

UFRJ

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
CENTRO DE CIÊNCIAS MATEMÁTICAS E DA NATUREZA
INSTITUTO DE FÍSICA
BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

Roberta Ferreira dos Santos

AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DA FORÇA DE COMPRESSÃO NO VALOR DA DOSE GLANDULAR MÉDIA EM EXAMES DE MAMOGRAFIA DIGITAL

Rio de Janeiro
2024



UFRJ

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
CENTRO DE CIÊNCIAS MATEMÁTICAS E DA NATUREZA
INSTITUTO DE FÍSICA
BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

Roberta Ferreira dos Santos

AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DA FORÇA DE COMPRESSÃO NO VALOR DA DOSE GLANDULAR MÉDIA EM EXAMES DE MAMOGRAFIA DIGITAL

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

Orientador: Dr. Sergio Ricardo de Oliveira

.

Rio de Janeiro
2024



UFRJ

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
CENTRO DE CIÊNCIAS MATEMÁTICAS E DA NATUREZA
INSTITUTO DE FÍSICA
BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

Roberta Ferreira dos Santos

AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DA FORÇA DE COMPRESSÃO NO VALOR DA DOSE GLANDULAR MÉDIA EM EXAMES DE MAMOGRAFIA

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

Aprovado em: _13__ de __Junho___ de _2024_.

BANCA EXAMINADORA:

Sergio Ricardo, D.Sc. – Fiocruz (Orientador)

Claudio Domingues de Almeida, D.Sc. – IRD/CNEN

Simone Coutinho Cardoso, D.Sc. – IF/UFRJ

“Naquela mesa ‘tá faltando ele
E a saudade dele ‘tá doendo em mim.”

(Canção de Nelson Gonçalves e Raphael Rabello, Naquela Mesa)

Para meu eterno e amado avô Waldir.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais que, se desde o início não tivessem me apoiado, eu não chegaria até aqui e nem sequer entraria na UFRJ. Muito obrigada por abraçarem esse sonho comigo, pelo sustento e por tudo que fizeram e fazem por mim.

Gratidão ao meu irmão que mesmo em muitos (muitos, mesmo) momentos de estresse, soube ser um ótimo ouvinte, conselheiro e apoiador em vários momentos que precisei. Por vezes deixou tudo mais leve, divertido e descontraído.

Quando eu estava prestes a desistir, conheci uma das pessoas mais incríveis e que hoje, não é só meu namorado, mas o melhor companheiro e incentivador que eu poderia ter na vida. Ramon, muito obrigada por existir. Muito obrigada por ter sido uma das minhas motivações para continuar e se hoje eu estou me formando, saiba que é muito graças a você também. Agradeço também aos meus sogros e toda família por terem me recebido de braços abertos com tanto carinho e cuidado.

A minha amiga Adriana que me ajudou a estudar, me incentivou e sempre foi uma inspiração pra mim. Sou grata também as minhas amigas Marcelle, Larissa e Rafaela que sempre torceram por mim, se interessavam pelo meu curso e em como estava indo na faculdade. Finalmente acabou, amigas! As minhas meninas Marcella, Marcinha e Natasha, por nunca terem soltado minha mão e sempre me apoiaram e incentivaram.

Aos meus queridos amigos que conheci na UFRJ durante essa trajetória, especialmente Pedro Lourenço gratidão demais por nossas vidas terem se cruzado. Por todos os momentos que passamos juntos, sejam de preocupação com provas, alegrias com boas notas ou diversão nos nossos rolés. Amigas da panelinha, especialmente Elisa e Stella, vocês foram os melhores amigos que eu poderia ter. E nessa reta final, agradeço muito a Beatriz que se tornou uma amiga muito especial e tem me ajudado e apoiado muito.

Gratidão a todos os professores que muito me ensinaram, inclusive aqueles que disseram que eu deveria mudar de curso. Agradecimento especial para minha orientadora Malena que me acolheu no meu pior momento da graduação e com muita empatia e carinho, me deu um voto de confiança. Sem ela, provavelmente eu não chegaria até aqui.

Ao nosso querido e eterno professor Odair, por todos os ensinamentos relacionados a física médica, mas também ao apoio ao nosso Centro Acadêmico, do qual eu fiz parte durante quase toda graduação.

A professora Simone por ter feito eu me apaixonar por física experimental, ao ponto de me tornar monitora e ser uma das minhas matérias preferidas da graduação.

Aos profissionais que foram meus supervisores de estágio: Zé e Luana em Medicina Nuclear, Marina em Radioterapia, Sérgio e Natália em Radiodiagnóstico. Vocês me ensinaram sobre a Física Médica de uma maneira tão brilhante, que eu me apaixonei pelas três áreas. Facilmente atuaria em qualquer uma das três!

Ao meu querido orientador Sérgio (mais uma vez), que me acolheu e aceitou como orientanda para realizar esse trabalho no momento em que tudo deu errado. Ouviu muito meus desabafos e meu desespero. Obrigada pela paciência e confiança.

Aos meus cachorrinhos, Rick, Leona e Zoe, que deixaram os dias mais leves com seu companheirismo e amor. Também a Mag e Dora, que mesmo não sendo minhas, me adotaram também e estão sempre por perto.

Por último, mas não menos importante, agradeço a mim mesma. Por eu ter sido resistente e insistente, por eu ter me dado a chance de realizar um sonho, por não ter desistido, por querer ser motivo de orgulho para os meus pais. Por ter aproveitado intensamente esses anos de curso, tanto estudando e me dedicando, quanto me divertindo.

RESUMO

O câncer de mama é considerado uma das maiores causas de morte em mulheres. Com a inserção da mamografia de rastreio, é possível detectar tumores assintomáticos e não palpáveis pelo autoexame, além de diagnosticar precocemente o câncer, aumentando a probabilidade de cura. Apesar dos benefícios da mamografia, deve-se levar em consideração que o exame faz uso de radiação ionizante e embora baixa, existe a possibilidade de indução ao câncer. Sendo assim, a Dose Glandular Média (DGM) que descreve a dose absorvida pela mama, deve ser monitorada e principalmente reduzida ao máximo, mantendo a qualidade do exame. A força de compressão aplicada no exame de mamografia pode contribuir para a redução da DGM através da redução da espessura da mama, além de favorecer na qualidade da imagem. Desta forma, o objetivo principal deste trabalho é avaliar a influência da força de compressão no valor da DGM. Para isso, foi necessário a construção de um simulador que permitisse a compressão e ao mesmo tempo sofresse uma pequena deformação, simulando assim o processo real de compressão da mama. O simulador foi esquematizado com diferentes espessuras (40 mm, 50 mm, 60 mm e 70 mm) e foi irradiado em um mamógrafo digital, tendo as forças de compressão variadas com os seguintes valores: 50, 100, 150 e 200 N. O material utilizado para a confecção do simulador utilizou placas de gel com 10 mm de espessura cada. Para evitar uma deformação demasiada, foram adicionadas, como base, dois diferentes tipos de materiais, somando uma espessura de 30 mm. No primeiro simulador foram utilizadas placas de PMMA e no outro simulador foi utilizado um conjunto de placas do simulador da CIRS^{TM}, do fantoma modelo 014A, cujo material é composto de tecido equivalente ao mamário, correspondendo a 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo. Com as medidas tomadas de todas as exposições, foram calculadas as médias da DGM correspondente a cada espessura e força. Considerando intervalo de confiança de 95% do teste estatístico ANOVA, pode-se dizer que para os diferentes tipos de materiais com diferentes espessuras, para a variação de forças de 100 N para 150 N, conforme a força aumentou a dose diminuiu. Ao passo que entre 150 N e 200 N, apenas algumas faixas possuem diferenças estatisticamente significativa, comprovando a necessidade e a importância que a força esteja entre 100 N e 150 N, sendo assim mais eficiente e mais próxima do real conforme determinado em legislação.

Palavras-chave: Mamografia; Força de Compressão; Dose Glandular Média

ABSTRACT

Breast cancer is considered one of the biggest causes of death in women. With the inclusion of screening mammography, it is possible to detect asymptomatic and non-palpable tumors through self-examination, in addition to diagnosing cancer early, increasing the likelihood of a cure. Despite the benefits of mammography, it must be taken into account that the exam uses ionizing radiation and, although low, there is the possibility of inducing cancer. Therefore, the Mean Glandular Dose (MGD), which describes the dose absorbed by the breast, must be monitored and mainly reduced as much as possible, maintaining the quality of the exam. The compression force applied during mammography examinations can contribute to reducing MGD by reducing breast thickness, in addition to improving image quality. Therefore, the main objective of this work is to evaluate the influence of compression force on the DGM value. To achieve this, it was necessary to build a simulator that allowed compression and at the same time suffered a small deformation, thus simulating the real process of breast compression. The simulator was designed with different thicknesses (40 mm, 50 mm, 60 mm and 70 mm) and was irradiated in a digital mammograph, with the compression forces varied with the following values: 50, 100, 150 and 200 N. The material used to make the simulator used gel plates each 10 mm thick. To avoid excessive deformation, two different types of materials were added as a base, totaling a thickness of 30 mm. In the first simulator, PMMA plates were used and in the other simulator, a set of plates from the CIRSTM simulator, from the model 014A phantom, was used, whose material is composed of tissue equivalent to the breast, corresponding to 50% glandular tissue and 50% tissue adipose. With the measurements taken from all exposures, the averages of the DGM corresponding to each thickness and strength were calculated. Considering the 95% confidence interval of the ANOVA statistical test, it can be said that for different types of materials with different thicknesses, for the variation of forces from 100 N to 150 N, as the force increased the dose decreased. While between 150 N and 200 N, only some ranges have statistically significant differences, proving the need and importance for the force to be between 100 N and 150 N, thus being more efficient and closer to the real one as determined by legislation.

Keywords: Mammography; Compression Force; Mean Glandular Dose

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Domínio de três das principais interações dos fótons com a matéria, de acordo com o Z do material absorvedor em função da energia do fóton incidente 06

Figura 2 – Representação do Espalhamento Compton 07

Figura 3 – Representação esquemática do Efeito Fotoelétrico 08

Figura 4 – Representação do Espalhamento Rayleigh 09

Figura 5 – Espectro de raios X usado em mamografia 09

Figura 6 – Radiografia da Mama em 1927 11

Figura 7 – Primeiros mamógrafos: (a) Primeiro mamógrafo em 1965 – Trepied; (b) Primeiro modelo comercial do Senographe em 1966 12

Figura 8 – Sistema CR: (a) Mamógrafo Digital; (b) digitalizadora 14

Figura 9 – Evolução dos mamógrafos representadas em imagens mamográficas: (a) mamógrafo convencional; (b) mamógrafo digital e (c) mamógrafo 3D 15

Figura 10 – Composição da mama feminina 16

Figura 11 – Processo de formação da imagem na mamografia 17

Figura 12 – Geometria do feixe de raios X no mamógrafo 20

Figura 13 – (a) mesa de controle; (b) sistema indicativo de ângulo do mamógrafo, espessura da mama e força de compressão 21

Figura 14 – Mamógrafo Digital Senographe Pristina GE 24

Figura 15 – Materiais utilizados para a construção dos simuladores de mama: (a) PMMA, (b) fantoma e (c) almofada de gel 25

Figura 16 – Conjunto de simuladores de mama comprimidos no mamógrafo: (a) fantoma + gel; (b) PMMA + gel 26

Figura 17 – Imagem do simulador e dados dos parâmetros obtidos no software MicroDicon 27

Figura 18 – Gráficos comparativos PMMA X FANTOMA 32

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Média de DGM e desvio padrão obtidos em variadas forças de compressão em cada espessura do simulador PMMA+GEL 28

Tabela 2 – Média de DGM e desvio padrão obtidos em variadas forças de compressão em cada espessura do simulador FANTOMA+GEL 29

Tabela 3 – Dados obtidos com o teste ANOVA de comparação par a par, para observação do quão estatisticamente significativo são as diferenças das médias de DGM entre as forças 100 N e 150 N 30

Tabela 4 – Dados obtidos com o teste ANOVA de comparação par a par, para observação do quão estatisticamente significativo são as diferenças das médias de DGM entre as forças 150 N e 200 N 31

Tabela 5 – Valores mínimos e máximos das técnicas radiográficas kV e mAs utilizadas nas exposições do conjunto PMMA + GEL, para as variações de espessura e força de compressão 38

Tabela 6 – Valores de mínimos e máximos das técnicas radiográficas kV e mAs utilizadas nas exposições do conjunto FANTOMA + GEL, para as variações de espessura e força de compressão 39

Tabela 7 – Valores de DGM obtidos das 30 exposições do simulador PMMA + GEL na espessura de 40 mm 40

Tabela 8 – Valores de DGM obtidos das 30 exposições do simulador FANTOMA + GEL na espessura de 40 mm 41

Tabela 9 – Valores de DGM obtidos das 30 exposições do simulador PMMA + GEL na espessura de 50 mm 42

Tabela 10 – Valores de DGM obtidos das 30 exposições do simulador FANTOMA + GEL na espessura de 50 mm 43

Tabela 11 – Valores de DGM obtidos das 30 exposições do simulador PMMA + GEL na espessura de 60 mm 44

Tabela 12 – Valores de DGM obtidos das 30 exposições do simulador FANTOMA + GEL na espessura de 60 mm 45

Tabela 13 – Valores de DGM obtidos das 30 exposições do simulador PMMA + GEL na espessura de 70 mm 46

Tabela 14 – Valores de DGM obtidos das 30 exposições do simulador FANTOMA + GEL na espessura de 70 mm 47

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Ag – Prata

CAE – Controle Automático de Exposição

CR – Radiologia Computadorizada

Cu – Cobre

DEP – Dose de Entrada na Pele

DGM – Dose Glandular Média

DR – Radiologia Digital

HVL – Half Value Layer (camada semirredutora)

IDH – Índice de Desenvolvimento Humano

IN – Instrução Normativa

kV – quilovolts

K_{ar} – Kerma do ar

mAs – miliampere vezes segundo

MS – Ministério da Saúde

Mo – Molibidênio

N – Newton

OMS – Organização Mundial de Saúde

PMMA – Polimetil Meta Acrilato

RCC – Cranio Caudal Direita

Rh – Ródio

Z – Número atômico

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO 1

2. OBJETIVOS 5

2.1. Objetivo Geral 5

2.2. Objetivos Específicos 5

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA 6

3.1. A Física das Radiações aplicadas na Mamografia 6

3.2. Breve histórico da Mamografia 11

3.3. Características da mama e fatores para a formação da imagem 15

4. MATERIAIS E MÉTODOS 23

4.1. Os simuladores 24

4.2. Esquema experimental 25

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO 27

5.1. Coleta dos dados 27

5.2. Análise estatística e comparativa da influência da força de compressão na DGM 28

5.3. Análise comparativa dos materiais utilizados 31

6. CONCLUSÕES 33

REFERÊNCIAS 34

APÊNDICE I – Medidas de DGM obtidas dos simuladores em cada espessura e técnicas radiográficas utilizadas 38

1 INTRODUÇÃO

Ao longo dos anos, a história tem mostrado que as principais nações mundiais têm se preocupado com as condições de vida de sua população. Isto pode ser comprovado através do nível de desenvolvimento do país, da qualidade de saúde de sua população e o aumento da expectativa de vida de seu povo. Por isso, a saúde, de forma ampliada, é um dos alicerces para indicativos de desenvolvimento de um país (GADELHA & COSTA, 2012).

Fundamentalmente, a Saúde Pública é chave neste processo e os cuidados em relação às doenças como endemias, pandemias ou mesmo doenças crônicas são essenciais para garantir uma boa qualidade de vida da população. Dentre as doenças crônicas que afetam a população mundial podemos citar as doenças cardiovasculares, a diabetes e o câncer (WILD *et al*., 2020).

Inúmeros são os fatores que influenciam na qualidade de vida da população, como a saúde física e mental; as condições financeiras; a realização profissional; hábitos alimentares; educação; habitação; saneamento; entre outros. Cada um destes fatores de alguma forma contribui para o agravamento do estado de saúde da população de um país e, sendo um país subdesenvolvido ou em desenvolvimento econômico, a situação ainda é um pouco pior, devido ao agravamento provocado por determinantes sociais. Todos estes fatores podem influenciar diretamente no aumento dos casos de câncer, bem como nas altas taxas de mortalidade (BUSS & PELLEGRINI FILHO, 2007; INCA, 2022).

De acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS), estima-se que haverá mais de 35 milhões de novos casos de câncer até 2050, representando um aumento de quase 80% em relação ao número de 20 milhões estimados em 2022. Ainda segundo o órgão, os principais fatores que aceleram o crescimento desta estimativa são o envelhecimento e crescimento da população, alterações das pessoas à exposição a agentes de risco, além de fatores associados às questões socioeconômicas, como a obesidade, alcoolismo e tabagismo (AGÊNCIA BRASIL, 2024).

Assim, em países onde o Índice de Desenvolvimento Humano (IDH) é considerado alto, as ações de detecção precoce e tratamento do câncer são mais eficientes e impactam diretamente tanto no índice de incidências quanto na taxa de mortalidade, mortalidade por câncer. Em contrapartida, nos países menos desenvolvidos, onde faltam políticas públicas eficientes para dar condições de acesso à Saúde, que melhorem a eficiência do diagnóstico e acesso ao tratamento de qualidade, as taxas só tendem a aumentar (INCA, 2022).

As mulheres de países com IDH mais baixo têm 50% menos probabilidade de serem diagnosticadas com câncer de mama do que as mulheres de países com IDH mais alto, mas correm um risco muito maior de morrerem da doença devido ao diagnóstico tardio e ao acesso inadequado a um tratamento de qualidade (OPAS, 2024).

A comprovação deste fato está descrita nos últimos relatórios de estimativa sobre incidência de câncer no país, que mostram o aumento progressivo das taxas. No Brasil, foram estimados para o triênio 2023-2025, 704 mil novos casos de câncer. Exceto o câncer de pele não melanoma, o câncer de mama feminino aparece como sendo o de maior incidência entre as mulheres, indicando uma estimativa de 73 mil novos casos em mulheres, corroborando com os números apresentado pela própria OPAS, que afirma que na maioria dos países estimados, 157 entre 185 países, o câncer de mama feminino é o comumente diagnosticado e o maior causador de morte entre as mulheres (INCA, 2022; OPAS, 2024).

O alto índice de casos de câncer de mama feminino não é um fato atual. Anos após a descoberta dos raios X, diferentes metodologias foram desenvolvidas para facilitar a detecção precoce do câncer de mama, de forma a reduzir os índices de mortalidade (INCA, 2015). Em meados dos anos de 1960 foi desenvolvido o primeiro equipamento dedicado ao exame de mamografia, porém até o final da década seguinte seu desenvolvimento ainda enfrentava fortes desconfianças do universo médico, que questionavam a intensa exposição às radiações ionizantes frente ao benefício para o diagnóstico. Por outro lado, haviam os defensores do uso da nova técnica, que afirmavam a capacidade de detecção da doença precocemente, aumentando a expectativa de vida da paciente (PORTO *et al*., 2013).

O fato é que a mamografia garantiu o seu espaço e hoje é considerado um dos métodos mais precisos no diagnóstico do câncer de mama. Mesmo assim é necessário minimizar os riscos de incidência dos casos com a atenção devida à saúde da mulher. Apesar de apenas 10% dos casos serem atribuídos a fatores hereditários, esse fato não deixa de ser um dos pontos de grande risco, bem como as taxas hormonais, os fatores reprodutivos, certos tipos de doença benigna da mama, idade e raça, que não podem ser alterados. Além disso, existem fatores que podem e devem ser evitados, como excesso de gordura corporal, alcoolismo, exposição à radiação ionizante, tabagismo e sedentarismo (INCA, 2019).

Apesar dos benefícios do exame, há quem ainda indique os riscos associados à exposição às radiações ionizantes como sendo algo de extremo risco sem levar em consideração nenhum benefício, como por exemplo a redução da mortalidade por câncer de mama em mulheres (INCA, 2015). Ainda que as probabilidades sejam baixas, porém não negligenciáveis, o exame de rastreio pode induzir câncer por exposição à radiação, mas considerando os benefícios, tanto no tecido da mama quanto nos órgãos expostos, a saúde da mulher prevalece em função do tipo de tratamento, de acordo com a gravidade. Por isso, a monitoração da dose absorvida pela mama é fundamental, através do controle de qualidade, a fim de garantir que não ocorram doses elevadas (SULEIMAN *et al*., 2017).

O exame de mamografia de rastreio nada mais é do que um procedimento presente entre um

conjunto de medidas para prevenção e cuidado da saúde da mulher, que ganhou valor a partir dos anos de 1990, após a redemocratização e a consolidação do Programa de Atenção Integral à Saúde da Mulher (PAISM) (PORTO, 2013). Para fins de controle e rastreamento do câncer de mama, o Ministério da Saúde (MS) recomenda que a mamografia de rastreio seja realizada em um intervalo de 2 (dois) anos, para mulheres consideradas assintomáticas, ou seja, quando não apresentam nenhum sinal da doença. Em relação ao início da idade para realização do exame, há algumas divergências justificáveis, como o caso do MS que orienta que seja a partir dos 50 anos, para mulheres assintomáticas e aos 35 anos para o grupo de risco (INCA, 2007). Já a Sociedade de Mastologia, indica o início do acompanhamento a partir dos 40 anos anualmente, também para mulheres assintomáticas (SBM, 2022). Fora deste critério, o MS indica o exame anual para mulheres consideradas de risco, com doenças diagnosticada; ou em situações que estejam fora do padrão, como no caso da necessidade de terapia hormonal, ou em procedimentos pré-operatório, como cirurgia plástica; ou pós mastectomia (INCA, 2007).

Quando um exame de mamografia é realizado, são obtidos alguns dados fundamentais para se determinar os parâmetros de utilização do equipamento frente às características da mama feminina. Atualmente, a principal grandeza é a dose glandular média (DGM), que pode ser obtida a partir de fatores associados ao equipamento de mamografia. A grandeza DGM pode ser calculada através de simulação ou por metodologias estabelecidas por alguns pesquisadores como Dance e Wu (SULEIMAN *et al*., 2017).

Para um exame de qualidade, é necessário que o mamógrafo ofereça parâmetros técnicos que estejam em plenas condições de fornecer imagens com alta qualidade. Dentre estes parâmetros podemos citar a tensão aplicada ao tubo de raios X (kV) e o produto da corrente do filamento com o tempo de exposição (mAs) utilizada para produzir os fótons, que fornecem condições para definição do contraste da imagem, com a finalidade de tornar possível a identificação das estruturas da mama (INCA, 2007).

Outra característica técnica importante para aquisição de um exame com qualidade são as combinações de alvo e filtro do equipamento. De acordo com as características de densidade do tecido mamário, o papel fundamental deste conjunto é melhorar a qualidade do espectro de energia dos raios X, proporcionando melhor definição da imagem, como também um melhor contraste para a imagem. Atualmente os equipamentos de mamografia comumente comercializados apresentam em suas estruturas de alvo e filtro combinações com Molibdênio (Mo), Ródio (Rh) e Prata (Ag) (BUSHBERG et al., 2002).

A força de compressão aplicada no exame de mamografia pode influenciar na qualidade da imagem mamográfica. Através da força de compressão é possível reduzir a espessura da mama,

minimizando a sobreposição de tecidos e assim, melhorando a definição da imagem, reduzindo principalmente o borramento da imagem, provocado pelo espalhamento de fótons durante a interação com o tecido mamário. Além disso, é possível observar uma ligação direta entre espessura, densidade e a dose de radiação na mama (ARENAS et al., 2022).

Apesar de haver normas e orientações que já correlacionam a importância da compressão para a qualidade do exame de mamografia feminina, e de constar na legislação determinações que o dispositivo deve fornecer força de compressão máxima entre 150 N e 200 N (Newtons) (ANVISA, 2021), o que foi observado na prática da experiência profissional durante os exames de mamografia é a aplicação de valores bem menores de compressão, em função de queixas por parte das pacientes ou mesmo o despreparo das próprias profissionais que realizam o exame e questionam a eficiência do procedimento em relação ao conforto da paciente.

O fato é que, de acordo com a literatura, é possível observar que além dos outros parâmetros apresentados, a força de compressão tem relação direta com a redução da DGM, de modo que, quanto maior a força de compressão aplicada, menor é a exposição e consequentemente menor é a DGM resultante sobre a mama, tendo em vista que ao reduzir a espessura da mama, há redução da dose (INCA, 2019).

Diante dos fatos apresentados, torna-se necessário estudar de que forma o comportamento da variação da força de compressão altera na redução de dose e que questionamentos é possível levantar frente as recomendações nacionais em comparação com as aplicadas no restante do mundo, além de não esquecer a qualidade e conforto no atendimento à mulheres durante o procedimento.

É importante ressaltar que os profissionais que executam o exame devem ser orientados sobre essa influência. O exame de mamografia pode causar um leve desconforto à paciente, devido a compressão. Por isso, o profissional deve se atentar a fazer uma compressão que mantenha um bom padrão de qualidade, mas que cause o mínimo de desconforto possível.

2 OBJETIVOS

2.1. Objetivo Geral

Analisar de que maneira a força de compressão aplicada no equipamento de mamografia pode influenciar no resultado da Dose Glandular Média, sem deixar de lado o conforto à paciente e a qualidade da imagem produzida.

2.2. Objetivos Específicos

- → Caracterizar os parâmetros técnicos do equipamento de mamografia que influenciam na aquisição de imagem em um exame de rotina.
- → Relacionar de que maneira as características da mama interferem na DGM
- → Investigar de que maneira a variação da força de compressão interfere no resultado da DGM para diferentes espessuras de mamas

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

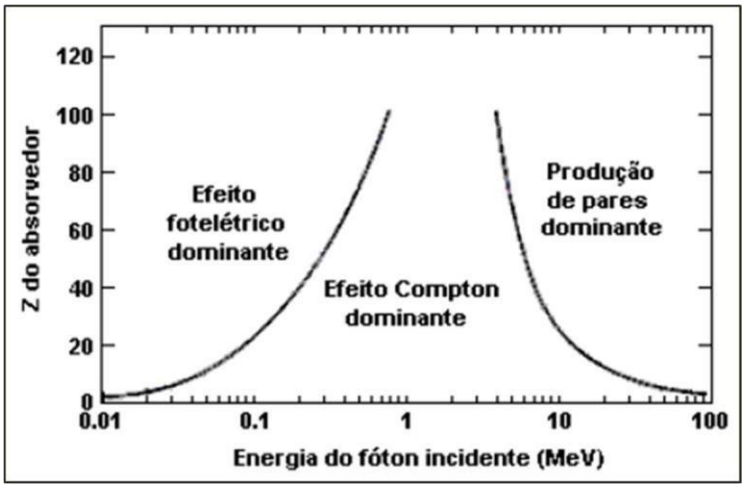
3.1.A Física das Radiações aplicadas na Mamografia

Características do material, energia da interação e o tipo de radiação incidente são fatores que determinam como a radiação irá interagir com a matéria (BUSHBERG *et al*., 2002). As radiações ionizantes caracterizam-se pela capacidade de excitar e ionizar átomos da matéria com a qual interagem (ATTIX, 1986).

Para este trabalho, a radiação ionizante de interesse são os raios X, já que eles são utilizados para a formação da imagem na mamografia. Os fótons de raios X são partículas sem carga e sem massa de repouso, podendo percorrer grandes espessuras antes da primeira interação. A penetrabilidade dos raios X é muito maior se comparada à das partículas carregadas e a probabilidade de interação com a matéria é muito dependente do valor de sua energia (TAUHATA *et al*., 2014).

Os fótons interagem com a matéria através de quatro tipos principais de interações: espalhamento Rayleigh, espalhamento Compton, efeito fotoelétrico e produção de pares. Porém, serão destacados os que estão na faixa de energia do radiodiagnóstico, sendo eles o espalhamento Rayleigh, espalhamento Compton e efeito fotoelétrico (BUSHBERG *et al*., 2002). Na figura 1, pode ser observado o domínio das interações, para o número atômico (Z) do material absorvedor em função da energia dos fótons incidentes.

Figura 1 – Domínio de três das principais interações dos fótons com a matéria, de acordo com o Z do material absorvedor em função da energia do fóton incidente

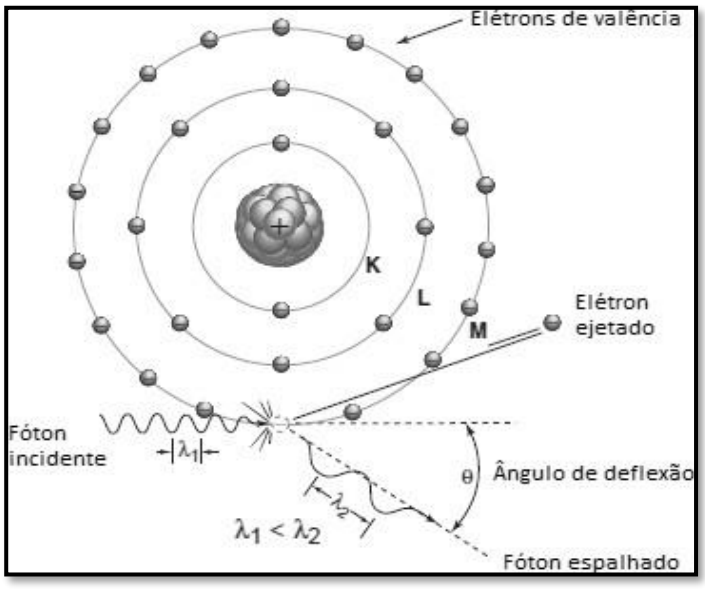


Fonte: Editado de (ATTIX, 1986)

A interação predominante no radiodiagnóstico para tecidos moles é o espalhamento Compton (BUSHBERG *et al.*, 2002). Representado na figura 2, esse espalhamento ocorre quando um fóton incidente com energia *hv* interage com um elétron fracamente ligado, produzindo um fóton espalhado

com energia hv' menor do que a do fóton incidente, e um elétron é ejetado com energia cinética E_K (PODGORSAK, 2006).

Figura 2 – Representação do espalhamento Compton



Fonte: Editado de Bushberg *et al.*, 2002

A energia do fóton espalhado hv' é dependente da energia do fóton incidente hv e do ângulo de espalhamento θ, que pode ser calculado através da seguinte equação:

$$hv' = \frac{hv}{1+\alpha(1-cos\theta)} \quad (1)$$

onde

$$\alpha = \frac{hv}{m_0 c^2} \quad (2)$$

dessa forma, hv' é máxima quando θ = 0° e mínima quando θ = 180° (TAUHATA *et al*., 2014).

Como a energia e o momento se conservam no efeito Compton, a energia do fóton incidente hv é igual a soma da energia do fóton espalhado hv' e da energia cinética E_K do elétron ejetado (BUSHBERG *et al*., 2002).

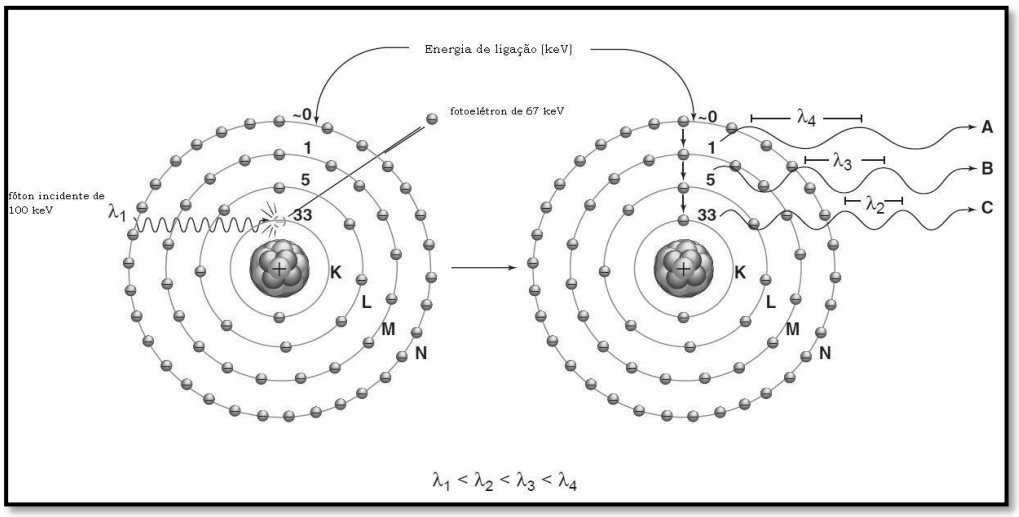
O outro efeito de suma importância para o radiodiagnóstico é o efeito fotoelétrico, que ocorre quando um fóton incidente com energia hv interage com um elétron. Esse fóton é completamente absorvido e o elétron fortemente ligado é ejetado com energia cinética dada pela equação:

$$E_K = h\nu - E_B(K) \quad (3)$$

onde $E_B(K)$ é a energia de ligação do elétron da camada K (PODGORSAK, 2006).

Uma vantagem do efeito fotoelétrico é não produzir fótons espalhados, evitando degradação da imagem radiológica. Além disso, o efeito é predominante quando fótons de menor energia interagem com materiais de Z alto. Sendo assim, é a principal interação com os receptores de imagem, materiais de contraste radiográficos e proteção radiológica, já que todos possuem Z muito mais elevados que tecidos moles. Um fato importante sobre esse efeito é que pode ser utilizado para amplificar as diferenças de atenuação entre tecidos com números atômicos diferentes, podendo melhorar o contraste da imagem. A melhora do contraste da imagem é explorada na mamografia através da seleção do material do alvo e do filtro do tubo de raios X (BUSHBERG *et al*., 2002). Na figura 3, uma demonstração esquemática do efeito fotoelétrico.

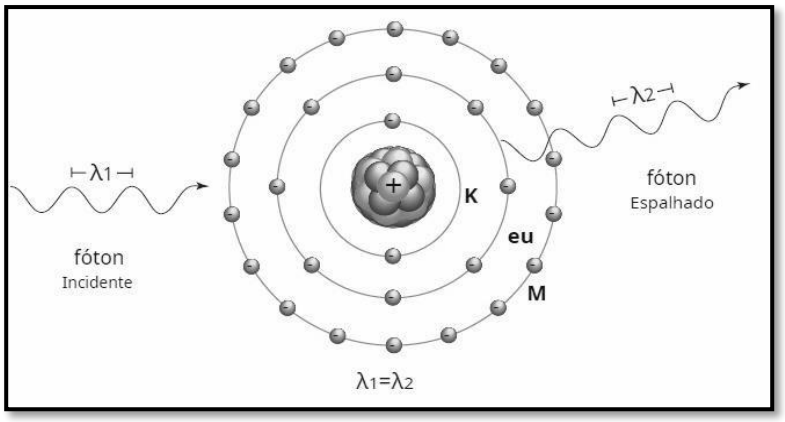
Figura 3 – Representação esquemática do Efeito Fotoelétrico



Fonte: Editado de Bushberg *et al.* (2002)

E por fim, o espalhamento Rayleigh, que também ocorre principalmente com raios X de energias muito baixas, assim como os utilizados em Mamografia. Nesse efeito, o fóton incidente interage com o átomo como um todo, emitindo um outro fóton espalhado com a mesma energia e comprimento de onda (BUSHBERG *et al*., 2002). Não há contribuição na dose e nem no Kerma, já que nenhuma energia é produzida, além de não haver ionização ou excitação (ATTIX, 1986). Na faixa de energia diagnóstica, esse espalhamento possui baixa probabilidade de ocorrência (BUSHBERG *et al*., 2002). A representação desse efeito encontra-se na figura 4.

Figura 4 – Representação do Espalhamento Rayleigh

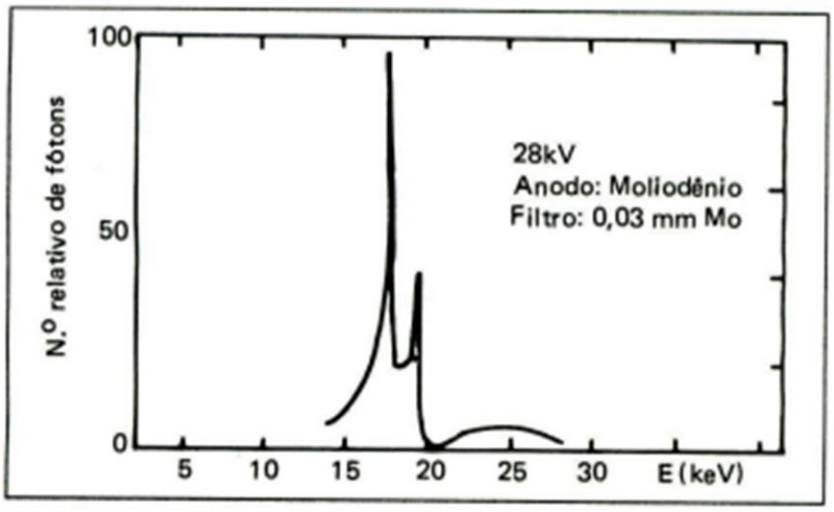


Fonte: Editado de Bushberg *et al.* (2002)

Como foi evidenciado anteriormente, os efeitos de interação dos fótons com a matéria mencionados, resultam na emissão de elétrons. Os raios X são produzidos quando a energia desses elétrons é convertida em radiação eletromagnética, devido a interação com um alvo (BUSHBERG *et al*., 2002). As interações responsáveis pela produção de raios X são: a radiação de freamento (*Bremsstrahlung*) e os raios X característicos.

O primeiro, é representado por um espectro contínuo de energias, enquanto o segundo, um espectro linear com energias bem definidas (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). O espectro de raios X é representado na figura 5.

Figura 5 – Espectro de raios X usado em mamografia



Fonte: Peixoto, 1993.

A radiação de freamento é produzida quando elétrons excitados em direção ao alvo são

desviados de sua trajetória, devido a carga positiva do núcleo e dessa forma, perdem energia cinética. Energia essa que é emitida em forma de raios X, seguida da desaceleração dos elétrons (BUSHBERG *et al.*, 2002).

Enquanto os raios X característicos, ocorrem quando um elétron passa de um estado menos ligado para outro mais ligado, ou seja, muda de uma camada eletrônica para outra camada mais interna, o excesso de energia desse elétron é emitido em forma de radiação (TAUHATA *et al.*, 2014).

Na prática do radiodiagnóstico, a produção de raios X ocorre no tubo de raios X, que será mais detalhado adiante. A tensão aplicada ao tubo de raios X para diagnóstico por imagem é definida de 40 a 150 kV, enquanto para mamografia, a tensão aplicada é definida para valores de 25 a 40 kV. A literatura descreve que em energia mais baixas, o contraste é mais alto, proporcionando além da otimização do contraste uma atenuação melhor na diferenciação dos tecidos. O fato é que a alta absorção de radiação resulta em doses de radiação mais altas e tempos de exposição mais longos (BUSHBERG *et al*., 2002).

Dessa forma, embora baixo risco, há probabilidade de incidência de câncer induzido pela radiação utilizada no exame. Devido a esse fato, desenvolveu-se métodos de dosimetria da mama, a fim de monitorar a dose absorvida pelo tecido mamário, através de procedimentos de controle de qualidade (DANCE e SECHOPOULOS, 2016).

Uma grandeza importante para a dosimetria na mamografia é o Kerma. O Kerma no ar (K_{ar}) corresponde ao valor esperado de energia transferida para partículas carregadas, por unidade de massa num determinado ponto de interesse, excluindo transferências secundárias entre partículas carregadas (ATTIX, 1986).

Através do conhecimento prévio do valor do K_{ar} na superfície da pele, a dose de entrada na pele (DEP) pode ser medida de forma indireta (ROSA, 2018). A maneira mais comum de obter o valor da DEP de madeira indireta, é através de simulações como o Método de Monte Carlo (SILVA *et al*., 2021). Porém, em mamógrafos mais modernos, como o utilizado neste trabalho, o valor é fornecido pelo mamógrafo assim que uma exposição é realizada.

Como a DEP trata-se da dose de entrada, foi sugerido que a dose média para os tecidos glandulares do interior da mama, seria a melhor medida de estimativa dos riscos induzidos pela radiação, tendo em vista que são os tecidos mais sensíveis e com maior risco de indução de câncer (DANCE e SECHOPOULOS, 2016).

Essa dose, conhecida como dose glandular média (DGM) tornou-se a grandeza principal para descrever a dose absorvida pela mama. Trata-se de uma estimativa, por não ser possível medir de forma direta a dose absorvida pela mama, assim como a densidade do tecido glandular (SULEIMAN *et al.*, 2017).

Para se obter os valore de DGM, o K_{ar} de entrada é estimado e multiplicado por fatores apropriados (DANCE *et al*., 2000). A DGM pode ser calculada pela seguinte equação:

$$DGM = K_{ar} \cdot g \cdot c \cdot s \qquad (4)$$

Onde: a quantidade de tecido fibroglandular presente na mama é definida como glandularidade. Dessa forma, o fator g corresponde a 50% de glandularidade no HVL (camada semirredutora); c é o fator de correção da glandularidade e s é o fator para combinação alvo/filtro (DANCE e SECHOPOULOS, 2016).

3.2. Breve histórico da Mamografia

Em 1912 se iniciou a história da mamografia, através de um estudo radiográfico em 3 mil mastectomias, onde o cirurgião alemão Albert Solomon observou que existiam diversas variações de tipos de câncer de mama (NICÓSIA *et al*., 2023). No final da década de 20, radiografias da mama eram realizadas (figura 6) com objetivo de diagnosticar as doenças relacionadas a mama (INCA, 2019).

Figura 6 – Radiografia da Mama em 1927

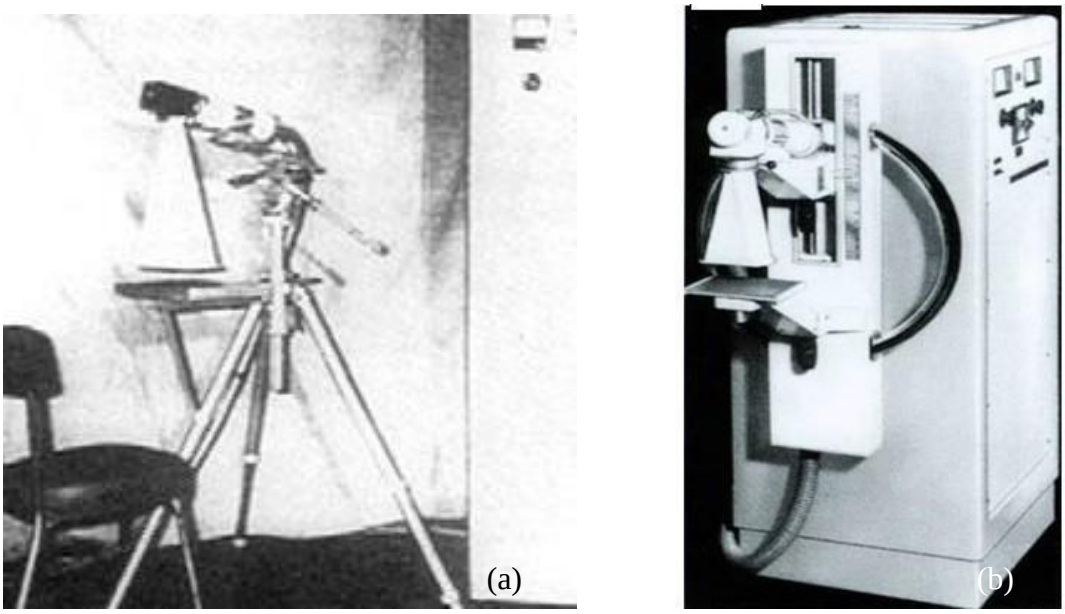


Fonte: INCA, 2019

Em 1930 o radiologista Stafford Warren, constatou que o recomendável seria realizar o exame em ambas mamas, afim de comparar e identificar possíveis anormalidades. Já na década de 50, o radiologista Raul Leborgne através de suas pesquisas relacionadas a microcalcificações, concluiu que a compressão da mama poderia não só reduzir a dose de radiação, mas também melhorar a qualidade da imagem (NICÓSIA *et al*., 2023).

O equipamento utilizado para o exame das mamas não era específico para tal, mas sim de raios X convencional, observando que os resultados não eram o ideal para estudo das mamas. Em 1952, a Xeroradiografia era utilizada, que funcionavam quando semicondutores se tornavam condutores através do estimulo provocado pela radiação ionizante. Embora funcional, no fim dos anos 60, Charles Gros desenvolveu o primeiro aparelho dedicado exclusivamente para mamografia, substituindo o tubo de Tungstênio por Molibdênio (NICÓSIA *et al*., 2023). As imagens dos primeiros mamógrafos são ilustradas na figura 7.

Figura 7 – Primeiros mamógrafos: (a) Primeiro mamógrafo em 1965 – Trepied; (b) Primeiro modelo comercial do Senographe em 1966



Fonte: INCA, 2019

Desta forma, a substituição dos elementos se deu porque o Molibdênio produz fótons com baixas energias para a produção de raios X, gerando um espectro contínuo de raios X característicos com energias entre 17,4 keV e 19,5 keV, e um espectro contínuo de radiação de *Bremsstrahlung* com valores entre 15 keV e 20 keV, sendo assim uma radiação de fundo adequada para a mamografia (BUSHBERG *et al*., 2002; PEIXOTO, 1993).

A necessidade do desenvolvimento do equipamento específico para a mama, se deu porque os tecidos que constituem a mama possuem densidades muito semelhantes, além da forma específica de aquisição de exame, através da compressão (PEIXOTO, 1993).

Os mamógrafos com sistema tela-filme, que caracterizam a mamografia convencional, foram aprimorados com o passar dos anos tornando a mamografia o exame ideal para detecção precoce do câncer de mama, tendo em vista que na década de 80 a taxa de mortalidade de mulheres reduziu entre 20% e 35% no grupo de mulheres entre 50 e 69 anos. Embora esse sistema proporcione alto contraste e alta resolução devido as telas fluorescentes em conjunto de filmes radiográficos, fornecendo não só uma melhoria na qualidade da imagem, mas também uma redução da dose, esse sistema possui algumas limitações. Por exemplo a limitação dos tons de cinza, dificultando a diferenciação de alguns tecidos, além da perda de qualidade promovida por um processamento inadequado da imagem (INCA, 2019).

Devido à essas limitações, a partir dos anos 90 se iniciaram o uso de biópsia digital na mamografia, entretanto só no início dos anos 2000 que o mamógrafo digital de campo total foi implementado, superando a qualidade do sistema convencional além de realizar exames com doses cada vez mais reduzidas. O sistema digital também ajudou a otimizar o serviço de mamografia levando em conta a rápida realização do exame e a reprodução das imagens em formato digital (BUSHBERG *et al.*, 2002).

Existem duas tecnologias no que se refere ao mamógrafo digital: CR e DR. O sistema CR (Radiologia Computadorizada) (figura 8- a), necessita de uma placa de detector que consiste em uma placa de imagem fósforo foto estimulável que é inserida no interior de um chassi. Esse detector é exposto à radiação e armazena energia na estrutura cristalina. Em seguida, esse chassi com o detector é inserido em uma digitalizadora (figura 8- b) e escaneado, onde a luminescência é detectada e amplificada através de uma fotomultiplicadora, projetando assim a imagem. Já o sistema DR (Radiologia Digital), consiste em absorver os raios X através de detectores, produzindo sinal eletrônico de acordo com sua intensidade. O sinal é convertido em formato digital e armazenado, onde a imagem será formada através de um software. Esse sistema destaca-se por ter a dose de radiação reduzida pela metade, quando comparado a outros tipos, devido a qualidade de imagem fornecida através da eficiência dos detectores (INCA, 2019).

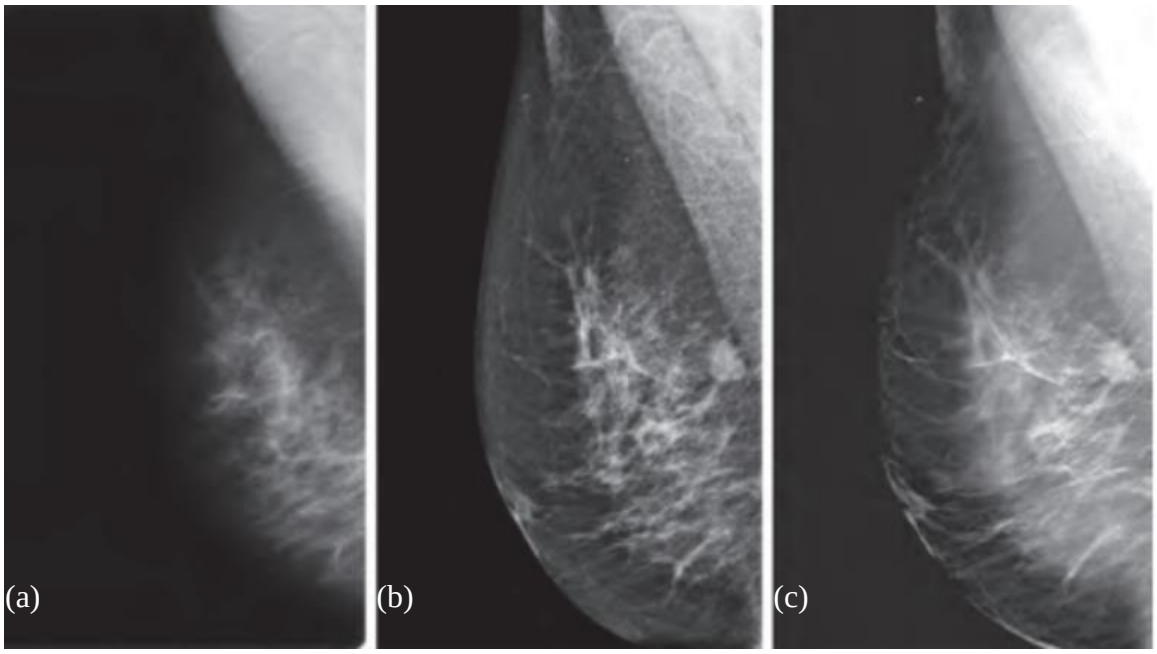
Figura 8 – Sistema CR: (a) Mamógrafo Digital; (b) digitalizadora.



Fonte: Fotos retiradas pela autora.

Apesar do mamógrafo digital reproduzir imagens de excelente qualidade, ainda existem limitações como a possível sobreposição de estruturas anatômicas da mama às patologias. Afim de solucionar este problema foi implementado o mamógrafo 3D, conhecido por tomossíntese digital. Esse novo avanço tecnológico permite que múltiplas imagens sejam adquiridas, em diversas posições com angulações diferentes, enquanto o tubo de raios X se move ao redor da mama. A figura 9 a seguir, trata-se de um comparativo de imagens realizadas numa mesma projeção em diferentes gerações de mamógrafos: mamógrafo convencional, mamógrafo digital e mamógrafo 3D. Mesmo que atualmente seja a melhor tecnologia aplicada a mamografia nos dias de hoje, o mamógrafo digital é o mais utilizado (BUSHBERG *et al*., 2002).

Figura 9 – Evolução dos mamógrafos representadas em imagens mamográficas: (a) mamógrafo convencional; (b) mamógrafo digital e (c) mamógrafo 3D



Fonte: (BUSHBERG *et al*., 2002)

A história da mamografia prova que ao longo dos anos, o exame vem fornecendo resultados cada vez melhores e mais precisos, principalmente devido aos avanços tecnológicos dos mamógrafos (INCA, 2019). Por ser considerado um exame com alto padrão de exigência e fundamental na detecção precoce do câncer de mama, é de suma importância que seja realizado uma otimização cautelosa tanto do equipamento quanto nas técnicas radiológicas utilizadas (INCA, 2015; BUSHBERG *et al*., 2002).

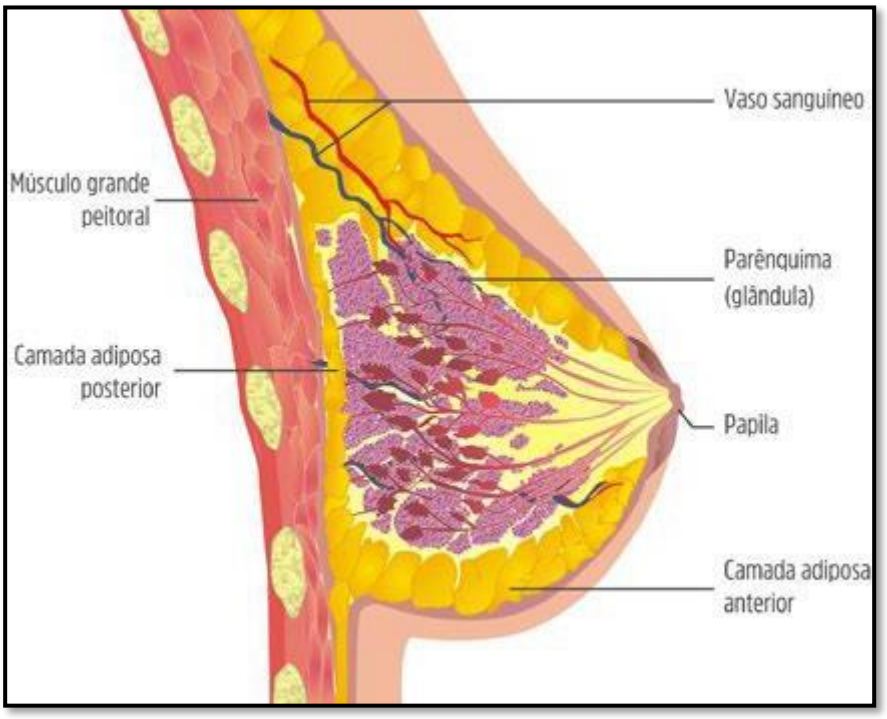
Além de um mamógrafo em plenas condições de fornecer imagens precisas e de qualidade, a equipe profissional também é responsável por garantir a qualidade da mamografia, desde o técnico que realiza o exame, o físico médico que supervisiona o controle de qualidade, até o radiologista responsável pelo serviço (BUSHBERG *et al*., 2002).

3.3. Características da mama e fatores para a formação da imagem

As mamas femininas são constituídas por diferentes tipos de tecidos: glandular, fibroso e adiposo; nervos, além de vasos sanguíneos e linfáticos. A evolução das mamas ocorre durante a puberdade da mulher, tanto pelo desenvolvimento do tecido glandular quanto pelo aumento do tecido adiposo (MOORE, *et al*., 2014). Conforme a mulher envelhece, ocorre a liposubstituição dos tecidos, que consiste na substituição gradativa do tecido glandular para o tecido adiposo. Além da idade, a espessura e tratamentos hormonais podem influenciar na estrutura do tecido das mamas (ALMEIDA,

2014). Na figura 10, pode ser observado a distribuição dos elementos que compõe a mama.

Figura 10 – Composição da mama feminina



Fonte: INCA, 2019

As mamas densas, normalmente em mulheres mais jovens, possuem bem pouca ou quase nenhuma substituição adiposa. Quando a substituição é menor do que 50%, a mama é classificada como predominantemente densa e maior que 50%, predominantemente adiposa. Já as mamas adiposas, possuem a substituição quase total do tecido adiposo (INCA, 2019).

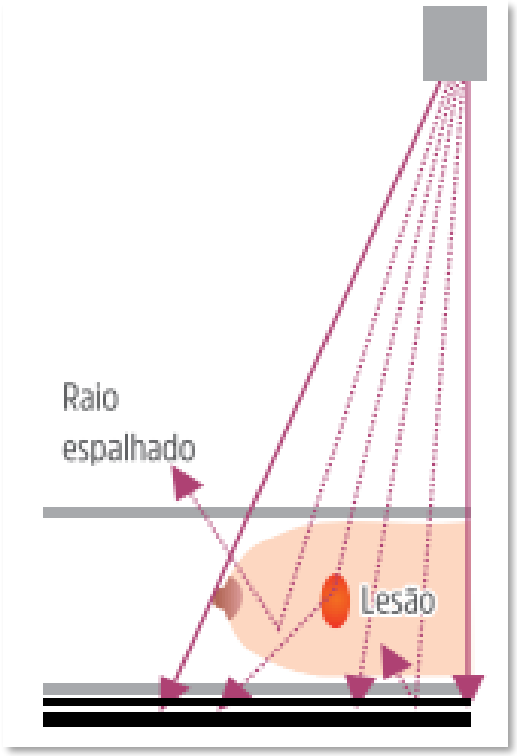
Para um bom posicionamento durante o exame de mamografia, é de suma importância que o profissional tenha pleno conhecimento acerca da anatomia da mama, para que não haja dúvidas que toda mama está incluída na imagem.

Os posicionamentos de rotina na mamografia são: crânio caudal e oblíqua médio lateral. Porém, dependendo da anatomia, espessura e condições da paciente, pode haver necessidade de algum outro posicionamento complementar, para que dessa forma, nenhuma informação seja perdida (INCA, 2019).

A formação da imagem mamográfica ocorre de maneira semelhante a imagem de radiografia convencional. Com a mama comprimida, a radiação é emitida pelo tubo de raios X e ao atravessar os tecidos mamários, interage com um detector de imagem. Como resultado das diferentes atenuações dos raios X de acordo com a densidade e espessura da mama, a imagem é formada**.** Na imagem 11,

pode ser observado uma representação do processo de formação da imagem na mamografia (INCA, 2019).

Figura 11 – Processo de formação da imagem na mamografia



Fonte: INCA, 2019.

Para que um local tenha em suas instalações um mamógrafo, o Ministério da Saúde através da Instrução Normativa - IN Nº92/2021, estabelece que todo mamógrafo deve possuir alguma características que são fundamentais para o processo de formação da imagem. São elas: sistema de colimação, filtração, bandeja compressora, suporte de receptor de imagem, tubo de raios X, gerador de alta frequência, controle automático de exposição, distância focal, tamanho nominal do ponto focal e sistema para indicar a espessura da mama comprimida (ANVISA, 2021).

Um dos componentes principais é o tubo de raios X, formado basicamente por dois eletrodos, ânodo e cátodo, envolvidos por uma ampola, normalmente de vidro, contendo vácuo em seu interior cuja função é impedir que os elétrons que são acelerados em seu interior percam energia em colisões com partículas no ar (SOARES *et al.*, 2001). Quando os elétrons no cátodo são aquecidos, a energia cinética aumenta e dependendo das características do material, serão acelerados em direção ao ânodo devido a uma diferença de potencial gerada no tubo. A interação desses elétrons com o material do alvo resultará na produção dos raios X característicos e nos raios X de freamento (BUSHONG, 2013).

O cátodo é posicionado sobre a parede torácica do paciente, enquanto o ânodo sobre a porção do mamilo. Isso resulta em uma uniformidade melhor, além de diminuir o volume do equipamento próximo à cabeça do paciente (BUSHBERG et al., 2002).

Em um mamógrafo, o Molibdênio é o material mais comum utilizado no ânodo, além do Ródio. É importante ressaltar que os ânodos são giratórios, com angulação variando de 16 a 0 graus. Além disso, o tubo de raios X deve ter angulação de pelo menos 22 graus, a fim de fornecer cobertura do campo de exposição de 24 a 30 cm (INCA, 2019).

Alguns fatores são de suma importância para garantir o mínimo de exposição desnecessária às radiações e um deles é a colimação. A função da colimação é garantir que o feixe de radiação seja perpendicular ao plano, além de também ser muito importante para a proteção radiológica. Isso porque, com a colimação do feixe, é possível proteger outros tecidos adjacentes à mama à exposição da radiação desnecessária, tendo em vista que o objetivo é incluir o tecido mamário na imagem. Os colimadores são formados por aberturas metálicas ajustáveis e através de uma luz colimadora e um conjunto de espelhos é possível visualizar a área do campo de raios X (BUSHBERG *et al*., 2002).

Ainda que os feixes de raios X sejam colimados, há emissões de fótons primários e secundários. O primeiro é capaz de fornecer informações das características da mama e o melhor contraste possível na imagem. Porém, os fótons secundários podem degradar a imagem e produzir ruídos. Para solucionar esses efeitos indesejados, junto ao equipamento há uma grade antidifusora, que se localiza entre a mama e o detector de raios X. As grades possuem capacidade de transmissão de 60% a 70% dos fótons primários e absorção de 75% a 85% dos fótons secundários (CBR, 2022).

O espectro de energia dos raios X precisam ser aprimorados e, para isso, a filtração é fundamental, pois atua na remoção dos raios X em dois extremos de energia: mais baixa e mais alta, dependendo da composição e espessura do tecido mamário (BUSHBERG *et al.*, 2002). Os feixes são eliminados por não contribuírem para a formação da imagem e por aumentarem a dose (INCA, 2019). Os elementos utilizados como filtros em mamógrafos incluem Molibdênio (Mo), Ródio (Rh) e Prata (Ag), moldados em folhas suficientemente finas e uniformes (CBR, 2022).

O exame de mamografia é realizado através da compressão do tecido mamário, que é realizada através da bandeja de compressão. Esse dispositivo deve manter uma compressão firme, garantindo que a espessura esteja uniforme. Além disso, deve produzir atenuação de no máximo 2 mm de Polimetil-Meta-Acrilato (PMMA) (ANVISA, 2021). A bandeja de compressão possui uma borda em ângulo reto na parede torácica afim de produzir uma espessura mamária plana e uniforme, quando a força de compressão adequada de 111 N a 200 N for aplicada. Existe também uma pá menor com aproximadamente 5 cm de diâmetro chamada de spot, utilizada em região específica da mama, redistribuindo o tecido e dessa forma, contribui para melhora do contraste além de reduzir a

sobreposição anatômica (BUSHBERG *et al.*, 2002).

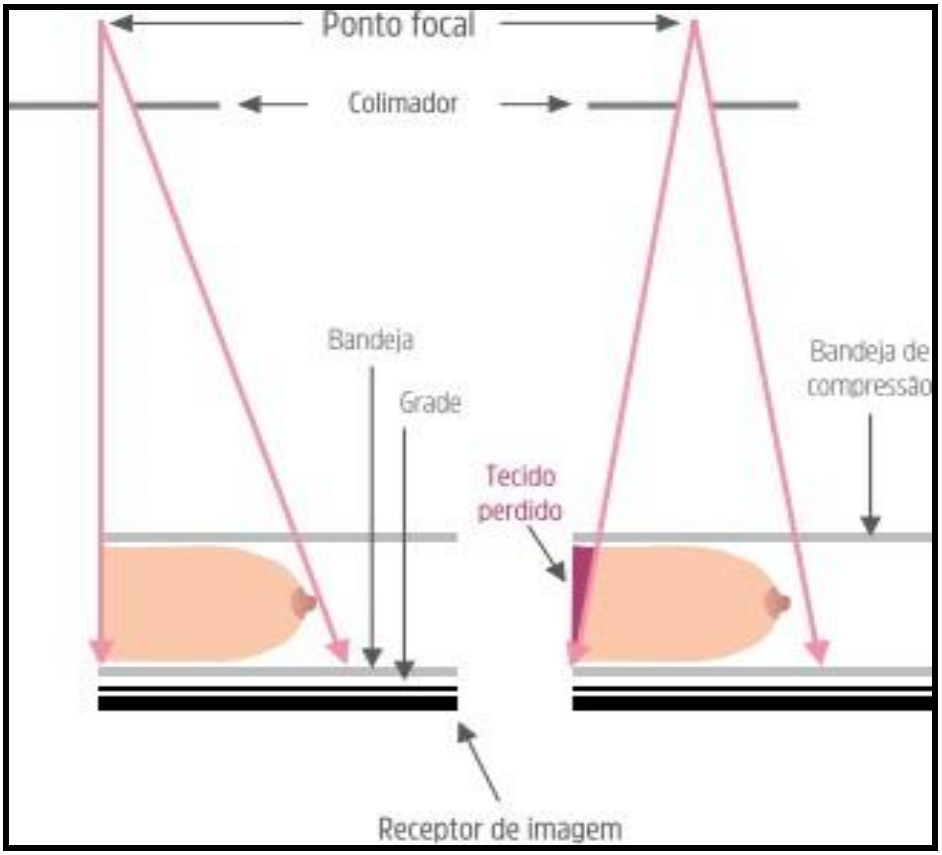
Com a mama comprimida e os parâmetros técnicos estabelecidos para a exposição, a próxima característica física de um mamógrafo a ser destacada é o detector de raios X, pois é através deles que haverá a formação da imagem. Três tipos de detectores podem ser destacados: os do sistema tela-filme e dos sistemas CR e DR. O sistema tela-filme é constituído por um cassete que, em seu interior, possui uma tela intensificadora e um filme, que são sensíveis a luz (BUSHBERG *et al.*, 2002). Quando os fótons de raios X interagem, a tela produz luz que por sua vez sensibilizam o filme, que deve ser processado para que a imagem seja visualizada (INCA, 2019). No sistema digital CR, o detector consiste em uma placa de imagem fósforo-sensível que absorve os raios X armazenando os elétrons até que os sinais de luz sejam convertidos e digitalizados para formação da imagem. Por fim, o detector do sistema DR absorve os raios X, produzem sinais eletrônicos que são convertidos em formato digital e armazenado no software do mamógrafo (INCA, 2019).

Para que a emissão da radiação tenha a potência necessária, é necessário um gerador de alta frequência, fornecendo voltagem suficiente para a produção dos raios X, com energia e quantidade de radiação adequadas. As vantagens de geradores de alta frequência consistem além da precisão, a facilidade de controlar os parâmetros técnicos utilizados na execução das exposições radiológicas (CBR, 2022).

Através do gerador, o operador pode acionar os parâmetros técnicos de forma manual ou através do controle automático de exposição (CAE) (CBR, 2022). O CAE consiste em um sensor, localizado abaixo do detector de imagem, cuja função é sinalizar e interromper a exposição, quando a quantidade de radiação definida alcançar o detector (INCA, 2019).

Outra característica importante do mamógrafo é a distância focal. O tubo de raios X posiciona-se em relação ao detector de imagem normalmente a 65 cm de distância (BUSHBERG *et al.*, 2002), podendo ter no mínimo 50 cm (ANVISA, 2021). Além disso, o feixe de raios X são emitidos com intensidade maior no lado do cátodo e menor no lado do ânodo, onde sobre a parede torácica do paciente está posicionado o cátodo e sobre o mamilo, o ânodo, conseguindo dessa forma alcançar uniformidade (BUSHBERG *et al.*, 2002). Vale ressaltar que o campo de imagem do mamógrafo não é centralizado com a fonte, pois dessa maneira haveria perda da porção posterior da mama, como demonstrado na figura 12 (INCA, 2019).

Figura 12 – Geometria do feixe de raios X no mamógrafo



Fonte: INCA, 2019.

Existem diferentes tamanhos nominais do ponto focal no exame de mamografia: de 0,3 a 0,4 mm e 0,10 a 0,15 mm; sendo eles para mama comprimida acima do detector de radiação e para mama com certa distância do detector devido ao suporte de ampliação, respectivamente (INCA, 2019).

Os mamógrafos também contam com mesa de controle, onde parâmetros técnicos são selecionados, por exemplo as técnicas radiológicas (kV e mAs); e um sistema visual que indica a espessura da mama comprimida e a força de compressão. Na figura 13 os parâmetros que são demonstrados, fazem parte do mamógrafo utilizado nesta pesquisa.

Figura 13 – (a) mesa de controle; (b) sistema visual indicativo de ângulo do mamógrafo, espessura da mama e força de compressão



Fonte: Fotos retiradas pela autora

Além de todos os parâmetros físicos do mamógrafo, para que um exame de mamografia seja executado com qualidade, é necessário que o mamógrafo ofereça parâmetros técnicos que estejam em condições adequadas.

Dentre esses parâmetros, podemos citar o mAs que é definido pelo produto da corrente de filamento (mA) com o tempo de exposição (s), determinando a quantidade de fótons de raios X que serão emitidos; e a tensão aplicada (kV), que é responsável pela penetrabilidade dos raios X (CBR, 2022). O mamógrafo opera em baixa tensão, definida para valores de 25 a 40 kV (BUSHBERG *et al.*, 2002). Isso porque dessa forma, é possível garantir que ocorram as interações fotoelétricas, cujo papel fundamental é produzir contraste da estrutura da mama (PEIXOTO, 1993).

Outro parâmetro definido durante o exame de mamografia é a combinação alvo/filtro, cuja contribuição para a resolução da imagem é ajustar o espectro de energia de acordo com as características e espessura da mama. Para mamas com menores espessuras ou com predominância em tecido adiposo, geralmente utiliza-se Mo/Mo (molibdênio/molibdênio) como alvo/filtro. Por outro lado, em caso de mamas mais densas, com maiores espessuras, a combinação Mo/Rh (molibdênio/ródio) pode ser selecionada (BUSHBERG *et al.*, 2002). E ainda, de acordo com observações do mamógrafo utilizado nesta pesquisa, constatou-se que podem ocorrer combinações como Rh/Ag (ródio/prata), ou de outros elementos como por exemplo Cu (cobre), pois esse fator também depende da disponibilidade de material do alvo e do filtro de cada mamógrafo.

A camada semirredutora (CSR) trata-se da espessura de um determinado material, que reduz a intensidade do feixe de raios X incidente pela metade do seu valor inicial (CBR, 2022). A CSR depende do material do alvo e do filtro; geralmente sua medição é realizada através de folhas muito

finas de Al (Alumínio), incluindo a bandeja de compressão. Esse fator necessita de avaliação precisa para a realização de estimativas de dose de radiação na mamografia (BUSHBERG *et al*., 2002).

Como já mencionado anteriormente, a compressão da mama deve ser realizada no exame de mamografia de maneira que o tecido fique firme e uniforme. Porém, a compressão além de reduzir a espessura da mama, consequentemente reduz a dose de radiação contribuindo assim para melhoria da qualidade da imagem. É importante ressaltar que a compressão deve ser realizada não mais que o suficiente para se obter boa qualidade na imagem. (WAADE *et al*., 2017)

Enquanto a ANVISA afirma que a força de compressão indicada para a mamografia deve ser entre 150 N e 200 N (ANVISA, 2021), a Agência Internacional de Energia Atômica estabelece que a tolerância é de 110 N a 200 N (IAEA, 2006). Já o Colégio Brasileiro de Radiologia recomenda que a força de compressão inicial deve ser entre 70 N e 80 N (CBR, 2022). Em contrapartida as diretrizes do Programa Norueguês afirmam que a força de compressão aplicada deve estar entre 108 N e 177 N (WAADE *et al*., 2017). Sendo assim, devido à falta de recomendações específicas, a força de compressão pode variar de acordo com os profissionais que executam o exame.

Na literatura há evidências que o aumento da força de compressão não revelou redução significativa da espessura da mama e nem melhorias na qualidade da imagem, além de causar desconforto para a paciente. Por outro lado, outro estudo revelou aumento de 20% na dose de radiação na redução da força de compressão de 120 N para 90 N (WAADE *et al*., 2017). Apesar desses fatos, ainda são necessários mais estudos que relacionem a força de compressão, a dose de radiação e qualidade da imagem na mamografia.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho trata-se de uma pesquisa de caráter experimental, sem grupo controle; realizada de forma empírica, sem comparação com outros resultados; através de observação direta, por metodologia própria, que se aproxima da realidade do exame de mamografia. Inicialmente, como forma de estudo de viabilidade da pesquisa, precisamos realizar alguns testes com materiais que pudessem dar o resultado satisfatório para o que se buscava representar como modelo mamário

Outra necessidade também foi a realização de um levantamento bibliográfico que discutisse e relacionasse a força de compressão mamária com a grandeza dose glandular média ou com grandeza dose de entrada na pele. Além do caráter experimental nos artigos, também foram apurados documentos, que ressaltassem sobre o conforto durante a realização do exame e que desse importância para a saúde da mulher.

Toda coleta de dados deste trabalho foi realizada em um hospital privado do município do Rio de Janeiro e como não houve a necessidade de incorporação de dados de pacientes, nem mesmo seus dados de exames já realizados, não foi necessário a submissão deste projeto ao Comitê de Ética em Pesquisa, o que em parte favorece pelo tempo de tramitação, mas ao mesmo tempo também reduz a relevância da pesquisa, pois não se capta o sentimento humano da paciente.

Além disso, as coletas de dados foram obtidas no início de 2024, devido a redução de exames por conta do período de férias e verão, quando ocorre uma redução no número de atendimentos na unidade.

Como instrumento de pesquisa, foi utilizado um mamógrafo modelo Senographe Pristina, da marca GE. Este equipamento, representado na figura 14, possui pouco mais de 1 ano de instalação na instituição, além disso, cerca de 2 meses antes da coleta de dados, passou por manutenção preventiva de garantia, sendo totalmente calibrado e aferido pela equipe de física médica em seguida, garantindo dessa forma a qualidade e precisão dos dados coletados.

Figura 14 – Mamógrafo Digital Senographe Pristina GE



Fonte: www.gehealthcare.com.br/products/mammography/senographe-pristina

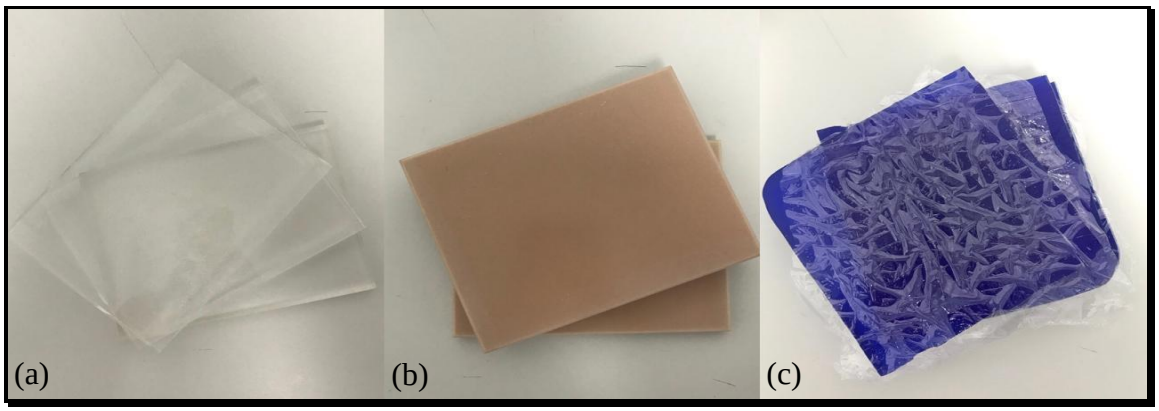
4.1.Os simuladores

Como forma de obtenção dos dados para verificar o comportamento da DGM frente à força de compressão aplicada durante o exame de mamografia, foi necessário a construção de um modelo experimental que pudesse representar uma mama durante seu processo de compressão.

Para isso, foram criados dois simuladores compostos por materiais distintos; um utilizando um conjunto com três placas de 10 mm de PMMA e o outro um conjunto com uma placa de 20 mm e outra de 10 mm do fantoma CIRS^{TM}, modelo 014A, cujo material é equivalente ao tecido mamário, correspondendo a 50% tecido glandular e 50% tecido adiposo formando assim, uma base sólida fixa de 30 mm de cada material.

Devido as características sólidas dos materiais escolhidos, não seria possível simular a deformidade que a mama sofre durante o exame pela força de compressão. Por isso, foi escolhido um outro material que representasse mais realisticamente a deformação mamária. O material escolhido foram placas de 10 mm de almofada de gel, composta por um polímero gelatinoso. Apesar desse material não possuir validação para avaliar a compressão, ele foi escolhido pois a deformação sofrida por esse material pela força de compressão, foi o suficiente para o que queria ser observado nesse estudo. Os materiais utilizados para a formação dos simuladores encontram-se na figura 15.

Figura 15 – Materiais utilizados para construção dos simuladores de mama: (a) PMMA, (b) fantoma e (c) almofada de gel



Fonte: Fotos retiradas pela autora

Após a escolha dos materiais, o próximo passo foi a definição de quais parâmetros seriam avaliados. Para isto, foi necessário acompanhar as práticas realizadas pelas profissionais de mamografia para verificar alguns pontos, principalmente a força de compressão aplicada. Assim, foi definido que o tamanho dos simuladores deveria variar entre 40 mm e 70 mm de espessura.

Com as espessuras definidas, foi estabelecido que os simuladores seriam construídos pela base sólida fixa formando uma altura mínima de 30 mm de espessura, tanto do PMMA quanto do fantoma. As alturas desejadas seriam obtidas completando com as placas de 10 mm da almofada de gel de acordo com cada espessura, ou seja, para a espessura mínima de 40 mm, foi utilizada a base de 30 mm (do PMMA e do fantoma) e adicionada uma placa de 10 mm da almofada de gel. Esse mesmo critério foi aplicado nas demais espessuras.

4.2.Esquema experimental

Após observação das práticas realizadas pelas profissionais durante o exame de mamografia e os limites estabelecidos pela ANVISA (força de compressão máxima entre 150 N e 200 N), as forças de compressão definidas para o experimento foram: 50 N, 100 N, 150 N e 200 N.

Para cada valor de força de compressão, foram tomados um conjunto de 30 medidas, utilizando as mesmas condições, com parâmetros técnicos fornecidos pelo mamógrafo através do controle automático de exposição, variando apenas as combinações de conjunto estruturante do simulador.

De antemão, vale ressaltar que o experimento não simula uma situação real, os simuladores comprimidos foram idealizados apenas para observar a DGM em diferentes espessuras com diferentes aplicações de força de compressão.

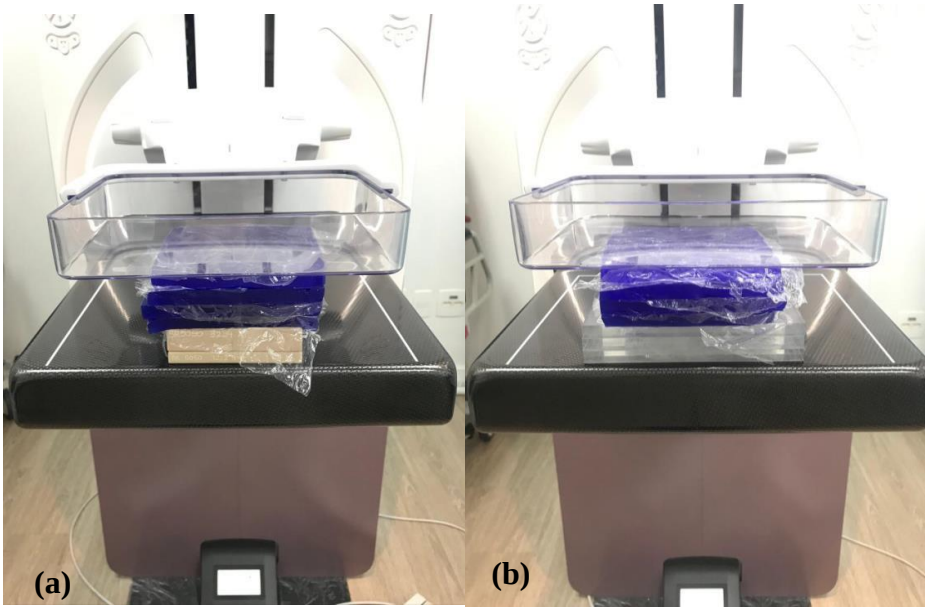
As aquisições das medidas foram realizadas da seguinte forma: iniciando com a espessura mínima de 40 mm, composto por 30 mm de PMMA e 10 mm de almofada de gel, foi colocado sob o suporte de detector do mamógrafo, na posição limítrofe ao que seria a parede torácica, avaliando o centro do simulador. Nas configurações do mamógrafo, foi estabelecido 50 N como força máxima, assegurando que ela não fosse ultrapassada.

Após o posicionamento e configuração, o simulador era comprimido com a força aplicada para iniciar as exposições. Na mesa de controle do equipamento foi escolhido a incidência crânio caudal direita (RCC) para todas as tomadas em teste e a bandeja compressora foi travada para que não se movesse após a exposição, mantendo o simulador imóvel durante as exposições para a mesma força de compressão e espessura.

Para este mesmo conjunto, com esta espessura, este processo foi repetido em cada uma das forças definidas, de forma a obter um conjunto de 30 leituras de um conjunto com uma determinada espessura e força de compressão.

Todos os passos descritos anteriormente foram repetidos para as demais espessuras de 50 mm, 60 mm e 70 mm com a base de PMMA e posteriormente, todas as espessuras com o conjunto formado pela base do fantoma, sob as forças de compressão de 50N, 100N, 150N e 200N. O esquema experimental com as diferentes bases está representado na figura 16, sendo que na primeira é possível observar a combinação fantoma e placa de gel, enquanto que na segunda imagem é possível ver a combinação placas de PMMA com as placas de gel.

Figura 16 – Conjunto de simuladores de mama comprimidos no mamógrafo: (a) fantoma + gel; (b) PMMA + gel



Fonte: Fotos retiradas pela autora

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

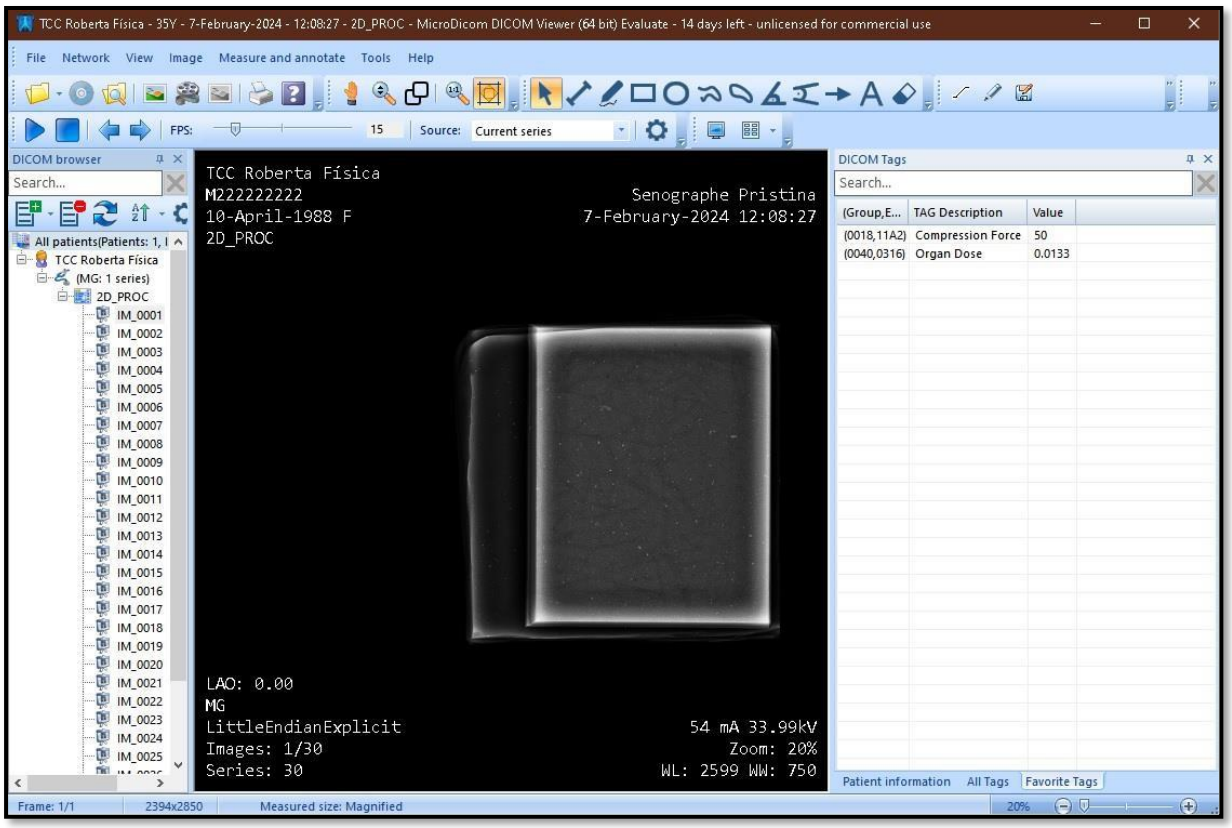
5.1.Coleta dos dados

No monitor do equipamento de mamografia, a cada exposição, são registradas nas imagens obtidas alguns parâmetros técnicos, inclusive a DGM, que é o principal parâmetro para este trabalho.

Entretanto, de forma a evitar problemas para o andamento do serviço, os dados não foram coletados durante a exposição, pois o processo de anotação manual despenderia ainda mais tempo.

Diante da facilitada do processo de registro, após a obtenção dos conjuntos de exposições, as imagens eram resgatadas do PACS do hospital para posterior tratamento. A coleta dos dados necessários foi obtida por meio de um outro software livre, que permite a visualização das imagens obtidas, bem como as informações coletadas durante a exposição. Este programa utilizado para extração das informações foi MicroDicom©. A captura de tela do programa com a visualização da imagem do simulador e as informações obtidas durante a exposição podem ser visualizadas na figura 17.

Figura 17 – Imagem do simulador e dados dos parâmetros obtidos no software MicroDicon



Fonte: Autora

Como esse software fornece muitos dados, para facilitar na seleção, foram favoritados as opções de interesse “compression force” e “organ dose”, correspondentes a força de compressão e

DGM, respectivamente. Todas as medidas de DGM obtidas, bem como os valores mínimo e máximo de kV e mAs utilizados encontram-se no Apêndice I deste trabalho.

5.2.Análise estatística e comparativa da influência da força de compressão na DGM

Após organizar os dados, o próximo passo foi analisá-los com o auxílio do software R©, através do pacote R Commander. No programa, foi realizado o teste ANOVA e foram calculados através desse teste as médias de DGM para cada força, bem como o desvio padrão, além do quão estatisticamente são as diferenças entre os dados, de forma que seja possível analisar a influência da força de compressão na DGM.

Através do teste ANOVA foram obtidos os valores de média e desvio padrão de DGM para cada força aplicada, correspondente a cada espessura utilizada. Na tabela1 a seguir, os resultados calculados para o simulador PMMA + GEL.

Tabela 1 – Média de DGM e desvio padrão obtidos em variadas forças de compressão em cada espessura do simulador PMMA+GEL

Espessura (mm)	Força de compressão (N)	DGM (mGy)	
		Média	Desvio Padrão
40	50	1,11	0,01
	100	1,11	0,00
	150	1,02	0,03
	200	1,01	0,03
50	50	1,212	0,004
	100	1,22	0,01
	150	1,192	0,008
	200	1,207	0,009
60	50	1,36	0,02
	100	1,35	0,02
	150	1,33	0,01
	200	1,32	0,04
70	50	1,69	0,01
	100	1,64	0,01
	150	1,65	0,02
	200	1,62	0,01

Fonte: Autora

É possível observar com os valores das médias de DGM que houve redução no valor da dose conforme a força de compressão foi aumentada, com exceção da espessura de 50 mm do simulador

PMMA que aumentou entre 50 N e 100 N, bem como entre 150 N e 200 N. Além disso, na espessura de 40 mm com 100 N de força de compressão, o desvio padrão resultou em zero pois todas as 30 medidas tomadas repetiram o mesmo valor. Os resultados referentes ao simulador FANTOMA + GEL, encontram-se na tabela 2.

Tabela 2 – Média de DGM e desvio padrão obtidos em variadas forças de compressão em cada espessura do simulador FANTOMA+GEL

Espessura (mm)	Força de compressão (N)	DGM (mGy)	
		Média	Desvio Padrão
40	50	1,090	0,000
	100	1,08	0,02
	150	1,07	0,03
	200	1,010	0,002
50	50	1,210	0,005
	100	1,19	0,02
	150	1,18	0,04
	200	1,17	0,02
60	50	1,35	0,02
	100	1,33	0,02
	150	1,293	0,009
	200	1,292	0,005
70	50	1,642	0,004
	100	1,63	0,00
	150	1,60	0,01
	200	1,59	0,03

Fonte: Autora

Percebe-se que na espessura de 70 mm com força de 100 N, os valores de DGM obtidos foram os mesmos durantes as 30 exposições. O que poderia ser esperado, tendo em vista que cada conjunto de medidas tomados foram realizados nas mesmas condições; isto é, não houve nenhuma alteração no posicionamento nem nas técnicas radiográficas utilizadas durante as aquisições das medidas.

Durante a experiência profissional e observação enquanto estagiária, foi possível concluir que a força de 50 N não é a ideal e nem usual na rotina de mamografia, pois ela não realiza a compressão necessária para um exame com qualidade de imagem e preciso. Ela foi utilizada para este trabalho apenas como uma força mínima inicial.

A força de 200 N é muito difícil de ser alcançada, por se tratar da compressão máxima,

causando dor excessiva e desconforto desnecessário a paciente. Sendo assim, elas foram descartadas para a próxima análise.

Desta forma, foram consideradas para esse teste comparativo apenas as forças de 100 N e 150 N, pois são as forças, mas comumente utilizadas, de acordo com o que foi observado na prática das profissionais. Além disso, a força de 150 N está de acordo com as exigências da ANVISA. Para isso, os valores das médias de DGM foram comparados par a par entre essas forças, considerado apenas a diferença entre 100 N e 150 N. Os resultados obtidos encontram-se na tabela 3.

Tabela 3 – Dados obtidos com o teste ANOVA de comparação par a par, para observação do quão estatisticamente significativo são as diferenças das médias de DGM entre as forças 100 N e 150 N

Espessura	Material	Força de compressão (N)	Valor de p
40 mm	PMMA	100 - 150	<0,00001
	FANTOMA	100 - 150	0,0437
50 mm	PMMA	100 - 150	<0,001
	FANTOMA	100 - 150	0,38314
60 mm	PMMA	100 - 150	0,0168
	FANTOMA	100 - 150	<0,00001
70 mm	PMMA	100 - 150	0,00334
	FANTOMA	100 - 150	<0,001

Fonte: Autora

Considerando um intervalo de confiança de 95%, ou seja, valor estatístico de $p < 0,05$ e comparando as médias, os resultados indicam que há diferença estatisticamente significativa na diminuição da DGM com o aumento da força de compressão, exceto na espessura de 50 mm do simulador composto por fantoma. Isso porque os valores obtidos de média para cada uma dessas forças foram muito próximo, sendo 1,19 com desvio padrão 0,02 e 1,18 com desvio padrão 0,04, o primeiro para 100 N e o segundo para 150 N.

Considerando as forças de 150 N e 200 N (ANVISA, 2021), o teste de comparação par a par também foi realizado para essas forças de referência e os resultados desta análise encontram-se na tabela 4.

Tabela 4 – Dados obtidos com o teste ANOVA de comparação par a par, para observação do quão estatisticamente significativo são as diferenças das médias de DGM entre as forças 150 N e 200 N

Espessura	Material	Força de compressão (N)	Valor de p
40 mm	PMMA	150 - 200	0,986
	FANTOMA	150 - 200	<0,001
50 mm	PMMA	150 - 200	<0,001
	FANTOMA	150 - 200	0,32888
60 mm	PMMA	150 - 200	0,2214
	FANTOMA	150 - 200	0,979
70 mm	PMMA	150 - 200	<0,001
	FANTOMA	150 - 200	0,0197

Fonte: Autora

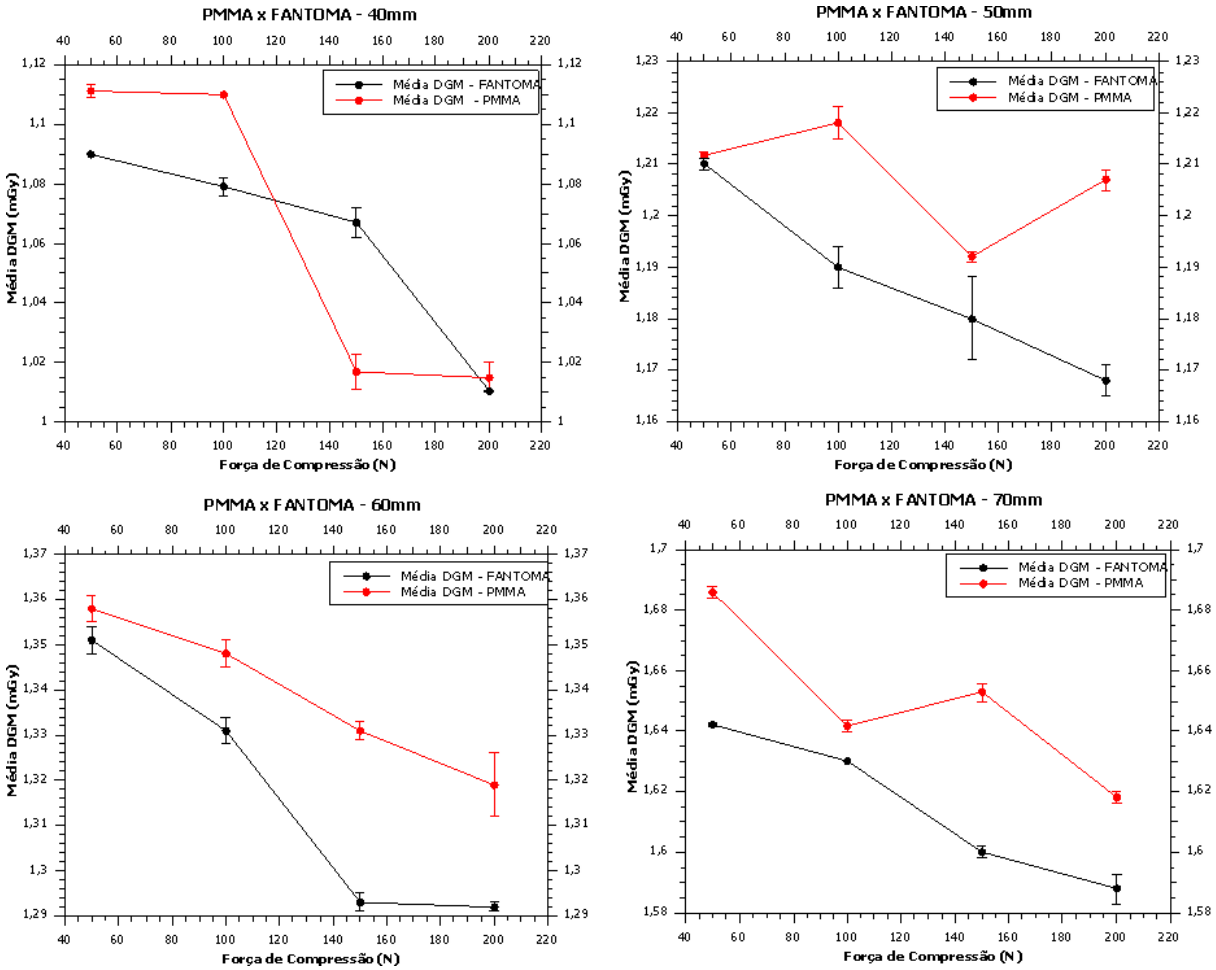
Observa-se que para o simulador FANTOMA + GEL apenas as espessuras de 40 mm e 70 mm mostraram diferenças estatisticamente significativos, considerando o intervalo de confiança de 95% com valor estatístico de $p < 0,05$. Já o simulador PMMA + GEL, apenas as espessuras de 50 mm e 70 mm. Sendo assim, considerando as forças máximas estabelecidas pela legislação, aplicar a força de 150 N pode ser considerada suficiente como contribuição para redução da dose, tendo em vista que os resultados não expressaram diferenças significativas entre essas forças.

5.3.Análise comparativa dos materiais utilizados

Para analisar as flutuações entre os materiais utilizados nos simuladores, foi utilizado o software Qtiplot© para plotar gráficos comparativos entre as diferentes espessuras de mama e os tipos de combinação utilizadas nos simuladores, para as forças de compressão definidas, além das médias de DGM com suas respectivas incertezas.

Na figura 18 são apresentados os resultados gráficos das médias de PMMA e fantoma para as diferentes espessuras.

Figura 18 – Gráficos comparativos PMMA x FANTOMA



Fonte: Autora

Considerando que o esperado é a DGM diminuir com o aumento da força, é possível observar que os resultados com o simulador composto pelo fantoma se comporta o mais próximo do esperado, tendo em vista que no gráfico do PMMA algumas doses aumentaram ao invés de diminuir.

De acordo com os resultados, para esse estudo o material mais adequado para a realização dos testes é o simulador com o fantoma em sua composição. Isso se deve ao fato de tratar-se de um fantoma próprio equivalente ao tecido mamário.

6 CONCLUSÕES

Os parâmetros técnicos do equipamento de mamografia que influenciam na aquisição da imagem foram caracterizados, observando que é possível fornecer um exame de qualidade a partir da colimação que garante o mínimo de exposições desnecessárias; das cominações alvo/filtro cuja contribuição é aprimorar o feixe de raios X de acordo com as características da mama resultando em melhoria da resolução da imagem; o controle automático de exposição cuja função é estabelecer as técnicas radiográficas necessárias para a realização do exame; além da força de compressão, parâmetro fundamental para evitar a sobreposição dos tecidos, o borramento da imagem, bem como a redução da dose. Todos esses e outros parâmetros físicos e técnicos do mamógrafo utilizado nessa pesquisa, estavam dentro dos padrões de qualidades estabelecidos, apresentado grau de eficiência na aquisição das imagens.

Cada mama apresenta características específicas tanto em espessura quanto em densidades. Tais características influenciam na escolha da combinação alvo/filtro, bem como nas técnicas radiográficas utilizadas. Sendo assim, esse trabalho não simula uma situação real, embora o fantoma utilizado tenha material equivalente, os simuladores foram utilizados apenas com objetivo de observar os valores de DGM com o aumento da força de compressão.

Considerando o intervalo de confiança de 95% do teste estatístico ANOVA aplicado para observar a significativa entre as variações de forças, pode-se dizer que para os diferentes tipos de materiais com diferentes espessuras, para a variação de forças de 100 N para 150 N, conforme a força aumentou a dose diminuiu. Ao passo que entre 150 N e 200 N, apenas algumas faixas possuem diferenças estatisticamente significativa, comprovando a necessidade e a importância que a força esteja entre 100 N e 150 N, sendo assim mais eficiente e mais próxima do real conforme determinado em legislação. Sendo assim, com os resultados obtidos, é possível concluir que o amento da força de compressão influencia na diminuição da DGM.

É necessário enfatizar a atuação do profissional para que o exame de mamografia seja realizado com equilíbrio entre a força de compressão suficiente para um exame de qualidade e com menor desconforto possível.

Como a resposta da DGM foi dada diretamente pelo mamógrafo, recomenda-se para trabalhos futuros o uso de detectores na aquisição das medidas, bem como simulações com as metodologias de referência para cálculo da DGM. Seria interessante também a tomada de medidas de outros equipamentos, inclusive da rede pública, além de comparar as exposições experimentais com as exposições reais, a fim de aprimorar a pesquisa e evidenciar ainda mais o quanto a força de compressão é importante no exame mamográfico.

REFERÊNCIAS

AGÊNCIA BRASIL. **OMS: novos casos de câncer devem aumentar 77% em 2050**. 2024. Disponível em: <https://agenciabrasil.ebc.com.br/internacional/noticia/2024-02/oms-novos- casos-de-cancer-devem-aumentar-77-ate- 2050#:~:text=A%20Organiza%C3%A7%C3% A3o%20Mundial%20da%20Sa%C3%BAde% 20(OMS)%20estima,est%C3%A1%20subindo %22%2C%20afirmou%20Freddie%20Bray%2 C%20chefe%20do> Acesso em: 02 mar. 2024.

ALMEIDA, C. D. **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.

ANVISA. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Instrução Normativa - IN Nº 92, de 27 de Maio de 2021**. Ministério da Saúde, 2021.

ARENAS, N., ALCANTARA, R., POSSO, M., LOURO, J., LEON, D. P., EJARQUE, B., ARRANZ, M., MAIQUES, J., CASTELLS, X., MACIÀ, F., ROMÁN, M., ARANA, A. R. **Comparison of technical parameters and women's experience between self-compression and standard compression modes in mammography screening: a single-blind randomized clinical trial**. European Radiology, v. 32, n. 11, 2022, p. 7480-7487.

ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. 1 ed. Wiley-VCH, Weinheim, 1986.

BINOTTO, M.; SCHWARTSMANN, G. **Qualidade de Vida Relacionada à Saúde de Pacientes com Câncer de Mama**: **revisão integrativa da literatura**. Revista Brasileira de Cancerologia, v. 66, n. 1, 2020, e-06405.

BUSHBERG, J. T., ANTHONY SEIBRT, EDWIN LEIDHOLDT, E JOHN. M. BOONE. **The Essential Physics of Medical Imaging**. Lippincott Williams e Wilkins, 2002.

BUSHONG, S.C. **Radiologic Science for Technologists-E-Book: Physics, Biology, and Protection**. Elsevier Health Sciences, 2013.

BUSS, P.M.; PELLEGRINI FILHO, A. **A Saúde e seus Determinantes Sociais**. Physis: Rev. Saúde Coletiva, v. 17, n. 1, 2007, p. 77-93.

CBR. Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem. **Bases Físicas e Tecnológicas em Diagnóstico por Imagem – Física Médica para Residentes**. Copyright, 2022.

CBR. Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem. **Parecer sobre Sistema de Compressão dos Mamógrafos**: **testes de controle de qualidade e compressão clínica**. 2022.

DANCE, D.R., SKINNER, C. L., YOUNG, K. C., BECKETT, J. R., KOTRE, C. J. **Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose usaing the UK mammography dosimetry protocol**. Phys. Med. Biol., v. 45, n. 11, 2000, p. 3225-3240.

DANCE, D. R., SECHOPOULOS, I. **Dosimetry in x-ray-based breast imaging**. Phys Med Biol., v. 61, n. 16, 2016, p. R271-R304.

GADELHA, C.A.G.; COSTA, L.S. **Saúde de desenvolvimento no Brasil: avanços e desafios**. Rev. Saúde Pública, v. 46, supl, 2012, p. 13-20.

IAEA. International Atomic Energy Agency. **Control de Calidade em Mamografia**. 2006.

INCA. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. **A situação do câncer de mama no Brasil: Síntese de dados dos Sistemas de Informação**. Ministério da Saúde, 2019

INCA. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. **Atualização em Mamografia para técnicos em Radiologia**. Ministério da Saúde, 2019.

INCA. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. **Diretrizes para a Detecção Precoce do Câncer de Mama no Brasil**. Ministério da Saúde, 2015.

INCA. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. **Estimativa 2023**: **Incidência de Câncer no Brasil**. Ministério da Saúde, 2022.

INCA. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. **MAMOGRAFIA: da prática ao controle**. Ministério da Saúde, 2007.

MOORE, K. L., DALLEY, A. F., AGUR, A. M. R. **Anatomia Orientada para a Clínica**. Editora Guanabara Koogan LTDA, 7ª edição. 2014.

NICÓSIA, L., GNOCCHI, G., GORINI, I., VENTURINI, M., FONTANA, F., PESAPANE, F., ABIUSO, I., BOZZINI, A. C., PIZZAMIGLIO, M., LATRONICO, A., ABBATE, F., MENEGHETTI, L., BATTAGLIA, O., PELLEGRINO, G., CASSANO, E. **History of Mammography: Analysis of Breast Imaging Diagnostic Achievements over the Last Century**. Healthcare, v. 11, n. 11, 2023, p. 1596.

OKUNO, E., YOSHIMURA, E. M. **Física das Radiações**. Oficina de Textos, São Paulo, 2010.

OPAS. Organização Pan Americana de Saúde. **Carga global de câncer aumenta em meio à crescente necessidade de serviços**. Organização Pan-Americana de Saúde, 2024. Disponível em: <https://www.paho.org/pt/noticias/1-2-2024-carga-global-cancer-aumenta-em-meio-crescente-necessidade- servicos#:~:text=A%20previs%C3%A3o%20%C3%A9%20de

%20mais,de%20casos%20esti mados%20em%202022>. Acesso em: 02 mar. 2024.

PEIXOTO, J. E. **Qualidade da imagem em mamografia**. Rev. Bras. Cancerol., v. 39, n. 3, 1993, p. 127-133.

PODGORSAK, E. B. **Radiation Physics for Medical Physicists.** Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2006.

PORTO, M.A.T.; TEIXEIRA, L.A.; SILVA, R.C.F. **Aspectos Históricos do Controle do Câncer de Mama no Brasil**. Revista Brasileira de Cancerologia, v. 59, n. 3, 2013, p. 331-339.

ROSA, M. **Estimativa da Dose de Entrada na Pele (DEP) para Espectros de raios X mamográficos simulados**. Trabalho de Conclusão de Curso. Uberlândia: IF/UFU, 2018.

SANTOS, O. M., LIMA, F. C. S., MARTINS, L. F. L., OLIVEIRA, J. F. P., ALMEIDA, L. M., CANCELA, M. C. **Estimativa de Incidência de Câncer no Brasil**, **2023-2025**. Revista Brasileira de Cancerologia 2023; 69(1): e-213700. 2023.

SANTOS, R.O.M.; ASSIS, M.; DIAS, M.B.K.; TOMAZELLI, J.G. **Riscos de resultado falso positivo no rastreamento mamográfico do Brasil**. Cad. Saúde Pública, v. 39, n. 5, 2023, e00117922.

SILVA, L. M. **Determinação da Dose de Entrada na Pele devido a raio X odontológico utilizando método de Monte Carlo**. Trabalho de Conclusão de Curso. Bahia: IF/UFRB, 2021.

SILVA, M.S.L.; SOUZA, V.L.T.S.; SILVA, D.S.M.; CASTRO, W.B.M. **Tecnólogos em Radiologia no processo de humanização do exame de mamografia**. Contemporânea, v. 2, n. 6, 2022, p. 1373-1385.

SOARES, F. A., LOPES, H. B. **Radiologia Convencional - Curso Técnico de Radiologia**. CEFET/SC, 2001.

SBM. Sociedade Brasileira de Mastologia. **Manual de Diretrizes – Tema: Rastreamento do Câncer de Mama.** 2022.

SOUZA NETO, J.A.; MORAIS JÚNIOR, J.H.S.; FONTENELE, D.M.; FROTS, N.L.P.; CAMPELO, V.M.; DIAS FILHO, J.C.; LIMA, I.M.; TEIXEIRA, V.J.C.L.; OLIVEIRA, M.A. **Rastreamento de câncer de mama**: **divergências e transcendência no contexto da atenção primária**. Revista Coopex, v. 14, n. 05, 2023, p. 4089-4100.

SULEIMAN, M. E., BRENNAN, P. C., MCENTEE, M. F. **Mean glandular dose in digital mammography: a dose calculation method comparison**. Journal of Medical Imaging, v. 4, n. 1,

2017, e013502.

TAUHATA, L., SALATI, I., DI PRINZIO, R. E., DI PRINZIO, R. A. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos.** 10ª revisão. Instituto de Radioproteção e Dosimetria, 2014

WAADE, G. G., SANDERUD, A., HOFVIND. S. **Compression force and radiation dose in the Norwegian Breast Cancer Screening Program**. European Journal of Radiology, v. 88, 2017, p. 41-46.

WILD, C. P.; WEIDERPASS, E.; STEWART, B. W. (ed.) **World cancer report: cancer research for cancer prevention**. Lyon, France: International Agency for Research on Cancer, 2020

XAVIER, A.C.S.; ANDRADE, M.E.A.; PINTO, B.V.C.; BARROS, V.S.M.; KRAMER, R.; KHOURY, H.J. **Study on patient dosimetry and image quality in digital mammography**. Res. Biomed. Eng., v. 33, n. 2, 2017, p. 138-143.

APÊNDICE I – MEDIDAS DE DGM OBTIDAS DOS SIMULADORES EM CADA ESPESSURA E TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS UTILIZADAS

Tabela 5 – Valores mínimos e máximos das técnicas radiográficas kV e mAs utilizadas nas exposições do conjunto PMMA + GEL, para as variações de espessura e força de compressão

40mm		50mm		60mm		70mm	
50N		50N		50N		50N	
kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99
kV máximo	34	kV máximo	33,99	kV máximo	33,99	kV máximo	33,99
mAs mínimo	20	mAs mínimo	25	mAs mínimo	30	mAs mínimo	38
mAs máximo	21	mAs máximo	25	mAs máximo	31	mAs máximo	39
100N		100N		100N		100N	
kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99
kV máximo	34	kV máximo	33,99	kV máximo	33,99	kV máximo	33,99
mAs mínimo	20	mAs mínimo	24	mAs mínimo	30	mAs mínimo	37
mAs máximo	20	mAs máximo	25	mAs máximo	31	mAs máximo	38
150N		150N		150N		150N	
kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99
kV máximo	34	kV máximo	34	kV máximo	33,99	kV máximo	33,99
mAs mínimo	19	mAs mínimo	24	mAs mínimo	29	mAs mínimo	37
mAs máximo	20	mAs máximo	25	mAs máximo	30	mAs máximo	38
200N		200N		200N		200N	
kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99
kV máximo	34	kV máximo	34	kV máximo	33,99	kV máximo	33,99
mAs mínimo	19	mAs mínimo	24	mAs mínimo	28	mAs mínimo	36
mAs máximo	20	mAs máximo	24	mAs máximo	30	mAs máximo	37
				Outro valor	29		

Fonte: Autora

Tabela 6 – Valores de mínimos e máximos das técnicas radiográficas kV e mAs utilizadas nas exposições do conjunto FANTOMA+ GEL, para as variações de espessura e força de compressão

40mm		50mm		60mm		70mm	
50N		50N		50N		50N	
kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99
kV máximo	34	kV máximo	34	kV máximo	33,99	kV máximo	33,99
mAs mínimo	20	mAs mínimo	24	mAs mínimo	29	mAs mínimo	37
mAs máximo	20	mAs máximo	24	mAs máximo	30	mAs máximo	37
100N		100N		100N		100N	
kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99
kV máximo	34	kV máximo	34	kV máximo	33,99	kV máximo	33,99
mAs mínimo	19	mAs mínimo	23	mAs mínimo	29	mAs mínimo	37
mAs máximo	20	mAs máximo	24	mAs máximo	30	mAs máximo	37
150N		150N		150N		150N	
kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99
kV máximo	34	kV máximo	34	kV máximo	33,99	kV máximo	33,99
mAs mínimo	19	mAs mínimo	22	mAs mínimo	28	mAs mínimo	35
mAs máximo	20	mAs máximo	24	mAs máximo	29	mAs máximo	37
		Outro valor	23			Outro valor	36
200N		200N		200N		200N	
kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99	kV mínimo	33,99
kV máximo	34	kV máximo	34	kV máximo	33,99	kV máximo	33,99
mAs mínimo	19	mAs mínimo	23	mAs mínimo	28	mAs mínimo	35
mAs máximo	19	mAs máximo	24	mAs máximo	28	mAs máximo	36

Fonte: Autora

Tabela 7 – Valores de DGM obtidos das 30 exposições do simulador PMMA + GEL na espessura de 40 mm

DGM (mGy)			
50 N	100 N	150 N	200 N
1,12	1,11	1,10	1,11
1,10	1,11	1,11	1,11
1,12	1,11	1,11	1,00
1,12	1,11	1,02	1,00
1,10	1,11	0,99	1,00
1,12	1,11	1,02	1,02
1,10	1,11	0,99	1,00
1,10	1,11	1,02	1,02
1,10	1,11	1,02	1,00
1,12	1,11	1,02	1,00
1,12	1,11	1,02	1,00
1,10	1,11	1,00	1,04
1,10	1,11	1,02	1,00
1,12	1,11	1,02	1,00
1,12	1,11	1,02	1,00
1,12	1,11	1,00	1,00
1,10	1,11	1,00	1,00
1,12	1,11	1,02	1,00
1,10	1,11	1,02	1,03
1,12	1,11	0,99	1,03
1,12	1,11	1,00	1,00
1,10	1,11	0,99	1,00
1,12	1,11	1,00	1,00
1,10	1,11	0,99	1,00
1,12	1,11	1,00	1,04
1,12	1,11	0,99	1,02
1,10	1,11	1,00	1,00
1,10	1,11	1,02	1,00
1,12	1,11	0,99	1,03
1,10	1,11	1,02	1,00

Fonte: Autora

Tabela 8 – Valores de DGM obtidos das 30 exposições do simulador FANTOMA + GEL na espessura de 40 mm

DGM (mGy)			
50 N	100 N	150 N	200 N
1,09	1,08	1,08	1,01
1,09	1,06	1,08	1,01
1,09	1,10	1,08	1,01
1,09	1,06	1,08	1,01
1,09	1,10	1,08	1,01
1,09	1,06	1,08	1,01
1,09	1,06	1,08	1,01
1,09	1,06	1,08	1,01
1,09	1,10	1,08	1,01
1,09	1,10	1,08	1,01
1,09	1,06	1,08	1,01
1,09	1,10	1,08	1,01
1,09	1,10	1,08	1,01
1,09	1,10	1,08	1,01
1,09	1,06	1,08	1,01
1,09	1,06	1,08	1,01
1,09	1,07	1,08	1,01
1,09	1,10	1,08	1,01
1,09	1,06	1,08	1,02
1,09	1,10	1,08	1,01
1,09	1,06	1,08	1,01
1,09	1,06	1,08	1,01
1,09	1,10	1,08	1,01
1,09	1,06	1,08	1,01
1,09	1,10	1,00	1,01
1,09	1,09	1,00	1,01
1,09	1,06	1,00	1,01
1,09	1,10	1,00	1,01
1,09	1,09	1,00	1,01
1,09	1,06	1,08	1,01

Fonte: Autora

Tabela 9 – Valores de DGM obtidos das 30 exposições do simulador PMMA + GEL na espessura de 50 mm

DGM (mGy)			
50 N	100 N	150 N	200 N
1,22	1,21	1,22	1,19
1,21	1,2	1,22	1,19
1,22	1,21	1,19	1,18
1,21	1,2	1,19	1,21
1,21	1,21	1,19	1,21
1,21	1,23	1,19	1,21
1,21	1,21	1,19	1,18
1,22	1,23	1,19	1,21
1,21	1,2	1,19	1,21
1,22	1,21	1,19	1,21
1,21	1,2	1,19	1,21
1,22	1,23	1,19	1,21
1,21	1,2	1,19	1,21
1,21	1,23	1,19	1,21
1,21	1,23	1,19	1,21
1,21	1,23	1,19	1,21
1,21	1,23	1,19	1,21
1,21	1,23	1,19	1,21
1,21	1,23	1,19	1,21
1,21	1,19	1,19	1,21
1,21	1,23	1,19	1,21
1,21	1,23	1,19	1,21
1,21	1,2	1,19	1,21
1,21	1,23	1,19	1,21
1,21	1,19	1,19	1,21
1,21	1,23	1,19	1,21
1,21	1,23	1,19	1,21
1,21	1,23	1,19	1,21
1,21	1,23	1,19	1,21
1,21	1,23	1,19	1,21

Fonte: Autora

Tabela 10 – Valores de DGM obtidos das 30 exposições do simulador FANTOMA + GEL na espessura de 50 mm

DGM (mGy)			
50 N	100 N	150 N	200 N
1,22	1,19	1,23	1,20
1,21	1,20	1,23	1,20
1,21	1,20	1,23	1,16
1,21	1,20	1,23	1,20
1,22	1,20	1,23	1,21
1,22	1,17	1,13	1,16
1,19	1,22	1,14	1,16
1,21	1,17	1,13	1,16
1,21	1,21	1,13	1,16
1,21	1,21	1,22	1,16
1,21	1,21	1,13	1,16
1,21	1,21	1,13	1,16
1,21	1,22	1,18	1,16
1,21	1,20	1,13	1,16
1,21	1,15	1,22	1,20
1,21	1,20	1,18	1,16
1,21	1,15	1,22	1,16
1,21	1,20	1,13	1,16
1,21	1,20	1,22	1,20
1,21	1,15	1,13	1,16
1,21	1,20	1,22	1,16
1,21	1,15	1,13	1,16
1,21	1,20	1,22	1,16
1,21	1,20	1,21	1,16
1,21	1,15	1,18	1,16
1,20	1,20	1,22	1,16
1,21	1,15	1,18	1,16
1,21	1,20	1,13	1,16
1,21	1,20	1,19	1,16
1,21	1,20	1,14	1,16

Fonte: Autora

Tabela 11 – Valores de DGM obtidos das 30 exposições do simulador PMMA + GEL na espessura de 60 mm

DGM (mGy)			
50 N	100 N	150 N	200 N
1,37	1,35	1,32	1,26
1,37	1,35	1,32	1,35
1,37	1,35	1,32	1,35
1,37	1,35	1,32	1,35
1,37	1,35	1,32	1,35
1,33	1,35	1,32	1,35
1,33	1,35	1,32	1,26
1,37	1,36	1,32	1,35
1,37	1,35	1,34	1,35
1,37	1,36	1,34	1,35
1,37	1,36	1,34	1,27
1,37	1,32	1,34	1,35
1,37	1,36	1,34	1,35
1,33	1,36	1,34	1,26
1,36	1,32	1,34	1,26
1,37	1,36	1,34	1,33
1,33	1,36	1,32	1,33
1,35	1,36	1,32	1,33
1,35	1,33	1,34	1,35
1,33	1,32	1,34	1,33
1,37	1,36	1,34	1,30
1,35	1,36	1,34	1,33
1,37	1,36	1,34	1,35
1,35	1,36	1,34	1,35
1,33	1,32	1,34	1,33
1,37	1,32	1,30	1,26
1,37	1,36	1,34	1,26
1,37	1,36	1,30	1,33
1,35	1,32	1,34	1,33
1,37	1,36	1,34	1,26

Fonte: Autora

Tabela 12 – Valores de DGM obtidos das 30 exposições do simulador FANTOMA + GEL na espessura de 60 mm

DGM (mGy)			
50 N	100 N	150 N	200 N
1,33	1,30	1,32	1,31
1,36	1,30	1,32	1,31
1,36	1,30	1,31	1,29
1,36	1,36	1,28	1,29
1,36	1,30	1,31	1,29
1,36	1,30	1,28	1,29
1,32	1,30	1,29	1,29
1,33	1,31	1,29	1,29
1,36	1,34	1,29	1,29
1,36	1,31	1,29	1,29
1,33	1,34	1,29	1,29
1,36	1,34	1,29	1,29
1,36	1,34	1,29	1,29
1,36	1,34	1,29	1,29
1,36	1,34	1,29	1,29
1,36	1,34	1,29	1,29
1,36	1,34	1,29	1,29
1,32	1,34	1,29	1,29
1,36	1,34	1,29	1,29
1,36	1,34	1,29	1,29
1,33	1,34	1,29	1,29
1,36	1,34	1,29	1,29
1,36	1,34	1,29	1,29
1,36	1,34	1,29	1,30
1,36	1,34	1,29	1,29
1,32	1,34	1,29	1,29
1,36	1,34	1,30	1,29
1,36	1,34	1,29	1,29
1,36	1,34	1,29	1,29
1,32	1,34	1,29	1,29
1,36	1,34	1,29	1,29

Fonte: Autora

Tabela 13 – Valores de DGM obtidos das 30 exposições do simulador PMMA + GEL na espessura de 70 mm

DGM (mGy)			
50 N	100 N	150 N	200 N
1,69	1,63	1,63	1,59
1,69	1,63	1,61	1,59
1,69	1,63	1,62	1,59
1,69	1,63	1,62	1,64
1,69	1,63	1,62	1,62
1,69	1,66	1,66	1,62
1,69	1,66	1,66	1,62
1,69	1,66	1,66	1,62
1,69	1,66	1,66	1,62
1,69	1,66	1,66	1,62
1,69	1,66	1,66	1,62
1,69	1,64	1,66	1,62
1,69	1,64	1,66	1,62
1,69	1,64	1,66	1,62
1,69	1,64	1,66	1,62
1,65	1,64	1,66	1,62
1,69	1,64	1,66	1,62
1,69	1,64	1,66	1,62
1,69	1,64	1,66	1,62
1,69	1,64	1,66	1,62
1,69	1,64	1,66	1,62
1,69	1,64	1,66	1,62
1,69	1,64	1,66	1,62
1,69	1,64	1,66	1,62
1,65	1,64	1,66	1,62
1,65	1,64	1,66	1,62
1,69	1,64	1,66	1,62
1,69	1,64	1,66	1,62
1,69	1,64	1,66	1,62
1,69	1,64	1,66	1,62

Fonte: Autora

Tabela 14 – Valores de DGM obtidos das 30 exposições do simulador FANTOMA + GEL na espessura de 70 mm

DGM (mGy)			
50 N	100 N	150 N	200 N
1,65	1,63	1,61	1,60
1,65	1,63	1,60	1,60
1,65	1,63	1,60	1,60
1,65	1,63	1,60	1,60
1,65	1,63	1,60	1,60
1,64	1,63	1,60	1,61
1,64	1,63	1,60	1,61
1,64	1,63	1,60	1,61
1,64	1,63	1,60	1,61
1,64	1,63	1,60	1,61
1,65	1,63	1,60	1,61
1,65	1,63	1,60	1,61
1,64	1,63	1,60	1,61
1,64	1,63	1,60	1,61
1,64	1,63	1,60	1,61
1,64	1,63	1,60	1,61
1,64	1,63	1,60	1,61
1,64	1,63	1,60	1,55
1,64	1,63	1,60	1,61
1,64	1,63	1,60	1,61
1,64	1,63	1,60	1,55
1,64	1,63	1,55	1,55
1,64	1,63	1,64	1,55
1,64	1,63	1,60	1,55
1,64	1,63	1,60	1,55
1,64	1,63	1,60	1,55
1,64	1,63	1,60	1,55
1,64	1,63	1,60	1,61
1,64	1,63	1,60	1,55
1,64	1,63	1,60	1,55

Fonte: Autora