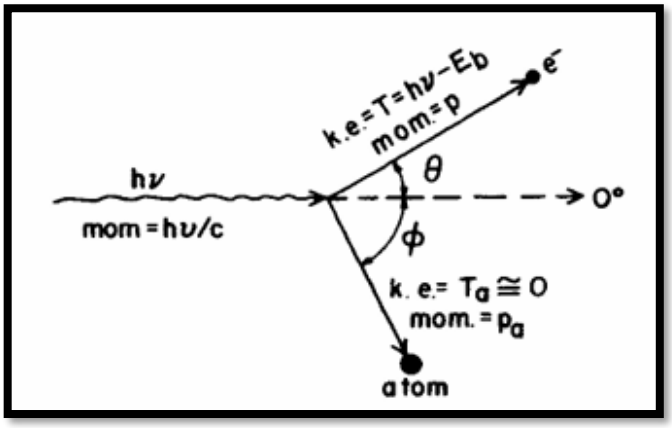
2.2. Interação dos raios X com a matéria

Os raios X podem interagir com a matéria de diferentes formas. Os principais tipos de interações relevantes que ocorrem na faixa de energia da mamografia são: o efeito fotoelétrico, e os espalhamentos Compton e Rayleigh.

2.2.1. Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico ocorre quando um fóton, de energia hv, atinge um elétron das camadas internas de um átomo, ligado por uma energia de ligação E_b. O fóton fornece energia cinética a esse elétron, que é ejetado do átomo com um ângulo θ, enquanto o fóton é totalmente absorvido e deixa de existir. Quanto menor o valor de hv, maior a probabilidade de ocorrer o efeito fotoelétrico, desde de que $hv > E_b$ (Attix, 1986). O efeito fotoelétrico está representado na Figura 5.

Figura 5 – Cinemática do efeito fotoelétrico.

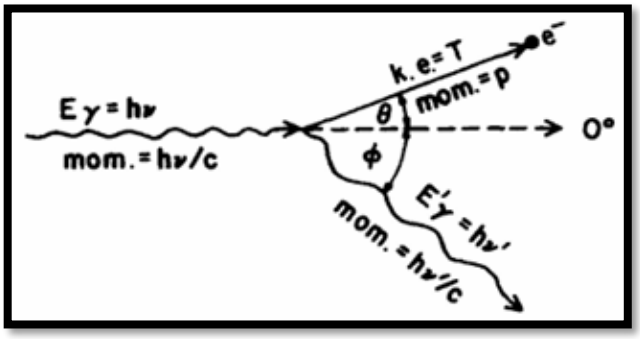


Fonte: Figura extraída de Attix (Attix, 1986).

2.2.2. Espalhamento Compton

No espalhamento Compton (espalhamento incoerente), um fóton de energia $h\nu$ incide sobre um elétron, espalhando-o com uma energia cinética *T*, momento linear *p* e numa direção que faz um ângulo θ com a direção do fóton incidente (Attix, 1986). Nesse tipo de interação, gera-se um fóton com energia $h\nu'$ emitido em uma direção Φ com a direção do fóton incidente, conforme mostrado na Figura 6.

Figura 6 – Cinemática do efeito Compton.

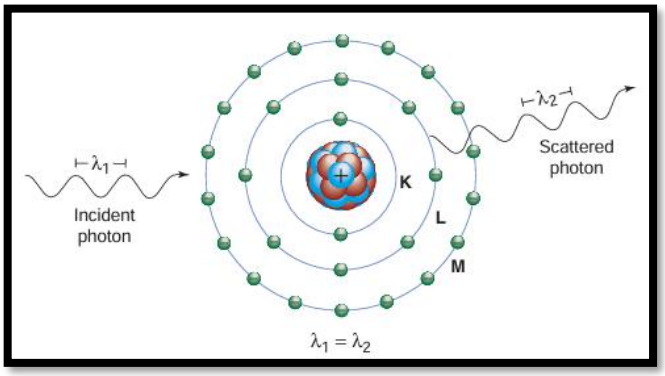


Fonte: Figura extraída de Attix (Attix, 1986).

2.2.3. Espalhamento Rayleigh

No espalhamento Rayleigh, ou espalhamento coerente, representado na Figura 7, um fóton incidente interage com o átomo como um todo, sendo absorvido. O átomo, então, emite um fóton de mesma energia em outra direção. Nessa interação não há transferência de energia para o meio, com exceção da pequena parcela necessária ao recuo do átomo, garantindo que o momento seja conservado (Okuno; Yoshimura, 2010).

Figura 7 – Espalhamento Rayleigh.

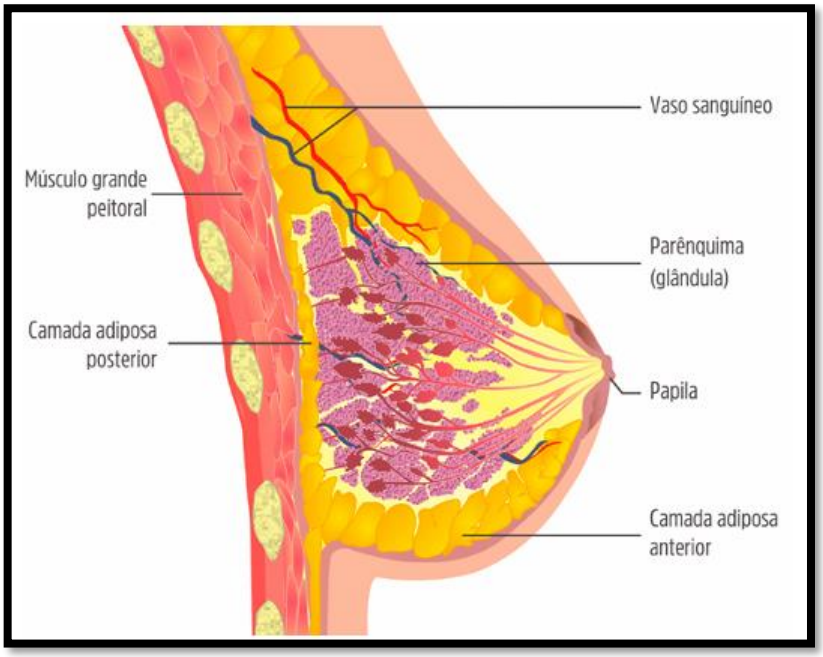


Fonte: Figura extraída de Bushberg (Bushberg et al., 2012).

2.3. A mama

A mama está localizada sobre o músculo grande peitoral, na parede anterior do tórax, sendo constituída por uma parte glandular, elementos fibrosos, gordura e uma rede vascular. A glândula, ou parênquima, é composta por ductos e lobos. A gordura envolve toda a mama, enquanto os elementos fibrosos circundam e atravessam a glândula, sustentando a mama. A visão lateral da mama e os elementos que a compõe podem ser observados na Figura 8 (INCA, 2019).

Figura 8 – Anatomia da mama.

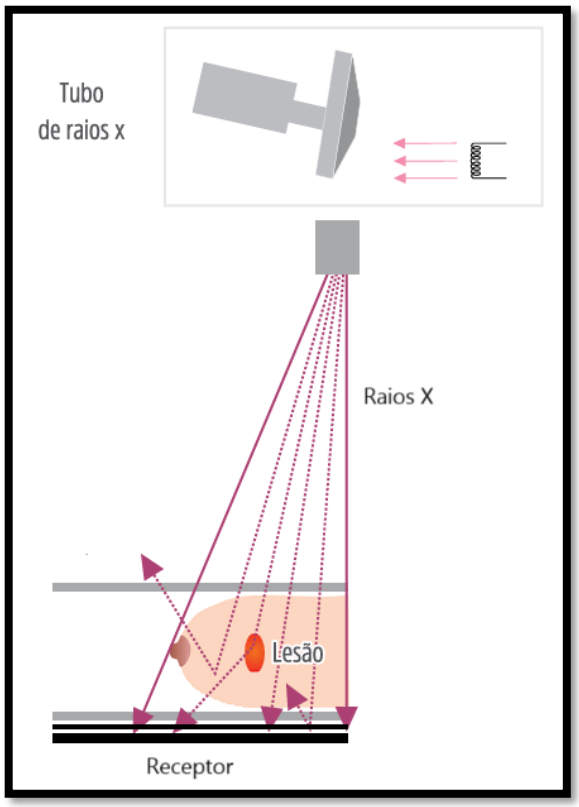


Fonte: Figura extraída de INCA (INCA, 2019).

2.4. Mamografia

A mamografia é um exame que utiliza raios X para detectar alterações e patologias da mama, como o câncer de mama. O equipamento possui um tubo de raios X e um receptor de imagem em lados opostos de um conjunto mecânico. O feixe de raios X, proveniente do tubo, incide sobre a mama e a parte desse feixe que é transmitida através do tecido é registrada no receptor, conforme indicado na Figura 9. A imagem é formada a partir do resultado da atenuação diferenciada dos raios X que chegam no receptor de imagem (INCA, 2012).

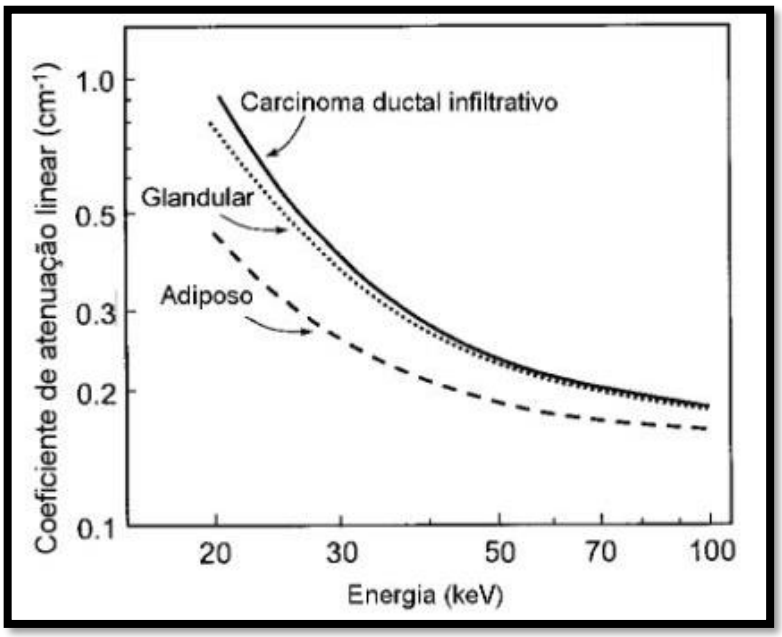
Figura 9 – Processo de produção da imagem na mamografia.



Fonte: Adaptado de INCA (INCA, 2019).

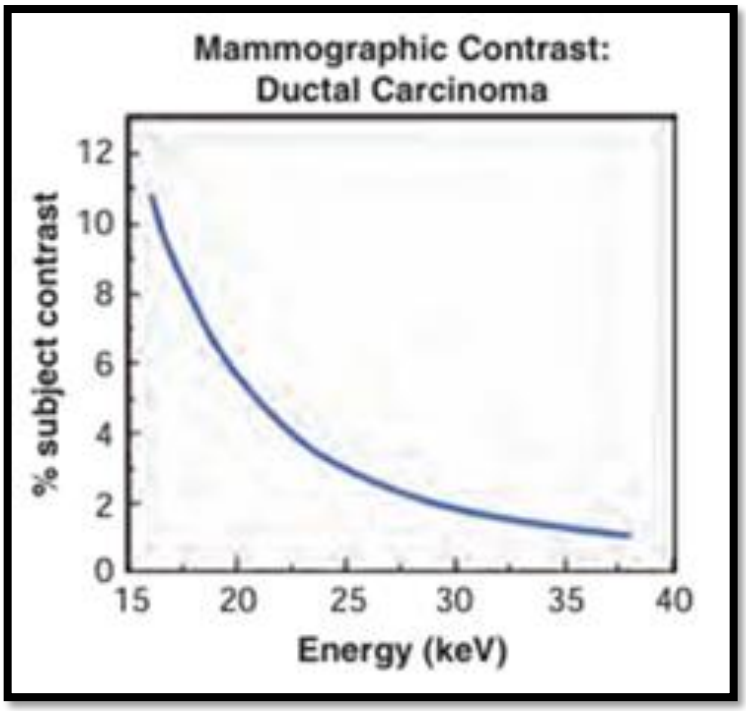
Como é possível observar na Figura 10, as diferenças de atenuação entre o tecido normal e o tecido canceroso na mama são muito pequenas, e o contraste, exibido na Figura 11, é maior em energias baixas do que em energias mais altas. Portanto, haverá uma melhor atenuação diferencial entre os tecidos em energias baixas de raios X (Bushberg et al., 2012).

Figura 10 – Atenuação dos tecidos mamários em função da energia.



Fonte: Figura extraída de Santos (Santos, 2022).

Figura 11 – Contraste percentual calculado do carcinoma ductal em relação ao tecido glandular, em função da energia.



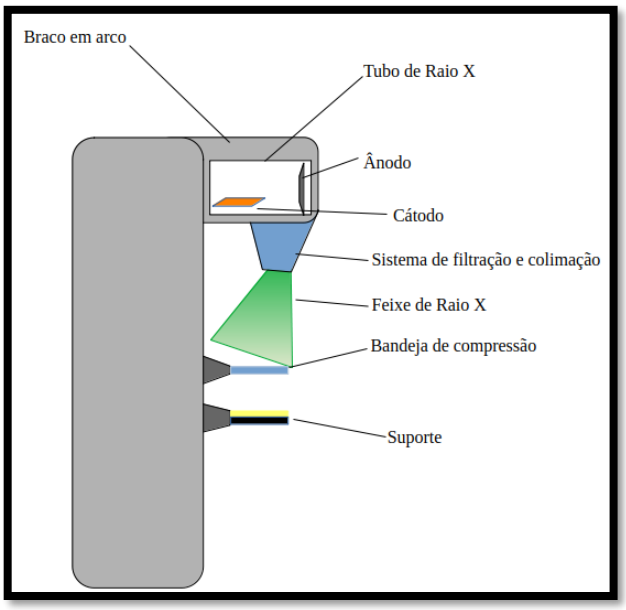
Fonte: Figura extraída de Bushberg (Bushberg et al., 2012).

As diferenças morfológicas entre os tecidos normais e cancerosos na mama tornam necessário o uso de aparelhos de raios X designados especificamente para a

mama (Bushberg et al., 2012). O equipamento de mamografia, ou mamógrafo, possui os seguintes componentes para realizar o exame de mamografia: braço rotatório para aquisição em diferentes projeções, tubo de raios X, colimadores e sistema de filtração, placa de compressão da mama e o suporte (ou *Bucky*).

A Figura 12 apresenta a disposição desses elementos no mamógrafo.

Figura 12 – Desenho ilustrativo dos elementos do mamógrafo.



Fonte: A autora (2025).

O sistema de filtração serve para atenuar os fótons que não irão contribuir para a formação da imagem. Normalmente, são utilizados materiais como ródio (Rh), prata (Ag) e molibdênio (Mo) como filtros, por exemplo.

A placa de compressão é utilizada para minimizar o movimento da mama, diminuir a espessura do tecido e reduzir a anatomia sobreposta, gerando menos espalhamento e uma dose de radiação menor (Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, 2022).

O suporte é onde a mama é apoiada e nele estão presentes os seguintes elementos:

- Grade antidifusora: impede os fótons espalhados pela mama que não incidam perpendicularmente no detector, contribuindo para uma melhora na qualidade de imagem. A grade é confeccionada de modo que as radiações primárias consigam passar entre suas lâminas, enquanto as radiações espalhadas são atenuadas antes de atingir o detector (Santos, 2009);

- Controle Automático de Exposição (CAE): consiste em um detector de radiação colocado abaixo do receptor de imagem, que monitora a quantidade de radiação e finaliza a exposição quando o nível de radiação atinge a densidade óptica desejada (Santos, 2009);
- Detector de imagem: gera a imagem a partir dos fótons que chegam nele, podendo variar com a técnica utilizada. A técnica convencional utiliza filme radiográfico, a técnica de radiografia computadorizada (CR) utiliza filme radiográfico que será digitalizado e a técnica de radiografia digital (DR) digitaliza a imagem automaticamente durante a aquisição.

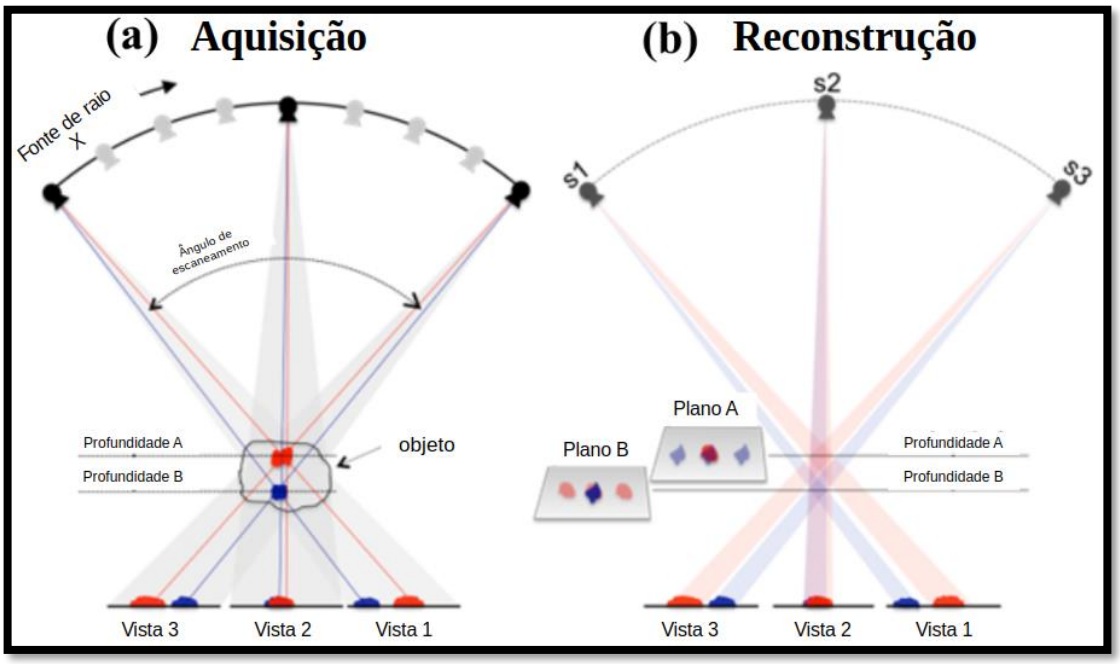
2.5. Tomossíntese

Apesar da compressão da mama, a sobreposição dos tecidos na imagem ainda representa um dos principais desafios enfrentados na mamografia. Assim, a tecnologia da tomossíntese mamária digital surgiu com o propósito de reduzir o efeito da sobreposição dos tecidos, através da aquisição de várias imagens a partir da rotação do tubo de raios X, que se move em um arco ao redor da mama comprimida. Com leitura digital de alta velocidade, imagens sequenciais são adquiridas em um ângulo limitado, em um curto espaço de tempo (Bushberg et al., 2012).

Diferente da tomografia computadorizada, que há uma rotação de 360 graus em torno do paciente, a tomossíntese é realizada a partir de pequenos ângulos tomográficos com um número limitado de projeções (Males; Mileta; Grgic, 2011), que podem variar de acordo com o fabricante. Algoritmos de reconstrução, semelhantes aos utilizados em tomografia, manipulam as imagens de projeção e produzem imagens seccionais de fatias finas da mama (Baker; Lo, 2011). Desta maneira, é possível a visualização da mama de forma volumétrica, o que pode eliminar anatomia sobreposta e fornecer um diagnóstico mais preciso quanto à existência da patologia e sua localização.

Na tomossíntese, cada imagem de projeção é adquirida com uma baixa dose, de forma que no final do processo de aquisição das imagens, a DGM seja comparável à de uma mamografia de projeção única (Bushberg et al., 2012). A Figura 13 ilustra o processo de aquisição e reconstrução das imagens na tomossíntese.

Figura 13 – Aquisição e reconstrução na tomossíntese.



Fonte: Traduzida de Reiser e Sechopoulos (Reiser; Sechopoulos, 2014).

2.6. Grandezas dosimétricas

As grandezas dosimétricas estão relacionadas à quantidade de radiação que um material absorveu ou foi submetido (Tauhata et al., 2014). Algumas dessas grandezas são:

- Kerma (*K*): O kerma *K* em um ponto de interesse *P,* num volume *V,* pode ser definido pela equação 1 (Attix, 1986):

$$K = \frac{d\epsilon_{tr}}{dm} \quad \text{[unidade: Gy]} \qquad (1)$$

.

onde $d\epsilon_{tr}$ é o valor da energia transferida para o volume infinitesimal *dv* no ponto *P* e *dm* é a massa em *dv*.

A energia transferida, ϵ_{tr}, em um volume *V*, é dado pela equação 2 (Attix, 1986):

$$\epsilon_{tr} = (R_{in})_u - (R_{out})_u^{nonr} + \Sigma Q \qquad (2)$$

onde $(R_{in})_u$ é a energia radiante das partículas não carregadas incidentes em *V*, $(R_{out})_u^{nonr}$ é a energia radiante de partículas não carregadas que saem de *V* (com exceção das originadas de perdas radiativas de energia cinética por partículas carregadas enquanto estavam em V) e ΣQ é a energia líquida derivada da massa de repouso em *V* (Attix, 1986).

- Dose absorvida (*D*): A dose absorvida é definida pela energia média, $d\epsilon$, depositada pela radiação num meio de massa dm, conforme equação 3 (Tauhata et al., 2014):

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad \text{[unidade: Gy]} \tag{3}$$

- Exposição (*X*): A exposição é definida a partir da equação 4:

$$X = \frac{dQ}{dm} \tag{4}$$

"onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de um dado sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons (negativos e positivos) liberados pelos fótons no ar, em uma massa dm, são completamente freados no ar" (Tauhata et al., 2014, p. 150).

A unidade da exposição no Sistema Internacional (SI) é C/kg, mas ela também pode ser expressa pela unidade Roentgen (R), relacionadas através da equação 5:

$$1\,R = 2{,}58 \times 10^{-4}\,C/kg \tag{5}$$

- Dose Glandular Média (DGM): Segundo Dance et al. (2000), a DGM na mamografia pode ser calculada pela equação 6:

$$DGM_{2D} = K_{air} \times g \times c \times s \tag{6}$$

onde K_{air} é o kerma no ar na superfície da mama (sem retroespalhamento), e g, c e s são fatores de conversão. O fator *g* fornece a DGM para uma mama com 50%

de glandularidade, em função da espessura da mama e da camada semirredutora (CSR); o fator *c* considera mamas com diferentes níveis de glandularidade, também tabelado em função da CSR e da espessura da mama; já o fator *s* corresponde ao uso de diferentes espectros de raios x.

Para tomossíntese, a equação 6 pode ser estendida para a equação 7 (Dance; Young; Van Engen, 2011):

$$DGM_{3D} = K_{air} \times g \times c \times s \times T \qquad (7)$$

Nessa equação, K_{air} é o kerma no ar incidente medido na posição 0º para o mAs total do exame; g, c e s são os fatores de conversão descritos na equação 6; e T é o fator de conversão para tomossíntese, obtido pela soma dos fatores de correção ponderados para cada uma das projeções de tomossíntese.

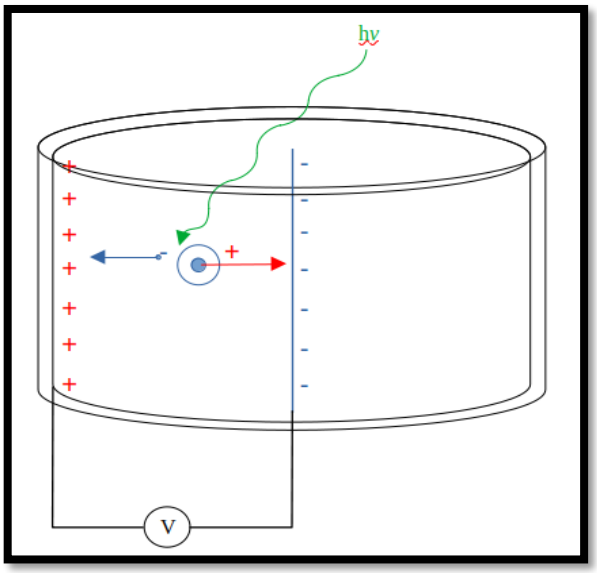
A DGM é expressa em gray (Gy).

2.7. Detectores de radiação

2.7.1. Câmara de ionização

A câmara de ionização de ar livre é um tipo de detector utilizado para a dosimetria em radiologia. O princípio de funcionamento da câmara de ionização é ilustrado na Figura 14 a seguir.

Figura 14 – Esquema do princípio de funcionamento de uma câmara de ionização.



Fonte: A autora (2025).

O fóton hv incide na câmara e ioniza um átomo do gás contido no interior do detector, formando um par de cargas: um elétron e um íon positivo. No interior da câmara, há eletrodos submetidos a uma diferença de potencial V. Quando as cargas são formadas, o elétron é atraído para o polo positivo e o íon para o negativo. O deslocamento dessas cargas gera uma corrente elétrica, correspondente à energia da radiação incidente, que é detectada por um eletrômetro conectado à câmara de ionização (Knoll, 2010).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Foi estruturado um modelo experimental para coletar as informações de DGM e imagem nas diferentes modalidades de exame de mamografia. Os materiais e métodos utilizados serão descritos a seguir.

3.1. Mamógrafo

Utilizou-se um equipamento de mamografia (Figura 15) da marca americana GE Healthcare, modelo Senographe Pristina e número de série S/N 825624BU0, que se encontra em operação em um hospital privado na cidade do Rio de Janeiro. O equipamento está com os testes de controle de qualidade em dia, sendo aferido rotineiramente pela equipe de físicos que prestam assistência ao hospital.

Figura 15 – Mamógrafo utilizado.

Fonte: A autora (2025).

Nesse equipamento, as imagens podem ser obtidas de forma planar, em tomossíntese (total de 9 exposições sequenciais) ou combo (2D+3D). Nesse último são obtidas imagens planares e em tomossíntese no mesmo exame.

O equipamento pode operar, utilizando técnicas totalmente automáticas, em três modos: modo AOP STD, que é o modo padrão sem nenhum ganho; AOP STD+,

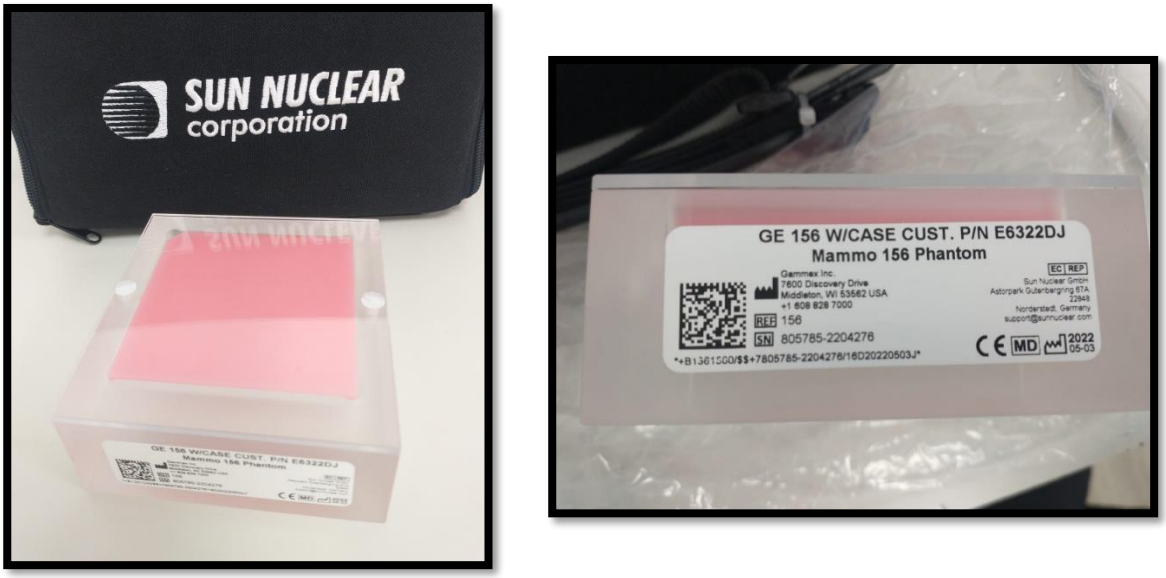
com um nível maior de exposição para aumentar o contraste da imagem; e o modo AOP Dose-, que reduz o nível de exposição e consequentemente a dose depositada sobre a mama. Para este trabalho, utilizou-se o modo AOP STD.

3.2. Simulador Mammo 156

Um dos objetos utilizados para simular a mama foi o simulador Mammo 156® (Figura 16), da Sun Nuclear, número de série S/N 805785-2204276, aprovado pelo Colégio Americano de Radiologia (ACR) e que hoje serve de padrão para qualidade de imagem digitais de mama. Ele possui uma altura total de 42 mm e equivale a uma mama de 45 mm de tecido mamário comprimido e possui objetos incorporados que imitam doenças mamárias, microcalcificações, estruturas fibrosas e massas tumorais.

Figura 16 – Simulador Mammo 156.

A) B)



Fonte: A autora (2025).

3.3. Simulador de mama CIRS

Foram utilizadas placas do simulador da CIRS (Figura 17), que possuem espessuras variadas e imitam o tecido mamário na faixa de energias utilizadas na mamografia.

Figura 17 – Simuladores da CIRS.

Fonte: Figura extraída do guia de usuário da CIRS para os simuladores de mamografia.

As placas possuem espessura de 5 mm, 10 mm ou 20 mm. Para utilizar valores próximos de mamas reais, e simular diferentes tamanhos de mama, foram feitas combinações com as placas até chegar nas espessuras de interesse: 40 mm, 50 mm, 60 mm e 70 mm. As combinações de simulador utilizadas para cada espessura foram:

- Espessura de 40 mm: placas 14F e A7.
- Espessura de 50 mm: placas 14F, A7 e B1.
- Espessura de 60 mm: placas 14F + A7 + A8.
- Espessura de 70 mm: placas 14F + A7 + A8 + B1.

3.4. Câmara de ionização e eletrômetro

Foi utilizada uma câmara de ionização dedicada a mamografia (Figura 18), da marca Radcal, modelo 10x6-6M e número de série S/N 10173. Ela foi conectada a um eletrômetro, também da marca Radcal, modelo 9015 e número de série S/N 91-1454 (Figura 19).

Figura 18 – Câmara de ionização utilizada.

Fonte: Figura extraída do site da Radcal
(https://radcal.com/10x6-6m-mammography-ion-chamber/).

Figura 19 – Eletrômetro utilizado.

Fonte: A autora (2025).

3.5. Configuração experimental para obtenção da DGM

Foram feitas 5 aquisições para cada espessura definida (40 mm, 50 mm, 60 mm e 70 mm), no modo CAE, utilizando as placas do simulador da CIRS, descritos na seção 3.3, que simulam o tecido mamário. A fim de verificar a confiabilidade da DGM fornecida pelo aparelho, uma câmara de ionização foi posicionada ao lado do simulador, na altura equivalente a cada uma das espessuras utilizadas, em contato com a placa de compressão. A configuração experimental se encontra na imagem a seguir (Figura 20).

Figura 20 – Configuração experimental utilizada.

Fonte: A autora (2025).

Todas as aquisições foram realizadas na incidência craniocaudal (CC), na lateralidade direita, com uma força de compressão de 120 N. Para cada aquisição, registrou-se o valor do produto corrente-tempo, a tensão, combinação alvo/filtro utilizada, pressão e temperatura do local, a leitura da câmara e a DGM fornecida pelo mamógrafo.

3.6. Cálculo da DGM a partir da leitura da câmara

Como a DGM não é fornecida diretamente pela câmara de ionização, alguns cálculos são necessários para obtê-la. A câmara utilizada fornece o valor da exposição, em mR. A relação entre exposição (*X*), em roentgen, e kerma no ar (K_{air}), em gray, pode ser definida pela equação 8 (Lamperti; O'Brien, 2001):

$$X = K_{air} \frac{1}{2{,}58 \times 10^{-4}} \frac{(1-g)}{(\frac{W}{e})} \tag{8}$$

Onde W/e é a energia média por unidade de carga gasta no ar pelos elétrons, com o valor de 33,97 J/C, e *g* é a fração da energia cinética inicial dos elétrons secundários dissipada no ar por processos radiativos, sendo desprezível para os feixes de raios X de interesse, significativo apenas em altas energias (Lamperti; O'Brien, 2001).

Tendo o valor do kerma no ar, a DGM pode ser calcula a partir das equações 6 e 7, descritas na seção 2.6. Os fatores de correção g, c, s e T utilizados nessas equações, foram retirados de Dance et al. (2000, 2011) e EUREF (2018), e constam na Tabela 1. Os valores de T estão tabelados para o GE Senographe Essential, mas também são adequados para o GE Senographe Pristina (mamógrafo utilizado nesse trabalho), pois ambos possuem a mesma geometria (Public Health England, 2019).

Tabela 1 – Fatores de correção *g, c, s* e *T*, utilizados para calcular a DGM.

Espessura (mm)	**Fator *g***	**Fator *c***	**Fator *s* para Rh/Ag**	**Fator *T* para GE**
40	0,352	1	1,087	0,990
50	0,292	1	1,087	0,989
60	0,241	1	1,087	0,988
70	0,206	1	1,087	0,987

Fonte: Dance et al. (2000, 2011) e EUREF (2018).

3.7. Estatística para a análise da DGM

Para comparar os valores de DGM obtidos e fazer as análises propostas neste trabalho, foi realizado um tratamento estatístico dos dados. Para isso, utilizou-se o pacote R Commander, do software R©.

3.7.1. Comparação de médias entre a DGM obtida na mamografia digital e tomossíntese

Como as aquisições foram feitas com os mesmos simuladores de mama nas duas modalidades, podemos considerar que as amostras são pareadas (ou dependentes) e utilizou-se o teste de Wilcoxon para amostras pareadas para verificar se há diferença estatística entre os valores de DGM nas duas modalidades. O teste foi realizado com todos os valores da amostra, considerando todas as espessuras.

No teste de Wilcoxon para amostras pareadas, as hipóteses são formuladas, um nível de significância é estabelecido e verifica-se a compatibilidade dos dados obtidos com as hipóteses formuladas (Freire, 2021). Tem-se, então:

- Hipótese nula (H_0): Não há diferença entre as médias dos dois grupos.
- Hipótese alternativa (H_1): Há diferença entre as médias dos dois grupos.

A hipótese nula pode ser rejeitada ou não, comparando o valor de p com um nível de significância (Freire, 2021) . O valor mais comumente utilizado para o nível de significância é de 5%, portanto esse será o valor adotado para este estudo. Se:

- $p \leq 0,05$: A hipótese nula é rejeitada.
- $p > 0,05$: A hipótese nula não é rejeitada.

3.7.2. Concordância da DGM fornecida pelo mamógrafo e DGM calculada a partir da leitura da câmara

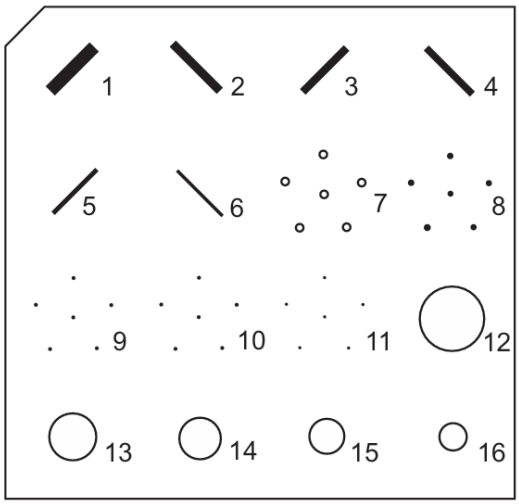
A fim de verificar se a DGM que o mamógrafo fornece está em concordância com a DGM obtida a partir da leitura do detector, calculou-se o Coeficiente de Correlação de Concordância (CCC), medida estatística utilizada para avaliar o grau de concordância entre dois conjuntos de medidas de uma mesma amostra. O CCC é útil para comparar medições obtidas por diferentes métodos e varia entre -1 e 1, onde valores próximos de 1 indicam forte concordância.

3.8. Aquisição das imagens

Em alguns equipamentos de tomossíntese, como no mamógrafo utilizado para este estudo, é possível obter, além das imagens de tomossíntese, uma imagem 2D sintetizada, reconstruída a partir das projeções adquiridas. A fim de comparar essa imagem sintetizada com a imagem da mamografia digital, foram obtidas duas imagens do simulador Mammo 156, sendo uma no modo normal da mamografia digital e outra de forma sintetizada pelo sistema, a partir da aquisição em tomossíntese.

O simulador Mammo 156 possui 6 fibras, 5 conjuntos de microcalcificações e 5 massas, conforme apresentado na Figura 21.

Figura 21 - Representação das fibras, microcalcificações e massas no simulador Mammo 156 (os números são apenas para referência).



Fonte: Figura extraída de Sun Nuclear Corporation (2022).

De acordo com o Manual de Controle de Qualidade de Mamografia do Colégio Americano de Radiologia (ACR), as 4 maiores fibras, os 3 maiores conjuntos de microcalcificações e as 3 maiores massas, no mínimo, devem ser visíveis na imagem (*ACR*, 1999).

A qualidade da imagem foi avaliada para os dois tipos de imagem, adquiridas no modo CAE, sendo analisadas de forma visual, no sistema de diagnóstico para imagens de mamografia (*workstation)*, com a utilização de monitores de alta resolução.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nesta seção serão apresentados os resultados e discussões obtidos neste trabalho, sendo dividida em duas partes: dose e imagem.

4.1. Dose

Nas Tabela 2 e Tabela 3, são apresentados os valores de DGM indicados pelo equipamento, de acordo com cada espessura utilizada, tanto na obtenção em modo mamografia digital quanto em modo de tomossíntese. Todas as exposições foram feitas com combinação alvo/filtro de Rh/Ag.

Tabela 2 – Parâmetros e valores obtidos para cada espessura na mamografia digital.

Espessura (mm)	Tensão (kV)	Produto corrente-tempo (mAs)	DGM (mGy) Média ± Desvio padrão
40	34	26,38	1,21 ± 0,01
50	34	33,66	1,41 ± 0,01
60	34	47,36	1,74 ± 0,03
70	34	72,14	2,39 ± 0,04

Fonte: A autora (2025).

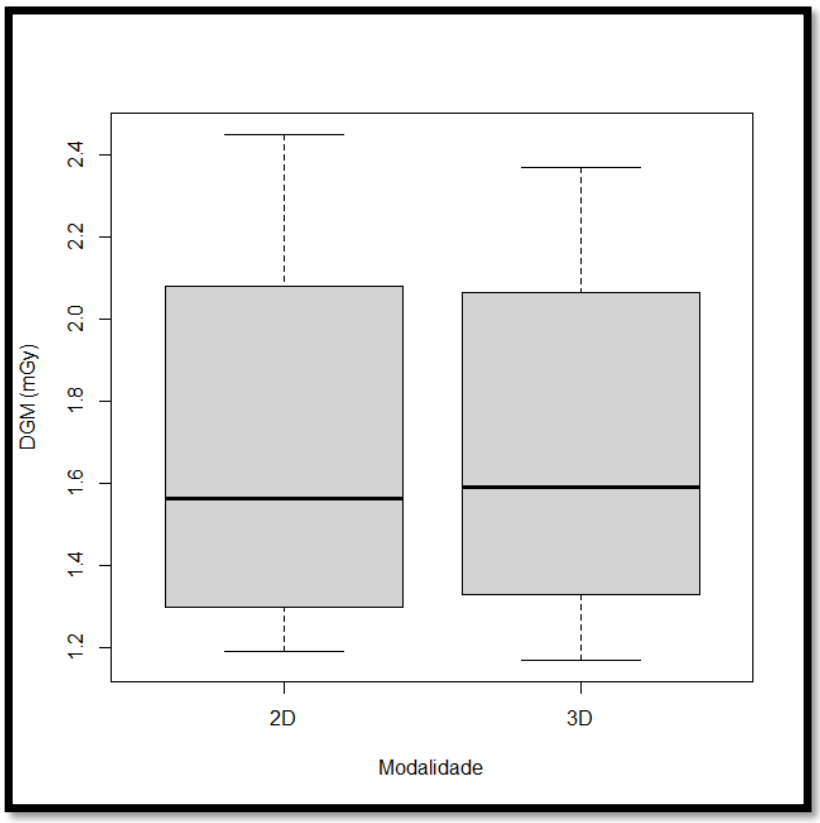
Tabela 3 – Parâmetros e valores obtidos para cada espessura na tomossíntese.

Espessura (mm)	Tensão (kV)	Produto corrente-tempo (mAs)	DGM (mGy) Média ± Desvio padrão
40	34	24,44	1,20 ± 0,03
50	34	33,68	1,40 ± 0,00
60	34	47,90	1,75 ± 0,01
70	34	73,26	2,40 ± 0,00

Fonte: A autora (2025).

Um gráfico do tipo boxplot com os valores de DGM fornecidos pelo mamógrafo, considerando todas as espessuras, é apresentado na Figura 22 a seguir.

Figura 22 – DGM fornecida pelo aparelho na mamografia digital (2D) e tomossíntese (3D).



Fonte: A autora (2025).

O conjunto de dados mostrado na Figura 22 apresenta uma mediana (representada pela linha central da caixa) de 1,565 mGy na modalidade 2D e 1,59 mGy na modalidade 3D. Os quartis (linha inferior e superior da caixa, equivalente aos percentis 25 e 75) são bem próximos entre os grupos, indicando uma dispersão semelhante, assim como os valores mínimos e máximos (linhas horizontais que se projetam fora da caixa) também são próximos.

Como é possível observar na Tabela 2, Tabela 3 e na Figura 22, os valores de DGM fornecidos pelo aparelho são semelhantes nas duas modalidades. Isso é corroborado pela análise estatística: o teste de Wilcoxon realizado forneceu como resultado um valor de p = 0,53, o que indica que não há diferença significativa entre a DGM na mamografia digital e tomossíntese.

A DGM calculada a partir da leitura da câmara de ionização é apresentada na Tabela 4 e Tabela 5, juntamente com o valor da exposição fornecido pela câmara e o *kerma* calculado.

Tabela 4 – Exposição, kerma e DGM calculada na mamografia digital.

Espessura (mm)	Exposição (mR) Média ± Desvio Padrão	Kerma (mGy) Média ± Desvio Padrão	DGM (mGy) Média ± Desvio Padrão
40	353,8 ± 0,9	3,026 ± 0,008	1,158 ± 0,003
50	501 ± 5	4,28 ± 0,04	1,36 ± 0,01
60	730 ± 11	6,2 ± 0,1	1,63 ± 0,02
70	1153 ± 17	9,8 ± 0,1	2,20 ± 0,03

Fonte: A autora.

Tabela 5 – Exposição, kerma e DGM calculada na tomossíntese.

Espessura (mm)	Exposição (mR) Média ± Desvio Padrão	Kerma (mGy) Média ± Desvio Padrão	DGM (mGy) Média ± Desvio Padrão
40	381 ± 5	3,25 ± 0,04	1,23 ± 0,02
50	525 ± 5	4,49 ± 0,05	1,41 ± 0,01
60	763 ± 3	6,52 ± 0,03	1,686 ± 0,007
70	1225 ± 6	10,46 ± 0,05	2,31 ± 0,01

Fonte: A autora.

Os valores apresentados nas Tabela 2, Tabela 3, Tabela 4 e Tabela 5 são uma média das 5 aquisições realizadas para cada espessura. Todos os valores obtidos, em cada uma das aquisições, encontram-se no Apêndice A deste trabalho.

A fim de verificar se a DGM fornecida pelo mamógrafo está em concordância com a DGM obtida a partir da leitura do detector, calculou-se o Coeficiente de Correlação de Concordância (CCC), conforme descrito na seção 3.7.2. O CCC obtido para mamografia digital foi 0,97 e o CCC obtido para a tomossíntese foi 0,99, o que indica uma forte concordância em ambos os casos. Assim, pode-se concluir que os valores de DGM fornecidos pelo mamógrafo são confiáveis, já que a DGM também foi medida a partir de um detector de radiação e os valores obtiveram uma alta concordância.

Na Tabela 6, Tabela 7 e na Figura 23, é possível observar os valores de dose obtidos nesse trabalho e os limites de dose estabelecidos pela EUREF (2018) e IN 92 (ANVISA, 2021).

Tabela 6 – Valores de dose obtidos e doses de tolerância e referência estabelecidas pela IN 92 para a mamografia digital.

Espessura mama equivalente (mm)	DGM média do aparelho[a] (mGy)	DGM média calculada[a] (mGy)	DGM de referência[b] (mGy)	DGM de tolerância[b] (mGy)
40	1,2	1,1	1,2	1,8
50	1,4	1,3	1,7	2,3
60	1,7	1,6	2,4	3,0
70	2,4	2,1	3,3	4,0

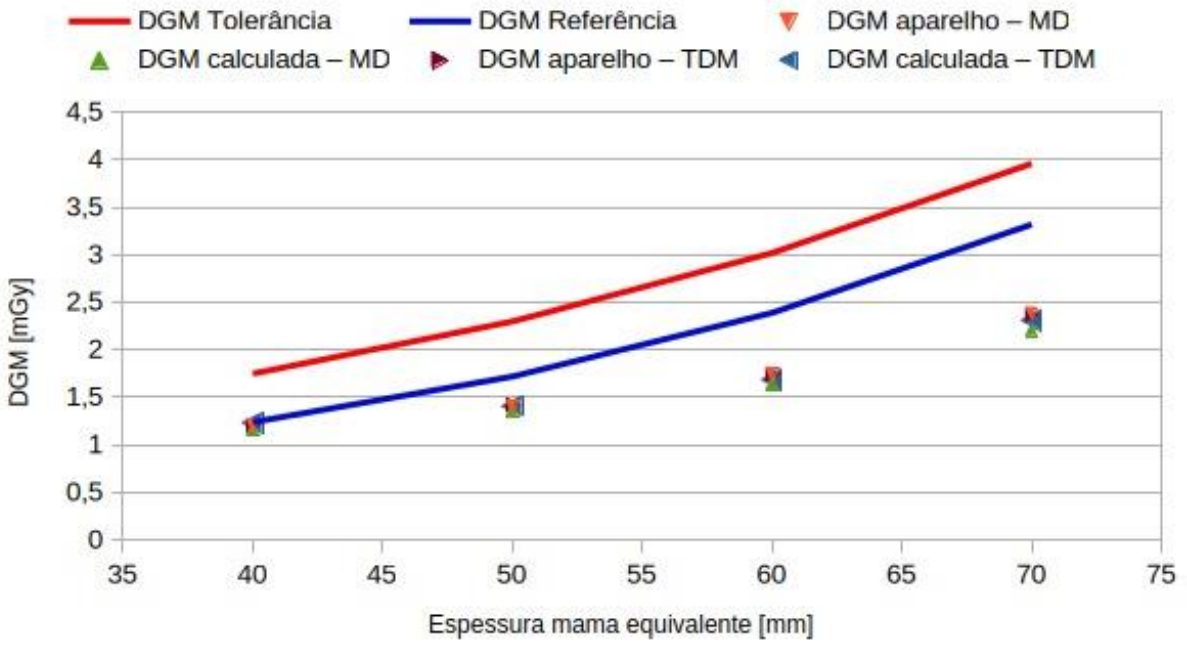
Fonte: a: A autora (2025). b: IN 92 (ANVISA, 2021).

Tabela 7 – Valores de dose obtidos e doses de tolerância e referência estabelecidas pela EUREF para tomossíntese.

Espessura mama equivalente (mm)	DGM média do aparelho[a] (mGy)	DGM média calculada[a] (mGy)	DGM de referência[b] (mGy)	DGM de tolerância[b] (mGy)
40	1,2	1,2	1,2	1,8
50	1,4	1,4	1,7	2,3
60	1,8	1,6	2,4	3,0
70	2,4	2,2	3,3	4,0

Fonte: Fonte: a: A autora. b: EUREF (2018).

Figura 23 – Valores de dose obtidos nesse trabalho, em mamografia digital (MD) e tomossíntese (TDM), e limites de dose estabelecidos pela IN 92 e EUREF.



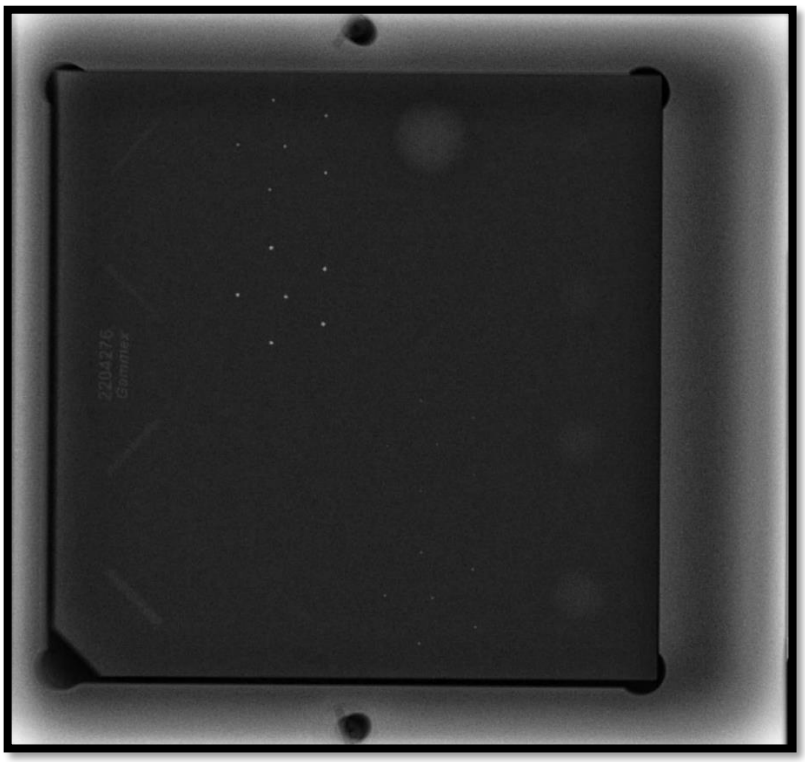
Fonte: A autora (2025).

Assim, verifica-se que todos os valores de dose obtidos nesse trabalho estão dentro dos limites de dose estabelecidos, estando de acordo com as doses de tolerância e de referência, tanto na mamografia digital, quanto na tomossíntese.

4.2. Imagem

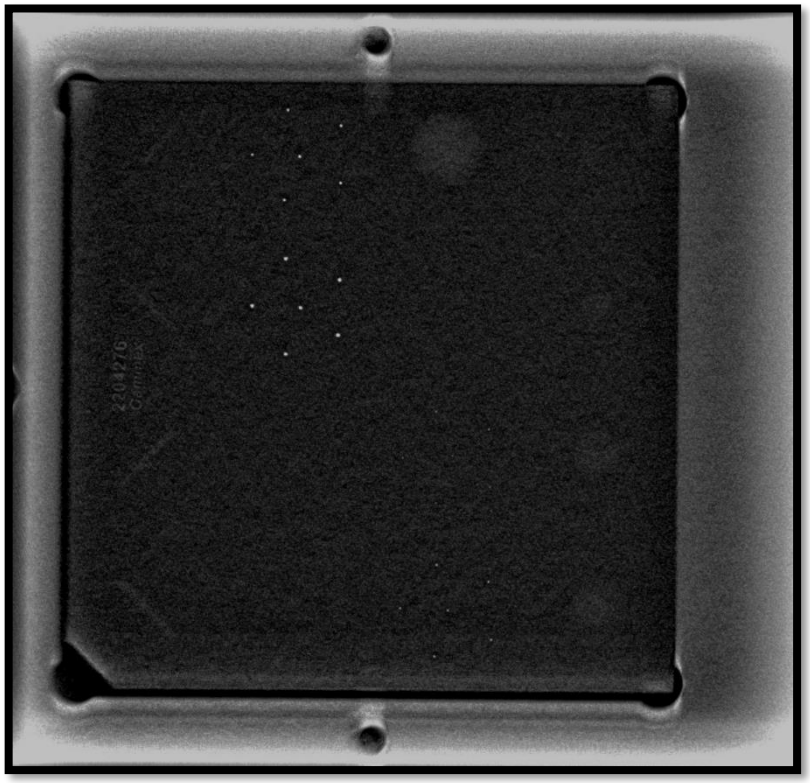
As imagens do simulador Mammo 156, no modo normal da mamografia digital e de forma sintetizada a partir da tomossíntese, são apresentadas na Figura 24 e Figura 25, respectivamente.

Figura 24 - Imagem 2D da mamografia digital.



Fonte: A autora (2025).

Figura 25 - Imagem 2D sintetizada a partir da aquisição em tomossíntese.

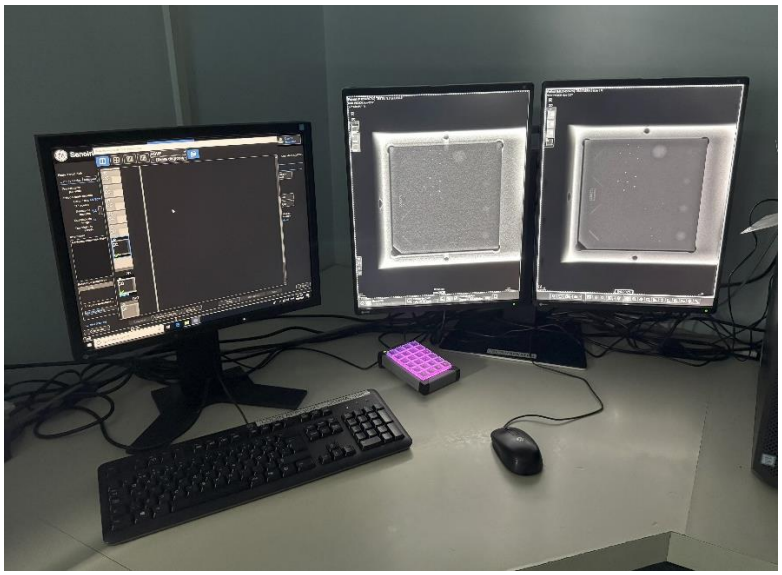


Fonte: A autora (2025).

Analisando as duas imagens é possível observar que a imagem da mamografia digital tem maior definição e é menos ruidosa do que a adquirida pela tomossíntese, mesmo ambas apresentando semelhança em relação aos parâmetros mínimos aceitáveis pelo ACR.

Podemos comprovar este resultado a partir das informações coletadas durante a visualização das imagens pelo sistema de diagnóstico (*workstation*), conforme apresentado na Figura 26 e na Tabela 8.

Figura 26 - Sistema de diagnóstico para imagens de mamografia (workstation).



Fonte: Autora (2025).

Tabela 8 - Quantidade de estruturas visualizadas em cada imagem.

	Fibras	**Microcalcificações**	**Massas**
Imagem 2D mamografia digital	5	4	4
Imagem 2D sintetizada tomossíntese	4	4	3,5

Fonte: A autora (2025).

Apesar da imagem sintetizada possuir uma qualidade inferior, é possível identificar o mínimo de estruturas necessário para a qualidade da imagem (4 fibras, 3 massas e 3 conjuntos de microcalcificações). O número de estruturas visualizadas é igual ou até mesmo acima dos valores mínimos nos dois tipos de imagem.

Ambos os sistemas são sensíveis o suficiente para registrar as fibras, possuem uma boa definição para exibir as microcalcificações e capacidade em mostrar as massas tumorais. Esses resultados fornecem segurança para utilizar os dois tipos de imagem, pois todas as estruturas mínimas foram identificadas, sem prejudicar o diagnóstico.

5 CONCLUSÕES

Para o mamógrafo utilizado nesse trabalho, não há diferença significativa entre os valores de DGM entregues nas duas modalidades. Portanto, a tomossíntese não fornece um risco maior ao paciente, que será submetido a aproximadamente à mesma quantidade de radiação que na mamografia digital.

Além de registrar os valores de DGM fornecidos pelo mamógrafo, a DGM também foi calculada a partir da leitura de um detector de radiação e os valores tiveram uma alta concordância entre si, o que indica que a dose registrada pelo equipamento de mamografia é confiável. Além disso, todos os valores de DGM obtidos nesse trabalho estão dentro dos limites de dose estabelecidos pela EUREF (2018) e IN 92/2021.

Em alguns equipamentos de tomossíntese, é possível gerar, além da imagem tomossintética, uma imagem 2D sintetizada, que é plana e semelhante à imagem da mamografia digital. Esse estudo verificou que a imagem sintetizada não possui a mesma definição e qualidade que a imagem da mamografia digital, porém é possível visualizar todas as estruturas mínimas necessárias estabelecidas pelo ACR.

Atualmente, o padrão para exame mamográfico de rotina é a mamografia, e a tomossíntese é considerada uma técnica complementar. Trata-se de uma tecnologia recente e estudos são necessários para aprimorar o sistema, a fim de possibilitar a obtenção de imagens sintetizadas com a mesma qualidade de imagem da mamografia digital. A imagem 2D sintetizada se complementa com os cortes da tomossíntese, formando um sistema capaz de fornecer uma maior quantidade de informações, com uma imagem volumétrica com vários cortes e uma imagem planar reconstruída, sem aumentar significativamente a dose de radiação em relação à mamografia digital.

Vale ressaltar que todas essas análises e resultados são para o equipamento de mamografia utilizado nesse estudo. Além disso, esse trabalho avalia a dose e qualidade da imagem das duas modalidades de exame mamográfico, sem entrar na questão custo benefício. Um equipamento de tomossíntese é mais custoso, ainda mais com um sistema que gera imagem 2D sintetizada, e imagens de tomossíntese demandam mais tempo e um profissional capacitado para analisá-las.

Além do mais, para ser considerado padrão em programas de rastreamento, é necessário que o exame seja acessível e viável em larga escala, sendo disponível

para milhões de mulheres em programas públicos no Brasil, requisitos que, atualmente, a mamografia cumpre de maneira mais eficaz.

A tomossíntese apresenta potencial para, futuramente, substituir a mamografia como principal método de rastreamento do câncer de mama. Contudo, ainda são necessários estudos que aprimorem o sistema, além de uma redução de custos e aumento da acessibilidade ao exame.

Para trabalhos futuros, recomenda-se a avaliação da dose e imagem com mamas reais. O mesmo procedimento realizado nesse estudo também pode ser feito em outros equipamentos de tomossíntese, de outras marcas e da rede pública. De maneira adicional, outros parâmetros, além da dose e qualidade da imagem, podem ser analisados, como fatores operacionais e econômicos, tempo de aquisição, custo-benefício, entre outros.

REFERÊNCIAS

ACR. **Mammography Quality Control Manual**. [s.l.] American College of Radiology, 1999.

ANVISA. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Instrução Normativa – IN Nº 92, de 27 de maio de 2021**. Diário Oficial da União, 2021.

ATTIX, F. H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. [S.l.]: John Wiley & Sons, 1986.

BAKER, J. A.; LO, J. Y. Breast tomosynthesis: state-of-the-art and review of the literature. **Academic Radiology**, v. 18, n. 10, p. 1298–1310, oct. 2011. DOI: https://doi.org/10.1016/j.acra.2011.06.011.

BUSHBERG, J. T. et al. **The essential physics of medical imaging**. 3. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

BUSHONG, S. C. **Ciência radiológica para tecnólogos.** 9. ed. *[S.l.]*: Elsevier Editora Ltda, 2010.

CASTILLO, M. et al. Tomosíntesis de mama: mamografía sintetizada versus mamografía digital. Impacto en la dosis. **Revista de Senología y Patología Mamaria**, v. 28, n. 1, p. 3-10, 2015. DOI: https://doi.org/10.1016/j.senol.2014.09.001.

COLÉGIO BRASILEIRO DE RADIOLOGIA E DIAGNÓSTICO POR IMAGEM. **Bases Físicas e Tecnológicas em diagnóstico por imagem - Física Médica para Residentes**, 2022. *E-book.* Disponível em: https://cbr.org.br/wp-content/uploads/2023/03/BASES-FISICAS-E-TENOLOGICAS_CPR_CBR_2022_VERSA_O_CURSO_FM-1.pdf. Acesso em: 30 jan. 2025.

DANCE, D. R. et al. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. **Physics in Medicine and Biology**, v. 45, n. 11, p. 3225–3240, 2000. DOI: https://doi.org/10.1088/0031-9155/45/11/308.

DANCE, D. R.; YOUNG, K. C.; VAN ENGEN, R. E. Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis: factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols. **Physics in Medicine and Biology**, v. 56, n. 2, p. 453–471, 2011. DOI: https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/2/011.

EUREF. European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services. **Protocol for the quality control of the physical and technical aspects of digital breast tomosynthesis systems**. Version 1.03. Nijmegen: Dutch Reference Centre for Screening, 2018.

FDA. FOOD AND DRUG ADMINISTRATION. **Premarket Approval (PMA) Approval for Selenia Dimensions 3D System**. Silver Spring, MD: FDA, 2011.

FDA. FOOD AND DRUG ADMINISTRATION (FDA). **Premarket Approval (PMA) Supplement Approval for Selenia Dimensions 3D System**. Silver Spring, MD: FDA, 2013.

FREIRE, S. M. **Bioestatística Básica**. Rio de Janeiro, RJ: Sergio Miranda Freire, 2021. *E-book.* Disponível em: http://www.lampada.uerj.br/bioestatisticabasica. Acesso em: 10 jan. 2025.

GILBERT, F. J. et al. The TOMMY trial: a comparison of TOMosynthesis with digital MammographY in the UK NHS Breast Screening Programme – a multicentre retrospective reading study comparing the diagnostic performance of digital breast tomosynthesis and digital mammography with digital mammography alone. **Health Technology Assessment**, v. 19, n. 4, p. 1–136, jan. 2015. DOI: https://doi.org/10.3310/hta19040

INCA. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. **Atualização em mamografia para técnicos em radiologia**. 2. ed. Rio de Janeiro, RJ: INCA, 2019.

INCA. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. **Atualização para técnicos em mamografia**. Rio de Janeiro, RJ: INCA, 2012.

INCA. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. **Diretrizes para a detecção precoce do câncer de mama no Brasil**. Rio de Janeiro, RJ: INCA, 2015.

INCA. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. **Estimativa 2023: incidência de Câncer no Brasil**. Rio de Janeiro, RJ: INCA, 2022.

KNOLL, G. F. **Radiation detection and measurement**. 4. ed. [S.I]: John Wiley & Sons, 2010.

LAMPERTI, P. J.; O'BRIEN, M. **Calibration of x-ray and gamma-ray measuring instruments**. Gaithersburg, MD: National Institute of Standards and Technology (NIST), 2001. (NIST Special Publication, 250-58).

MALES, M.; MILETA, D.; GRGIC, M.. Digital breast tomosynthesis: a technological review. **53rd International Symposium ELMAR**, p. 41–45, 2011.

SUN NUCLEAR CORPORATION**. Mammo 156 phantom**. Middleton: Sun Nuclear Corporation, [2022]. Disponível em: https://www.sunnuclear.com/uploads/documents/datasheets/Diagnostic/Mammo-156-Phantom_110222.pdf. Acesso em: 30 maio 2025.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. **Física das Radiações**. *[S.l.]*: Oficina de Textos, 2010.

PUBLIC HEALTH ENGLAND. **Technical evaluation of GE Healthcare Senographe Pristina digital breast tomosynthesis system**. London: NHS Breast Screening Programme, 2019. (NHSBSP Equipment Report).

REISER, I.; SECHOPOULOS, I. A review of digital breast tomosynthesis. **Medical Physics International Journal**, v. 2, n. 1, p. 57–66, 2014.

SANTOS, A. **Física Médica Em Mamografia**. *[S.l.]*: Revinter, 2009.

SANTOS, A. L. N. dos. **Inovações metodológicas para estimar densidade da mama em distintas composições mamárias**. [Dissertação Mestrado]. Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Instituto de Biociências de Botucatu. Botucatu/SP, 2022

SILVA, L. C. DA et al. Política nacional de atenção integral a saúde da mulher: revisão de literatura. **Europub Journal of Health Research**, v. 5, n. 1, p. 75–93, 2024. DOI: 10.54747/ejhrv5n1-005.

SKAANE, P. et al. Comparison of digital mammography alone and digital mammography plus tomosynthesis in a population-based screening program. **Radiology**, v. 267, n. 1, p. 47-56, abr. 2013. DOI: https://doi.org/10.1148/radiol.12121373

TAUHATA, L. et al. **Radioproteção e dosimetria: fundamentos**. 10. ed. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria, 2014.

TRALDI, M. C. et al.. Demora no diagnóstico de câncer de mama de mulheres atendidas no Sistema Público de Saúde. **Cadernos Saúde Coletiva**, v. 24, n. 2, p. 185–191, abr. 2016. DOI: https://doi.org/10.1590/1414-462X201600020026.

WU, G.; MAINPRIZE, J. G.; YAFFE, M. J. Characterization of a constrained paired-view technique in iterative reconstruction for breast tomosynthesis. **Medical Physics**, v. 40, n. 10, p. 101901, set. 2013. DOI: https://doi.org/10.1118/1.4819943.

APÊNDICE A – PARÂMETROS E VALORES OBTIDOS PARA CADA UMA DAS 5 AQUISIÇÕES EM CADA ESPESSURA

Tabela 9 - Técnicas radiográficas e DGM fornecida pelo mamógrafo na mamografia digital.

	40 mm	**50 mm**	**60 mm**	**70 mm**
Tensão (kV)	34	34	34	34
	34	34	34	34
	34	34	34	34
	34	34	34	34
	34	34	34	34
Produto corrente-tempo (mAs)	24,5	33,6	47,3	74
	24,3	33,5	46,5	71,6
	24,4	33,9	47,1	71,7
	24,4	33,3	48,6	72
	34,3	34	47,3	71,4
Alvo/filtro	Rh/Ag	Rh/Ag	Rh/Ag	Rh/Ag
	Rh/Ag	Rh/Ag	Rh/Ag	Rh/Ag
	Rh/Ag	Rh/Ag	Rh/Ag	Rh/Ag
	Rh/Ag	Rh/Ag	Rh/Ag	Rh/Ag
	Rh/Ag	Rh/Ag	Rh/Ag	Rh/Ag
DGM (mGy)	1,21	1,41	1,74	2,45
	1,19	1,4	1,71	2,37
	1,21	1,41	1,73	2,37
	1,21	1,39	1,79	2,37
	1,21	1,42	1,74	2,37

Fonte: Autora (2025).

Tabela 10 - Técnicas radiográficas e DGM fornecida pelo mamógrafo na tomossíntese.

	40 mm	**50 mm**	**60 mm**	**70 mm**
Tensão (kV)	34	34	34	34
	34	34	34	34
	34	34	34	34
	34	34	34	34
	34	34	34	34
Produto corrente-tempo (mAs)	24,2	33,7	47,8	73,5
	24,4	33,6	47,9	73,4
	24,9	33,4	47,9	73,4
	24,4	34,1	47,9	73,1
	24,3	33,6	48	72,9
Alvo/filtro	Rh/Ag	Rh/Ag	Rh/Ag	Rh/Ag
	Rh/Ag	Rh/Ag	Rh/Ag	Rh/Ag
	Rh/Ag	Rh/Ag	Rh/Ag	Rh/Ag
	Rh/Ag	Rh/Ag	Rh/Ag	Rh/Ag
	Rh/Ag	Rh/Ag	Rh/Ag	Rh/Ag
DGM (mGy)	1,17	1,43	1,76	2,37
	1,22	1,43	1,75	2,37
	1,23	1,43	1,76	2,37
	1,22	1,43	1,75	2,37
	1,17	1,43	1,75	2,37

Fonte: Autora (2025).

Tabela 11 - Temperatura, pressão, exposição, kerma e DGM calculada a partir da medição com o detector na mamografia digital.

	40 mm	**50 mm**	**60 mm**	**70 mm**
Temperatura (ºC)	19,3	19,1	19	19
	19,3	19,1	19	19
	19,3	19,1	19	19
	19,3	19,1	19	19
	19,3	19,1	19	19
Pressão (mb/hPa)	1018	1018	1018	1019
	1018	1018	1018	1019
	1018	1018	1019	1019
	1018	1018	1019	1019
	1018	1018	1019	1019
Exposição (mR)	355,4	500,3	728,9	1182
	353,4	498,8	717,2	1144
	353,5	505,1	726,7	1146
	353,7	495,1	748,5	1151
	353,2	506,9	729	1141
Kerma (mGy)	3,04	4,28	6,23	10,09
	3,02	4,26	6,13	9,76
	3,02	4,32	6,20	9,78
	3,02	4,23	6,39	9,82
	3,02	4,33	6,22	9,74
DGM (mGy)	1,16	1,36	1,63	2,26
	1,16	1,35	1,61	2,19
	1,16	1,37	1,62	2,19
	1,16	1,34	1,67	2,20
	1,16	1,38	1,63	2,18

Fonte: Autora (2025).

Tabela 12 - Temperatura, pressão, exposição, kerma e DGM calculada a partir da medição com o detector na tomossíntese.

	40 mm	**50 mm**	**60 mm**	**70 mm**
Temperatura (ºC)	19,1	19,1	19	19
	19,1	19,1	19	19
	19,1	19,1	19	19
	19,1	19,1	19	19
	19,1	19,1	19	19
Pressão (mb/hPa)	1018	1018	1019	1019
	1018	1018	1019	1019
	1018	1018	1019	1019
	1018	1018	1019	1019
	1018	1018	1019	1019
Exposição (mR)	378,5	523,5	759,8	1224
	377,3	526,3	766,5	1232
	388,9	519,4	761,3	1224
	378,1	533,5	766,5	1228
	381,2	522,7	762,7	1217
Kerma (mGy)	3,23	4,47	6,49	10,45
	3,22	4,50	6,54	10,52
	3,32	4,44	6,50	10,45
	3,23	4,56	6,54	10,48
	3,26	4,47	6,51	10,39
DGM (mGy)	1,23	1,40	1,68	2,31
	1,22	1,41	1,69	2,32
	1,26	1,39	1,68	2,31
	1,22	1,43	1,69	2,32
	1,23	1,40	1,68	2,30

Fonte: Autora (2025).

APÊNDICE B – CAMADA SEMIRREDUTORA (CSR)

A camada semirredutora (CSR), equivalente à espessura do material absorvedor que é capaz de reduzir a intensidade do feixe de raios X pela metade de seu valor inicial, foi determinada utilizando filtros de 0,1 mm de alumínio. Na incidência craniocaudal, a câmara de ionização foi posicionada sobre o *bucky*, com técnica de 34 kV e 32 mAs, e combinação alvo filtro de Rh/Ag. A CSR obtida foi de 0,56 mmAl. Os valores obtidos nesse procedimento se encontram na Tabela 13.

Tabela 13 - Dados para obtenção da CSR.

Filtro (mm Al)	Exposição (mR)
0	472,4
0,1	405,3
0,2	352,1
0,3	308,6
0,4	272,2
0,5	241,5
0,6	232,4
0,7	207,9

Fonte: Autora (2025).