

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

CONRADO DA SILVA E OLIVEIRA NETO

**AVALIAÇÃO DA INTERFERÊNCIA DA VARIAÇÃO DE TENSÃO NA
QUALIDADE DE IMAGENS MAMOGRÁFICAS**

UBERLÂNDIA

2024

CONRADO DA SILVA E OLIVEIRA NETO

**AVALIAÇÃO DA INTERFERÊNCIA DA VARIAÇÃO DE TENSÃO NA
QUALIDADE DE IMAGENS MAMOGRÁFICAS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Corpo Docente do Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Engenheira(o) Biomédico.

Orientador(a): Ana Cláudia Patrocínio

Prof(a). Dr(a). Ana Cláudia Patrocínio

Uberlândia, MG

2024

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Oliveira Neto, Conrado

Título do Trabalho/ **Conrado da Silva e Oliveira Neto.**
- **UBERLÂNDIA, 2024** 28 p.: il. (algumas color.); 30 cm.

Orientador: Profa. Dra. Ana Cláudia Patrocínio

Trabalho de Conclusão de Curso - Universidade Federal de Uberlândia - UFU Faculdade de Engenharia Elétrica. **2024.**
Inclui bibliografia.

1. Controle de qualidade
1. 2. Mamógrafo
2. 2. Medidor multiparamétrico
3. I. Ana Cláudia Patrocínio. II. Universidade Federal de Uberlândia. III. Faculdade de Engenharia Elétrica. IV. Engenharia Biomédica.

CONRADO DA SILVA E OLIVEIRA NETO

**AVALIAÇÃO DA INTERFERÊNCIA DA VARIAÇÃO DE TENSÃO NA
QUALIDADE DE IMAGENS MAMOGRÁFICAS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Corpo Docente do Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal Uberlândia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Engenheira(o) Biomédica.

Aprovado em 07 de Novembro de 2024 pela banca examinadora.

BANCA EXAMINADORA

Prof(a). Dr(a). Ana Cláudia Patrocínio – Orientador(a)

UFU

Prof(a). Dr(a). Gabriella Lelis Silva – Membro Convidado

UFU

Prof(a). Dr(a). Homero Schiabel – Membro Convidado

UFSC

Prof(a). Dr(a). Pedro Cunha Carneiro – Membro Convidado

UFU

Uberlândia

2024

Dedicatória: Dedico este trabalho à minha família, que enfrentou o sol para que eu pudesse caminhar à sombra.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente aos meus pais, Renato e Cláudia, e minha irmã Andressa por todo o amor, apoio e sacrifício ao longo desses mais de 5 anos. Vocês garantiram que eu conseguisse chegar até aqui, e cada conquista minha é, na verdade, um reflexo de tudo o que fizeram por mim.

Aos meus amigos da minha cidade natal meu muito obrigada por me apoiarem a descobrir ser quem eu. Abraços à Marco Antônio Galvão, Ana Luiza Miranda e Ana Carolina Filbida. Em especial obrigada a Geovana Guimarães por me ajudar a constituir um lar onde eu possa ser eu.

Aos meus amigos que conheci na universidade, agradeço por estarem ao meu lado nas noites em claro, sempre prontos para me motivar e me arrancar um sorriso, mesmo nos dias mais difíceis. Algumas famílias a gente conhece ao longo do caminho. Muito obrigado principalmente a Solano, Igor Miranda e João Vitor Silva.

Aos meus orientadores e amigos Ana Cláudia Patrocínio e Pedro Carneiro por me incentivarem e me apoiarem em um ano e meio de pesquisas e conversas.

À minha namorada Ana Gabriela por me ajudar a ter paciência, conforto, amor e apoio que eu precisava para concluir este curso.

A todos vocês, minha gratidão eterna.

"A tecnologia só é útil quando usada para melhorar a vida das pessoas."

Herbert Simon

RESUMO

O câncer de mama é a segunda neoplasia de maior incidência entre as mulheres no Brasil e uma das principais causas de mortalidade global feminina. A mamografia se destaca como um método diagnóstico essencial para a detecção precoce, o que é crucial para a redução das taxas de mortalidade, possibilitando intervenções menos invasivas e maior chance de cura. Este trabalho tem como objetivo avaliar a interferência da variação da tensão do tubo de raios X na qualidade de imagens mamográficas, considerando os limites estabelecidos pela legislação brasileira. Utilizando o medidor multiparamétrico Piranha RTI, foram realizados testes de exatidão e reprodutibilidade da tensão, além de capturar imagens com o Phantom Cleópatra, um simulador mamográfico que imita tecidos mamários reais. A metodologia envolveu a aquisição de imagens mamográficas sob diferentes tensões (33 kV e 35 kV), com o ajuste automático do mAs para diferentes configurações do Phantom utilizado foram imagens com diferentes produtos corrente tempo, seguido da análise quantitativa da qualidade das imagens por meio de ferramentas computacionais no MATLAB. Foram calculadas métricas como a média e o desvio padrão das intensidades de pixel, a relação sinal-ruído (SNR) e o Índice de Similaridade Estrutural (SSIM), que permitiram avaliar a uniformidade, o nível de ruído e a degradação estrutural das imagens. Os testes de controle de qualidade foram realizados conforme a Instrução Normativa 92 e a Resolução RDC nº 611/22, que regulam os parâmetros de dose e tensão na mamografia. Os resultados mostraram que o aumento de 6,06% na tensão, embora permitido pela legislação, gerou um aumento na dose de radiação sem causar grandes mudanças na qualidade da imagem, conforme evidenciado pela análise do SNR e do SSIM. As imagens adquiridas com 33 kV e 35 kV apresentaram pouca variação na intensidade média e no contraste, mas a análise dos valores de exposição e taxa de exposição revelou um aumento significativo na dose administrada. Conclui-se que, mesmo dentro dos limites regulamentares, é fundamental manter rigorosos padrões de controle e garantir que a exposição do paciente seja minimizada, alinhando-se ao princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) para proteger a saúde dos pacientes sem comprometer o diagnóstico.

Palavras-Chave: Mamografia, Qualidade de Imagem, Tensão do Tubo, Piranha RTI, Proteção Radiológica.

ABSTRACT

Breast cancer ranks as the second most common malignancy among women in Brazil and is one of the leading causes of global female mortality. Mammography stands out as a vital diagnostic method for early cancer detection, which is crucial for lowering mortality rates and enabling less invasive interventions with higher chances of successful treatment. This study aims to evaluate the impact of X-ray tube voltage variation on the quality of mammographic images, within the limits set by Brazilian regulations. Using the Piranha RTI multiparameter meter, tests for tube voltage accuracy and reproducibility were performed, and images were captured with the Cleopatra Phantom, a mammographic simulator designed to mimic real breast tissues. The methodology included image acquisition at different tube voltages (33 kV and 35 kV), with automatic mAs adjustment, followed by a quantitative image quality analysis using MATLAB. Metrics such as the mean and standard deviation of pixel intensities, Signal-to-Noise Ratio (SNR), and Structural Similarity Index (SSIM) were calculated to assess image uniformity, noise levels, and structural degradation. The quality control tests were conducted in compliance with the Instruction Normative 92 and RDC Resolution 611/22, which govern dose and voltage parameters in mammography. The results indicated that a 5.71% increase in tube voltage, while permissible under regulations, led to a significant increase in radiation dose without notably improving image quality, as shown by the SNR and SSIM values. Images taken at 33 kV and 35 kV exhibited minimal differences in mean intensity and contrast; however, analysis of exposure and exposure rate values revealed a marked increase in administered dose. The study concludes that, even within regulatory limits, maintaining strict quality control is essential to minimize patient exposure, adhering to the ALARA principle (As Low As Reasonably Achievable) to ensure patient safety without compromising diagnostic accuracy.

Keywords: Mammography, Image Quality, Tube Voltage, Piranha RTI, Radiological Protection.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1: EXEMPLO DE UMA AQUISIÇÃO DE DADOS NO OCEAN	27
FIGURA 2: MAMÓGRAFO SIEMENS COM MEDIDOR MULTIPARAMÉTRICO E SIMULADOR DE MAMA	28
FIGURA 3: DIAGRAMA DE TRABALHO DO SSIM	32
FIGURA 4: CONFIGURAÇÃO DE SIMULADOR DE MAMA A COM 33 KV A ESQUERDA E 35 KV A DIREITA	35
FIGURA 5: CONFIGURAÇÃO DE SIMULADOR DE MAMA B COM 33 KV A ESQUERDA E 35 KV A DIREITA	35
FIGURA 6: CONFIGURAÇÃO DE SIMULADOR DE MAMA C COM 33 KV A ESQUERDA E 35 KV A DIREITA	36
FIGURA 7: CONFIGURAÇÃO DE SIMULADOR DE MAMA D COM 33 KV A ESQUERDA E 35 KV A DIREITA	36
FIGURA 8: CONFIGURAÇÃO DE SIMULADOR DE MAMA E COM 33 KV A ESQUERDA E 35 KV A DIREITA	37
FIGURA 9: CONFIGURAÇÃO DE SIMULADOR DE MAMA F COM 33 KV A ESQUERDA E 35 KV A DIREITA	37
FIGURA 10: CONFIGURAÇÃO DE SIMULADOR DE MAMA G COM 33 KV A ESQUERDA E 35 KV A DIREITA	38
FIGURA 11: SSIM CONFIGURAÇÃO A	44
FIGURA 12: SSIM CONFIGURAÇÃO B	45
FIGURA 13: SSIM CONFIGURAÇÃO C	45
FIGURA 14: SSIM CONFIGURAÇÃO D	46
FIGURA 15: SSIM CONFIGURAÇÃO E	46
FIGURA 16: SSIM CONFIGURAÇÃO F	47
FIGURA 17: SSIM CONFIGURAÇÃO G	48

LISTA DE TABELAS

TABELA 1:QUANTIDADE DE MAS UTILIZADO NAS IMAGENS	34
TABELA 2: DADOS DE MAS, EXPOSIÇÃO E TAXA DE EXPOSIÇÃO	39
TABELA 3:MÉDIA DE VALORES DE EXPOSIÇÃO E TAXA DE EXPOSIÇÃO	39
TABELA 4 – DADOS E CÁLCULOS DOS VALORES KV, MÉDIAS E DESVIO (D).	40
TABELA 5:CÁLCULOS DOS VALORES DE DESVIO PADRÃO E DE COEFICIENTE DE VARIAÇÃO (CV)	41
TABELA 6: RESULTADOS DE MÉDIA, DESVIO PADRÃO E RELAÇÃO SINAL RUÍDO	42
TABELA 7: RESULTADOS DE MÉDIA, DESVIO PADRÃO E RELAÇÃO SINAL RUÍDO	43

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
c	Contraste
CAE	Controle Automático de Exposição
cm	Centímetro
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CNR	Relação contraste-ruído
CSR	Camada semirredutora
CV	Coefficiente de variação
d	Desvio
DEP	Dose de entrada na pele
DGM	Dose glandular média
DO	Densidade óptica
DQE	Eficiência Quântica Definitiva
E	Estrutura
EAS	Estabelecimento Assistencial de Saúde
EBSERH	Empresa Brasileira de Serviços Hospitalares
EXP	Exposição
FOM	Figura de mérito
HVL	High Value Load
ICRP	Comissão Internacional de Proteção Radiológica
IEC	Comissão Eletrotécnica Internacional
IN	Instrução Normativa
kV	Quilovoltagem
kVp	Quilovoltagem de pico
l	Luminância
mAs	Produto corrente tempo
mGy	Miligrey
mGy/s	Miligrey por segundo
mm	milímetro
Mo	Molibdênio

N	Newton
OMS	Organização Mundial da Saúde
PTB	Physikalish-Technische Bundesanstalt
Rh	Ródio
ROI	Região de interesse
PMMA	Polimetilmetacrilato
RDC	Resolução da Diretoria Colegiada
SNR	<i>Signal to Noise Ratio</i>
SSIM	<i>Structural Similarity Index</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

σ	Desvio Padrão
μ_x	Média
α	Alfa
β	Beta
γ	Sigma

Sumário

1	INTRODUÇÃO	17
1.1	JUSTIFICATIVA	18
1.2	OBJETIVOS GERAIS.....	18
1.3	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	18
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	20
2.1	ESTADO DA ARTE.....	20
2.2	MEDIDOR MULTIPARAMÉTRICO PIRANHA	23
2.3	PROTEÇÃO RADIOLÓGICA.....	24
2.4	LEGISLAÇÃO BRASILEIRA SOBRE RADIOLOGIA	25
2.5	FORMAÇÃO DE IMAGEM.....	25
3	METODOLOGIA.....	27
3.1	AQUISIÇÃO DE IMAGENS DE SIMULADOR MAMOGRÁFICO	28
3.2	AQUISIÇÃO COM MEDIDOR MULTIPARAMÉTRICO	29
3.2.1	EXATIDÃO E REPRODUTIBILIDADE DE TENSÃO DO TUBO	29
3.3	ANÁLISE QUANTITATIVA DA QUALIDADE DE IMAGENS DIGITAIS.....	30
3.3.1	MÉDIA E DESVIO PADRÃO	30
3.3.2	RELAÇÃO SINAL RUÍDO (SNR).....	31
3.3.3	ÍNDICE DE SIMILARIDADE ESTRUTURAL (SSIM)	31
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	34
4.1	IMAGENS ADQUIRIDAS DO SIMULADOR DE MAMA	34
4.2	AQUISIÇÃO COM O MEDIDOR MULTIPARAMÉTRICO	38
4.2.1	TESTE DE EXATIDÃO E REPRODUTIBILIDADE DE TENSÃO DO TUBO	
	40	
4.3	ANÁLISE COMPARATIVA DE IMAGENS COMPUTACIONALMENTE.....	42
5	CONCLUSÃO	49
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	50
	APÊNDICE A – ALGORITMO MATLAB PARA ANÁLISE QUANTITATIVA	52

1 INTRODUÇÃO

O câncer de mama tem a segunda maior incidência de neoplasia em mulheres no Brasil, além de ser uma das principais causas de mortalidade entre mulheres no planeta. O diagnóstico precoce do câncer por exame de imagem é essencial para reduzir taxas de mortalidade, pois permite intervenções menos invasivas e eleva as chances de cura (De Souza & Nunes). De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), a mamografia é um dos métodos mais eficazes para a detecção precoce do câncer de mama, evidenciando sua importância nos programas de rastreamento populacional (De Souza & Nunes, 2020).

A qualidade de imagens mamográficas é um fator determinante para garantir um diagnóstico de confiança, visto que imagens de alta resolução e bom contraste são essenciais para identificação de estruturas de difícil identificação, como microcalcificações e outros tipos de lesões. Assim, pequenas variações nos parâmetros técnicos podem interferir na qualidade visual e na interpretação das imagens, resultando em diagnósticos errôneos como falsos negativos ou positivos (Corrêa et al., 2012).

Deste modo, há a necessidade de um rigoroso controle e garantia de qualidade em mamografia para assegurar a precisão e segurança dos exames. Necessita-se fazer testes regulares e minuciosos nos mamógrafos para garantir que os equipamentos estejam dentro dos padrões de exigências de segurança e desempenho (INCA, 2019). Detectores de radiação são utilizados para monitorar diversos parâmetros essenciais como dose, tensão aplicada no tubo de raios X, taxa de kerma no ar, tempo de exposição e assegurar a qualidade das imagens geradas (Neto et al., 2024).

No Brasil, a exposição à radiação ionizante durante exames de mamografia é regulamentada por normas específicas que estabelecem margens de erro aceitáveis para os parâmetros de dose. Estas normas, estabelecidas pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), visam equilibrar a necessidade de imagens de alta qualidade com a minimização da dose de radiação recebida pelos pacientes (Tanimoto Sarau et al., n.d.).

A proteção radiológica também é uma prioridade nas práticas de mamografia, guiada pelo princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), que busca manter a exposição à radiação o mais baixa possível, sem prejudicar a qualidade de formação de imagem. As práticas de controle de qualidade estão intimamente ligadas à segurança dos pacientes e dos

profissionais de saúde, assegurando que os exames sejam realizados de forma segura e eficiente (INCA, 2019).

Em suma, a importância do controle de qualidade em mamografia vai além da simples manutenção de equipamentos; trata-se de garantir diagnósticos precisos, seguros e confiáveis, alinhados às normas regulatórias e os princípios de proteção radiológica.

1.1 JUSTIFICATIVA

A mamografia, sendo o principal exame de diagnóstico de câncer de mama, deve seguir padrões rigorosos de qualidade a fim de garantir a eficácia diagnóstica e a segurança de pacientes e profissionais da saúde. A precisão e confiabilidade de exames mamográficos são cruciais, pois pequenas variações podem comprometer a detecção precoce da doença, o que é fundamental para o sucesso do tratamento. Por isso, é necessário que os exames sejam submetidos a testes contínuos e rigorosos de controle de qualidade, tanto em relação à dose de radiação quanto à nitidez e clareza das imagens obtidas.

Neste contexto, há a necessidade de uma avaliação detalhada dos quesitos técnicos e clínicos presentes na realização de mamografias, com foco no impacto que as margens de erro legais permitidas nas normativas brasileiras sobre dose do tubo de raios X interfere na qualidade das imagens realizadas. E da investigação de como essas margens influenciam nas propriedades das imagens potencialmente aperfeiçoando os procedimentos de proteção radiológica e garantindo uma maior precisão na detecção de lesões mamárias.

1.2 OBJETIVOS GERAIS

O objetivo deste trabalho é efetuar testes de controle de qualidade de mamografia utilizando um medidor multiparamétrico Piranha da RTI e um phantom de mama. A partir dos resultados detectados avaliar o efeito da margem de erro legal dos padrões de reprodutibilidade e exatidão do tubo de raios X estabelecidos pela legislação brasileira e como isso afeta a imagem.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Aprender a utilizar o medidor multiparamétrico Piranha para adquirir medidas de qualidade;

- Efetuar testes de controle de qualidade com o medidor e obter imagens com doses diferentes com o Phantom Cleópatra desenvolvido no projeto de pesquisa MOARA DOI ETC;
- Analisar os dados e as imagens com o intuito de quantificar a variação da norma brasileira o quanto interfere na qualidade digital imagem.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 ESTADO DA ARTE

A radiologia diagnóstica é amplamente utilizada pela sua eficácia em identificar patologias e lesões sem necessidade de intervenção invasiva, sendo essencial para a detecção de doenças como o câncer. No entanto, essa técnica representa a maior fonte de exposição à radiação ionizante proveniente de fontes artificiais, o que exige que o uso de radiação seja sempre justificado e otimizado. Dessa forma, é necessário o controle rigoroso da dose e qualidade da exposição para garantir que as imagens sejam adequadas para o diagnóstico sem expor o paciente a níveis desnecessários de radiação, que podem ter efeitos prejudiciais a longo prazo.

Organizações internacionais, como a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) e a Organização Mundial da Saúde (OMS), fornecem diretrizes para minimizar a exposição, recomendando o uso de equipamentos modernos e protocolos otimizados. No Brasil, a ANVISA, por meio da Resolução RDC nº 611/22, estabelece limites de dose e normas de treinamento e manutenção, além de testes de controle de qualidade para garantir a segurança de pacientes e profissionais. Essas medidas asseguram que a qualidade da imagem seja mantida, preservando ao máximo a saúde de todos os envolvidos nos processos de radiodiagnóstico (ANVISA, 2022).

O estudo de Ismail (2020) utilizou Piranha Black 457, RTI Electronic com objetivo de comparar seus resultados de kVp e camada semirredutora com os mostrados no painel de controle do equipamento mamográfico. Os testes foram feitos variando kVp de 23 a 31. Em imagens de mamografia, o material alvo mais comum usado em mamógrafos é o alvo de molibdênio (Mo) com filtros de Mo. Na publicação da Comissão Eletrotécnica Internacional (IEC) 61267, são estabelecidos três parâmetros para medir a qualidade do feixe, o material alvo que é Mo, a espessura do filtro de Mo e a voltagem do tubo. Enquanto isso, as qualidades padrão do feixe combinado de alvo de Mo com filtros de ródio (Rh) foram estabelecidas pelo Laboratório de padrões primários Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB). A partir dos resultados, o kVp configurado e o kVp medido mostram uma diferença significativa de 2 a 4 kV. A camada semirredutora medida para o kVp antes e depois da correção também mostra um padrão similar, onde camada semirredutora depois que o kVp está correto é quase idêntico às qualidades de feixe padrão com a diferença de 1%. Isso verifica que a medição de kVp usando um medidor de kVp pode ser validada com apenas uma medição simples de camada semirredutora para qualidades de feixe padrão de mamografia (Ismail & Kabir, 2020).

O estudo de Wysocka – Rabin (2021) teve avanços na tecnologia de detectores digitais e métodos de apresentação de imagens em mamografia digital que agora oferecem a possibilidade de implementar métodos de avaliação matemática para análise quantitativa de imagens. O objetivo deste trabalho foi desenvolver um novo software para simplificar a aplicação do padrão internacional existente para DQE em mamografia digital e mostrar em detalhes como ele pode ser aplicado, usando um Siemens Mammomat Inspiration como modelo. Para os testes foi utilizado o protocolo IEC, com lâminas de Al de 2 mm na saída do tubo e imagens em formato DICOM rawdata, sem aplicar nenhum pós-processamento adicional. As medições foram realizadas para a combinação de ânodo/filtro W/Rh e diferentes valores de tensão do tubo (26 - 34 kV) sem nenhuma grade antiespalhamento. Para verificar o novo software, doses variando de 20-600 μGy foram usadas nas afarições. A exposição (kerma no ar) foi medida usando um medidor de radiação calibrado (Piranha Black 457, RTI Electronics AB, Suécia). O MTF foi determinado usando um dispositivo de teste de borda construído especificamente para este trabalho. Foi demonstrado que com o novo software o DQE pode ser medido com a precisão exigida pelo padrão internacional IEC 62220-1-2. O DQE foi apresentado como uma função da frequência espacial para a combinação de ânodo/filtro W/Rh e diferentes tensões de tubo. Conclusões: O novo software foi usado com sucesso para analisar parâmetros de qualidade de imagem para o detector Siemens Mammomat Inspiration (Wysocka-Rabin et al., 2021).

No estudo de Azevedo (2022) discute sobre a otimização para mamografias de mamas espessas, pesquisa abordou o prejuízo para a reprodução de imagens de mamas espessas, que necessitam de uso de tensões maiores para produzir imagens com qualidade diagnóstica, em face da utilização do mamógrafo de tensão máxima de 30 kVp. O intuito do trabalho, portanto, foi de avaliar a relação contraste-ruído (CNR), a dose glandular média (DGM) e a qualidade da imagem, mediante processo de otimização com uso de feixes mais energéticos nas mamas espessas, ou seja, equivalentes a 7 cm de polimetilmetacrilato (PMMA). O trabalho foi realizado com base nos métodos matemáticos percentuais e da aplicação de uma relação numérica entre dose e nível de sinal de imagem, denominada figura de mérito (FOM). O sistema utilizado foi o Graph Mammo AF (Philips/VMI), que se encontra instalado no Hospital Universitário de Sergipe, que é administrado pela Empresa Brasileira de Serviços Hospitalares (EBSERH). A simulação das mamas foi feita com placas de PMMA, com dimensões de 10 x 10 x 1 cm^3 , cobrindo totalmente o detector e as exposições feitas no modo controle automático de exposição (CAE). Utilizou-se o medidor multiparamétrico Black Piranha para caracterizar o rendimento do tubo de raios X, calcular a dose glandular

média (DGM), medições de Kerma no ar, tensão de pico (kVp) e camada semirredutora. Foi possível perceber que conforme a espessura de PMMA aumenta, registra-se aumento da DGM e diminuição da CNR. Conclui-se de que, com a utilização do modo manual para aumento de energia do feixe 32 e 35 kVp, a relação CNR mostrou-se maior, tendo como consequência o aumento da DGM. Diante disso, notou-se uma tendência à redução da Figura de Mérito (FOM) à medida que o produto corrente-tempo (mAs) apresentou aumento suficiente para atender à exigência nacional mínima. No que tange à qualidade da imagem, quando comparada com o uso do modo automático, foi perceptível uma maior quantidade de grupos de microcalcificações e fibras (Azevedo et al., 2022).

No trabalho de Marshal e Bosmans (2022), os autores pesquisaram o desempenho de tomossíntese seguindo do protocolo v1.03 da EUREF (European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services) que estabelece medidas de controle de qualidade acerca de diagnóstico de imagem em mamas. Como a legislação e normas brasileiras, também são aferidas tensão do tubo, camada semirredutora, kerma no ar, entre outros, as medidas foram feitas com o medidor multiparamétrico Piranha da RTI Group. Os pesquisadores utilizaram dados experimentais para realizar avaliações quantitativas e qualitativas do desempenho da tomossíntese, considerando fatores como resolução, nitidez, contraste, capacidade de detecção de anomalias mamárias, ruído, grade anti-espalhamento e sistema de detecção. Assim, os resultados encontrados no artigo revelaram informações importantes sobre a eficácia dos sistemas de tomossíntese digital de mama, destacando suas vantagens e desafios (Marshall & Bosmans, 2022).

O artigo de Bemelmans (2021) teve como meta avaliar se coletas padrão ouro em dosímetros de estado sólido com um único disparo utilizando o método de Robson pode substituir câmaras de ionização para medições de saída de tubo e HVL, assim com o intuito de economizar tempo dos profissionais físicos médicos. Foram testadas cinco combinações de ânodo/filtro nos aparelhos: Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh e W/Ag, de 24 kVp a 35 kVp. Foi medida a taxa de kerma no ar. A HVL foi medida usando dosímetros de estado sólido (aquisição de disparo único), depois manualmente com folhas de alumínio e, por fim, usando o método de parametrização de Robson. O projeto teve resultados divergentes na saída do tubo e na HVL relacionados à resposta de energia no medidor multiparamétrico foram pequenos na faixa de 25-32 kVp, e para a saída do tubo tipicamente dentro de 3%. O erro ao usar a parametrização de Robson ficou dentro de 5%, exceto para um dispositivo e para todos os W/Rh (Tungstênio/Ródio). Os desvios da HVL usando a abordagem de disparo único ficaram dentro de 10% dos dados padrão ouro. Desvios maiores foram encontrados nas

tensões extremas do tubo de 24kVp e 35kVp (máximo de 24%). Assim, foi concluído que a suposição de que as diferenças na saída do tubo de 5% e para HVL de 10% são aceitáveis, todos os dosímetros de estado sólido testados atenderam a esse critério na faixa de tensão do tubo de 26 kVp a 32 kVp. O método de Robson funcionou bem para os espectros para os quais o método foi desenvolvido, tornando ambas as abordagens alternativas confiáveis para fins de garantia de qualidade de rotina(Bemelmans et al., 2021).

Este estudo de Nogueira (2022) teve como objetivo a avaliação das distribuições espaciais e dos feixes de raios X usando um simulador de mama (Phantom) sob mamografia digital, com combinações de alvo/filtro de W/Rh (Tungstênio/Ródio) e W/Ag (Tungstênio/Prata), usando filmes radio crômicos XR-QA2 e detectores de estado sólido (medidores de dose)(Nogueira et al., 2022). Como materiais de trabalho foi utilizado um medidor multiparamétrico Black Piranha, um mamógrafo digital Planmed Oy Clarity 2D e um conjunto de filmes radiocrômicos que são usados como dosímetros. A metodologia do trabalho consistiu no posicionamento do Black Piranha no bucky mamográfico (porta chassi) que foi injetado com quatro feixes de radiação para cada combinação de tensão e alvo/filtro ajustada para fins de calibração. Em seguida, 10 (W/Rh) e cinco (W/Ag) filmes radio crômicos foram expostos em cima das duas placas de acrílico do *bucky* mamográfico. Os filmes colocados no Phantom reproduziram as condições de exposição apresentadas no medidor multiparamétrico, 28 kV e 40 mAs. Os filmes foram digitalizados, e as intensidades da cor vermelha (componente RGB vermelho) foram convertidas em média e desvio padrão da densidade óptica (DO). As correlações matemáticas entre a DO e os valores de exposição (EXP) foram calculadas e comparadas com os padrões internacionais e nacionais brasileiras. A relação entre EXP e DO teve uma regressão na qualidade superior a 0,99, sem erro sistemático. Os feixes médios para o Phantom de tecido equivalente para combinações de alvo/filtro de W/Rh e W/Ag foram inferiores a 1,5 mGy, assim respeitando os padrões regulatórios, e equivalentes aos valores de exposição do mamógrafo digital. Os mapas dosimétricos foram usados para analisar a distribuição espacial da dose inserida, e os resultados mostraram certa heterogeneidade, embora próxima à faixa de doses médias. Os resultados encontrados no mamógrafo digital W/Rh e W/Ag atenderam aos limites regulatórios nacionais e internacionais brasileiros. Assim, foi concluído que os filmes radio crômicos XRQA2 são confiáveis para testes em mamógrafo digital com filtros W/Rh e W/Ag e podem representar as distribuições espaciais de dose para o Phantom(Nogueira et al., 2022).

2.2 MEDIDOR MULTIPARAMÉTRICO PIRANHA

Detectores de radiação são dispositivos utilizados para identificar e medir partículas ou ondas de radiação ionizante, como raios X, raios gama, partículas alfa e beta. Eles desempenham um papel crucial em áreas como medicina, indústria nuclear, pesquisa científica e segurança, ajudando a monitorar e controlar a exposição à radiação (RTI Group, 2020).

O Piranha da RTI é um detector de estado sólido semicondutor que reconhece as ondas automaticamente e o seu detector interno realiza a maioria das medidas essenciais. Ele é capaz de medir a tensão de pico do tubo, o tempo de exposição, a dose e a taxa de dose em diferentes modalidades, como radiografia convencional, fluoroscopia, fluoroscopia pulsada, cine, mamografia, radiografia odontológica, panorâmica dental e tomografia computadorizada (somente kV, sem medições de dose e taxa de dose). Em uma única exposição, o detector oferece informações detalhadas, incluindo tensão do tubo, tempo de exposição, dose do kerma no ar, taxa de dose do kerma no ar, camada semi-redutora, filtração total, além das formas de onda de kV e taxa de dose. Altamente sensível, o detector é capaz de medir a tensão de pico do tubo em saídas extremamente baixas, como 50kV/0,005 mA a 50 cm de distância (RTI Group, 2020).

2.3 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

A proteção radiológica visa prevenir os riscos associados à exposição de radiação ionizante, especialmente para trabalhadores nos Etablissementos Assistenciais de Saúde (EASs). A princípio espera-se reduzir ao mínimo a exposição, limitando doses e prevenindo efeitos adversos cumulativos à saúde. A legislação brasileira estabelece padrões de segurança, como o uso obrigatório de dosímetros para monitorar a exposição individual e limites de dose que não devem ser ultrapassados. Além disso, há a exigência de um Plano de Proteção Radiológica (PPR) que define medidas práticas de controle e segurança para minimizar o risco tanto para profissionais quanto para o ambiente (Zandonadi, 2024).

Essas normas são fundamentadas em três princípios essenciais: justificação, otimização e limitação de dose. A justificação estabelece que nenhum procedimento que envolva radiação ionizante deve ser realizado sem um benefício significativo. A otimização, ou princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), propõe que toda exposição à radiação deve ser tão baixa quanto razoavelmente possível. Por último, o limite de dose garante que a exposição não ultrapasse os níveis regulamentados para proteger a saúde dos trabalhadores (Bushong, 2013).

2.4 LEGISLAÇÃO BRASILEIRA SOBRE RADIOLOGIA

A legislação brasileira criou as primeiras normas de radiologia em 1998, com a instituição da Portaria nº 453, entretanto foram 20 anos até sua primeira revisão. A RDC nº 330 revogou a Portaria de 1998 e com algumas atualizações e complemento manteve seu caráter teórico(Silva, 2022).

As normas brasileiras estabelecem valores permitidos de dose e parâmetros técnicos para garantir a segurança radiológica em exames diagnósticos, especialmente em mamografia. A dose de entrada na pele (DEP), por exemplo, é um indicador crucial para proteger pacientes e deve ser mantida dentro de limites específicos, geralmente abaixo de 10 mGy em mamografias de rotina, a fim de minimizar a exposição sem comprometer a qualidade da imagem. Adicionalmente, o valor da tensão aplicada no tubo de raios X, medido em quilovolts (kV), varia conforme o tipo de exame, na mamografia é utilizado um valor de tensão mais baixo (entre 25-35 kV) para melhorar o contraste e a visibilidade dos tecidos moles. Em outros exames radiológicos, como radiografia convencional, a tensão pode ser mais alta (até 120 kV), conforme a densidade dos tecidos que precisam ser visualizados(Tanimoto Sarau et al., 2020).

Além disso, o controle da dose efetiva para trabalhadores expostos, como técnicos e radiologistas, segue os limites estabelecidos pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), que permite uma exposição anual de até 20 mSv para esses profissionais, com variação mensal de até 1,5 mSv para investigações mais detalhadas. A reprodutibilidade da dose e da tensão do tubo são aspectos monitorados com frequência para garantir que oscilações em ambas não comprometam a segurança e a qualidade da imagem. Para isso, são realizados testes de linearidade e exatidão assegurando a confiabilidade do equipamento e a segurança do procedimento(Silva, 2022).

2.5 FORMAÇÃO DE IMAGEM

A formação de imagem em raios X depende de parâmetros técnicos fundamentais, como a tensão do tubo (kV) e a carga elétrica (mAs), que influenciam diretamente a qualidade e a nitidez das imagens obtidas. Esses parâmetros controlam a quantidade e a intensidade da radiação emitida pelo tubo de raios X, afetando o contraste, a nitidez e o nível de ruído da imagem.

A tensão aplicada ao tubo, medida em quilovolts (kV), determina a energia dos fótons de raios X gerados. Um aumento na tensão do tubo resulta em fótons de maior energia, capazes de maior penetração nos tecidos, o que pode ser vantajoso para visualizar estruturas densas, como ossos. Contudo, o aumento da tensão reduz o contraste entre os diferentes tecidos, pois os fótons mais energéticos atravessam todos os tecidos de forma mais uniforme. Dessa forma, imagens de alta tensão podem mostrar menos detalhes em tecidos moles, enquanto uma tensão mais baixa melhora o contraste, destacando diferenças sutis na densidade dos tecidos, mas com menor penetração em áreas mais densas.

A carga elétrica, expressa em miliampères-segundo (mAs), controla a quantidade de raios X produzidos durante a exposição. Um aumento no mAs resulta em mais fótons, o que aumenta o grau de escurecimento da imagem e melhora a relação sinal-ruído (SNR), pois reduz o ruído da imagem. No entanto, aumentar o mAs também aumenta a dose de radiação ao paciente, tornando necessário o equilíbrio entre a qualidade da imagem e a segurança. Cargas mais altas são benéficas para melhorar a nitidez em exames de alta precisão, enquanto cargas mais baixas ajudam a limitar a exposição à radiação, especialmente em exames repetidos ou de rotina (Bushong, 2020).

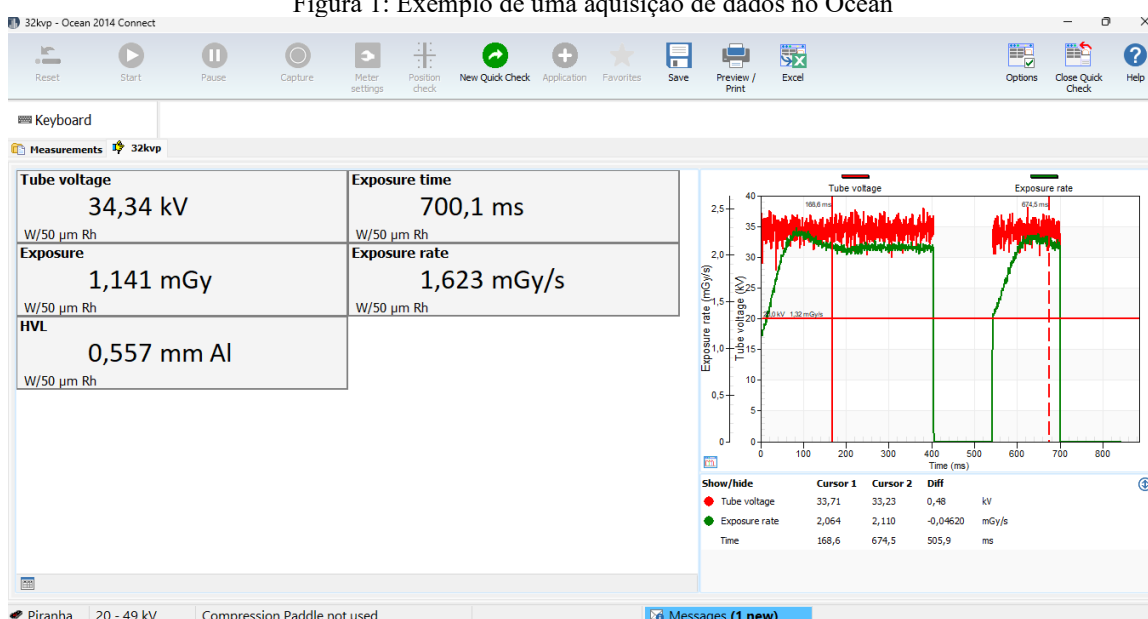
3 METODOLOGIA

Neste trabalho foram analisados e realizados alguns testes de controle de qualidade os quais seguem o Guia de Radiodiagnóstico Médico: Segurança e Desempenho de Equipamentos com as suas devidas adaptações, e com embasamento legal na instrução normativa 92, de 27 de maio de 2021 (ANVISA, 2021).

A coleta de dados foi realizada em um grande Estabelecimento Assistencial de Saúde (EAS) de alta complexidade em Uberlândia, Minas Gerais. O equipamento de mamografia digital (DR) testado foi o modelo Mammomat Fusion VB 60F da Siemens, com alvo de molibdênio e filtros de tungstênio e ródio, apresentando filtração intrínseca de 0,8 mm, conforme mostrado na Figura 1. Esse equipamento passa por testes de controle de qualidade atualizados e em conformidade com as normas vigentes e especificações do fabricante.

O dispositivo utilizado para as medições foi o medidor multiparamétrico Piranha 657, versão 5.5, fabricado pela RTI Electronics. Este aparelho, com seu detector interno, realiza a maioria das medições, incluindo tensão do tubo, tempo de exposição, dose e kerma no ar, aplicáveis a todos os tipos de modalidade de imagem radiológica gerados. Durante uma exposição, o detector fornece dados como tensão do tubo, tempo, dose, taxa de dose, camada semirredutora (CSR) e kerma no ar. Além do detector necessita-se do uso de um sistema para registrar as interações do aparelho com a radiação, sendo esse o Ocean do mesmo fabricante do medidor multiparamétrico, na Figura 1 pode-se ver um exemplo de uma aquisição de dados utilizando o Piranha no software Ocean.

Figura 1: Exemplo de uma aquisição de dados no Ocean



Fonte: Autoria própria

Também foi utilizado para aquisição de imagens um objeto simulador mamográfico, o qual contém estruturas que são utilizadas para realização de testes de controle de qualidade em mamógrafos e estruturas de simulação de tecidos mamários reais. Pode-se ver na Figura 2 o mamógrafo utilizado juntamente como o medidor multiparamétrico e um dos modelos de simulador de mama.

Figura 2: Mamógrafo Siemens com medidor multiparamétrico e simulador de mama



Fonte: Autoria própria

3.1 AQUISIÇÃO DE IMAGENS DE SIMULADOR MAMOGRÁFICO

Foi utilizado um simulador mamográfico, Phantom, que possui estruturas voltadas para controle de qualidade e para representar as estruturas mamárias. Este objeto foi disponibilizado para as capturas de imagens e assim seguiu o protocolo de compressão mamária que de acordo com a IN 92 deve estar entre 150 e 200 N (ANVISA, 2021).

Após a compressão de 150 N necessária para que ocorra exposição de raios X de forma homogênea e com menor radiação espalhada, assim como é realizado em exames com mamas reais, foram efetuados disparos com a tensão escolhida de 33 kV e, o máximo permitido pelo aparelho de acordo com a altura do simulador comprimido (45 mm), que foi de 35 kV. Assim, foi possível quantificar o efeito desse acréscimo de 6,06 % de tensão no tubo e como este padrão, mesmo estando próximo ao que é permitido pela legislação brasileira de 5%, pode influenciar na aquisição da imagem.

3.2 AQUISIÇÃO COM MEDIDOR MULTIPARAMÉTRICO

Neste trabalho, foram realizados testes de exatidão e reprodutibilidade de tensão do tubo, que garantem que o equipamento esteja operando dentro dos limites especificados de tensão, o que influencia diretamente a qualidade da imagem e a dose de radiação recebida pela paciente.

3.2.1 EXATIDÃO E REPRODUTIBILIDADE DE TENSÃO DO TUBO

Este teste deve ser realizado anualmente ou após manutenção corretiva do mamógrafo e tem como objetivo avaliar a exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X. Houve adaptação do teste para um único de valor de kV (geralmente é realizado com 4 kV nominais). Para realização deste teste foi utilizado o medidor multiparamétrico Piranha e seguiu a seguinte metodologia e cálculos.

- Medidor deve ser posicionado no suporte de mama centralizado com a luz guia do equipamento a 4 cm da parede torácica;
- Definir o valor de tensão nominal mais utilizado clinicamente;
- Definir 5 valores de mAs de acordo com o que foi utilizado nas imagens do simulador mamográfico;
- Realizar 3 exposições para cada valor de mAs definido.

Os cálculos foram realizados no *software Excel* por ser de fácil acesso e utilização. A exatidão dos valores é calculada pelo desvio (d) utilizando a média dos valores de tensão do tubo e a tensão nominal como pode ser visto na Equação (1) a seguir:

$$d(\%) = 100 * \frac{KV_{nom} - KV_{med}}{KV_{nom}} \quad (1)$$

KV_{nom} = valor de tensão nominal escolhida no mamógrafo

KV_{med} = média dos valores de tensão adquiridos

Já o coeficiente de variação (CV), o qual corresponde a reprodutibilidade pode ser calculada utilizando a Equação (2) demonstrada a seguir:

$$CV = 100 * \frac{\sigma}{KV_{Med}} \quad (2)$$

σ = Desvio padrão

A partir das Equações 1 e 2 os valores de d e de CV devem seguir os resultados esperados de $d \pm 5\%$ e $CV \leq 2\%$.

3.3 ANÁLISE QUANTITATIVA DA QUALIDADE DE IMAGENS DIGITAIS

Nesta etapa, a avaliação da qualidade das imagens mamográficas foi realizada por meio de ferramentas computacionais, utilizando o *software* MATLAB para análise e processamento das imagens obtidas. O objetivo desta etapa é quantificar parâmetros de qualidade, como média, desvio padrão e similaridade entre duas imagens iguais com tensão do tubo diferente e presença de ruído, essenciais para a precisão diagnóstica em mamografias. O algoritmo utilizado para média, desvio padrão, SNR e SSIM pode ser observado no apêndice 1.

3.3.1 MÉDIA E DESVIO PADRÃO

Para avaliar a qualidade das imagens do Phantom Cleópatra foi utilizado cálculo de média e desvio padrão por meio do software MATLAB. As imagens adquiridas com as diferentes tensões de 33 e 35 kV permitem uma análise de uniformidade e nível de ruído entre as duas imagens de mesmo conteúdo aparente, mas com aquisições diferentes.

A média de uma imagem representa o valor médio da intensidade dos pixels, fornecendo uma medida da "luminosidade" geral. Seja $x = \{x_i | i = 1, 2, 3, \dots, N\}$ o conjunto de intensidades de uma imagem, onde N é o número total de pixels na imagem. A fórmula de média pode ser vista na Equação (3):

$$\mu_X = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (3)$$

Onde: N é o número total de pixels;

x_i é o valor de intensidade do i -ésimo pixel.

Os valores de média da intensidade de cada pixel podem ser utilizados para quantificar a quantidade de brilho na imagem. Assim, há como analisar a diferença de média entre as imagens e o efeito causado pelo aumento de 6,06 % da tensão do tubo.

Já o desvio padrão foi utilizado para analisar a dispersão dos valores de intensidade ao redor da média e o aumento ou diminuição de ruído de acordo com o aumento de kV utilizado. Deste modo a comparação entre os valores quantifica a influência causada pela diferença de kV e como isso varia a qualidade e consistência de imagens de mama. A Equação (4) representa a fórmula matemática do desvio padrão:

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu_x)^2} \quad (4)$$

O desvio padrão também pode indicar a quantidade de contraste que apresenta a imagem, quanto maior o contraste maior o desvio padrão indicando grande variação entre as intensidades de pixel, e se houver pouco contraste as intensidades estão mais próximas.

3.3.2 RELAÇÃO SINAL RUÍDO (SNR)

A relação sinal ruído, termo em inglês *Signal to Noise Ratio* (SNR), é uma métrica que foi utilizada na análise de imagens mamográficas para ver se o grau de ruído aumentaria junto com o aumento da tensão do tubo. A fim, de quantificar a clareza e o contraste de uma imagem em relação a outra e analisar os efeitos do aumento de radiação ionizante na imagem.

A SNR mede a qualidade de uma imagem comparando a relação entre quantidade de sinal (dados de pixels) com a quantidade de ruído indesejado. No MATLAB, a relação sinal ruído foi utilizada de acordo com a Equação (5):

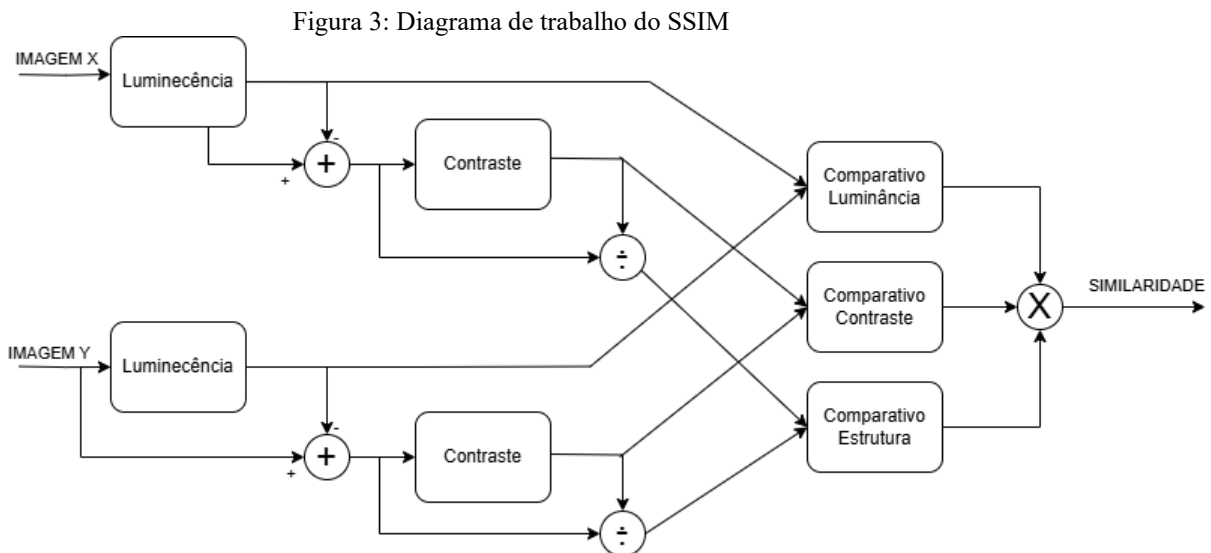
$$\text{SNR} = 10 * \log_{10} \frac{\text{Média}^2}{\text{Desvio padrão}^2} \quad (5)$$

Um SNR mais alto indica que o sinal é mais forte em comparação ao ruído, o que significa uma imagem de melhor qualidade. Um SNR baixo, por outro lado, indica que o ruído está próximo em intensidade ao sinal, dificultando a identificação de detalhes (Mudeng et al., 2022).

3.3.3 ÍNDICE DE SIMILARIDADE ESTRUTURAL (SSIM)

O Índice de Similaridade Estrutural, termo em inglês *Structural Similarity Index* (SSIM), é uma métrica desenvolvida para avaliar a qualidade de imagens, comparando uma imagem original com uma imagem degradada, porém neste trabalho foi utilizada para avaliar diretamente a diferença entre as imagens geradas com tensões do tubo, avaliando como as diferentes tensões do tubo influenciaram nas imagens (Mudeng et al., 2022).

O algoritmo do MATLAB utilizado para o SSIM, visto no apêndice 1, considera 3 componentes principais das imagens que são: luminância (l), contraste (c) e estrutura (s), que são combinados para fornecer uma pontuação final de similaridade, entre 0 e 1 sendo 1 o valor com maior similaridade entre as duas imagens, que podem ter a sua funcionalidade analisada na Figura 3 (Mudeng et al., 2022).



Fonte: Alterado de (Mudeng et al., 2022)

Assim a divisão de funcionamento dos três componentes de comparação entre as duas imagens analisadas é aprofundada pelos seguintes tópicos com as Equações de comparação utilizadas entre as imagens e a Equação geral do SSIM (Mudeng et al., 2022).

- **Comparação de Luminância**

As variáveis μ_x e μ_y representam a média de intensidade (luminância) das imagens de 33kV e de 35 kV, e C_1 é uma constante que garante que a comparação de luminância seja estável, mesmo que as médias de l sejam próximo a zero e poderia ocorrer instabilidade.

Assim, pode-se ver a comparação de luminância na Equação (6) e da constante de estabilidade C_1 na Equação (7).

$$l(x, y) = \frac{2\mu_x\mu_y + C_1}{\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1} \quad (6)$$

$$C_1 = (K_1L)^2 \quad (7)$$

Onde K_1 geralmente um valor pequeno como 0,01, e L representa a intensidade de pixels da imagem, neste trabalho usou-se imagens de 8 bits, $L = 255$.

- **Comparação de Contraste**

As variáveis σ_x e σ_y , na Equação 8, são os desvios padrão das imagens. E a constante C_2 , organizada na Equação 9, evita problemas de divisão por zero quando os desvios padrão das imagens comparadas são muito baixos.

$$c(x, y) = \frac{2\sigma_x\sigma_y + C_2}{\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2} \quad (8)$$

$$C_2 = (K_2L)^2 \quad (9)$$

Onde K_2 é comumente 0,03 e L permanece o valor máximo de intensidade de pixel.

- **Comparação de Estrutura**

A variável $\sigma_x\sigma_y$ é a covariância entre as duas imagens. Enquanto a constante C_3 é a metade da constante C_2 utilizada na comparação de contraste.

$$e(x, y) = \frac{\sigma_{xy} + C_3}{\sigma_x\sigma_y + C_3} \quad (10)$$

- **Fórmula Geral do SSIM**

A fórmula completa do índice de similaridade estrutural, combinando os três componentes de comparação, é expressa como:

$$SSIM(x, y) = [l(x, y)]^\alpha * [c(x, y)]^\beta * s[x, y]^\gamma \quad (11)$$

onde normalmente $\alpha = \beta = \gamma = 1$, simplificando para:

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)} \quad (12)$$

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 IMAGENS ADQUIRIDAS DO SIMULADOR DE MAMA

A partir da aquisição das imagens do simulador de mama já pode ser feita uma análise preliminar visual, a qual não se encontra grandes diferenças. Houve aumento de 6,06% no kV utilizado juntamente com o controle de mAs automaticamente selecionados pelo mamógrafo com base na espessura e compressão da mama. Este ajuste automático do mAs permitiu adaptar a exposição de acordo com as características anatômicas individuais, garantindo uma dose de radiação otimizada e uma qualidade de imagem adequada para cada aquisição. Na Tabela 1 pode se observar os valores de mAs adquiridos de cada imagem.

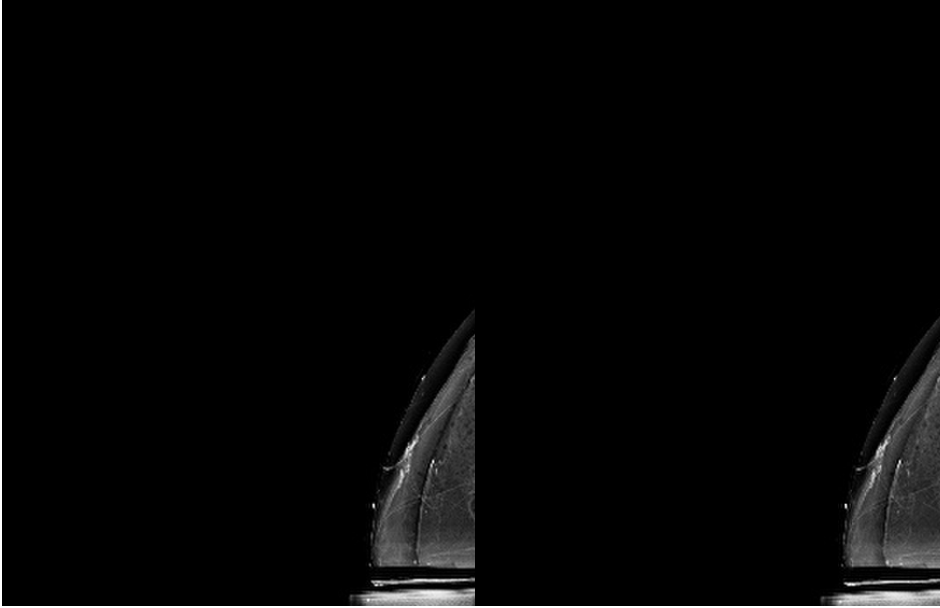
Tabela 1: Quantidade de mAs utilizado nas imagens

Figura	mAs	
	33 kV	35 kV
A	56	47
B	48	40
C	28	19
D	23	19
E	32	28
F	16	15
G	19	14

Fonte: Autoria própria

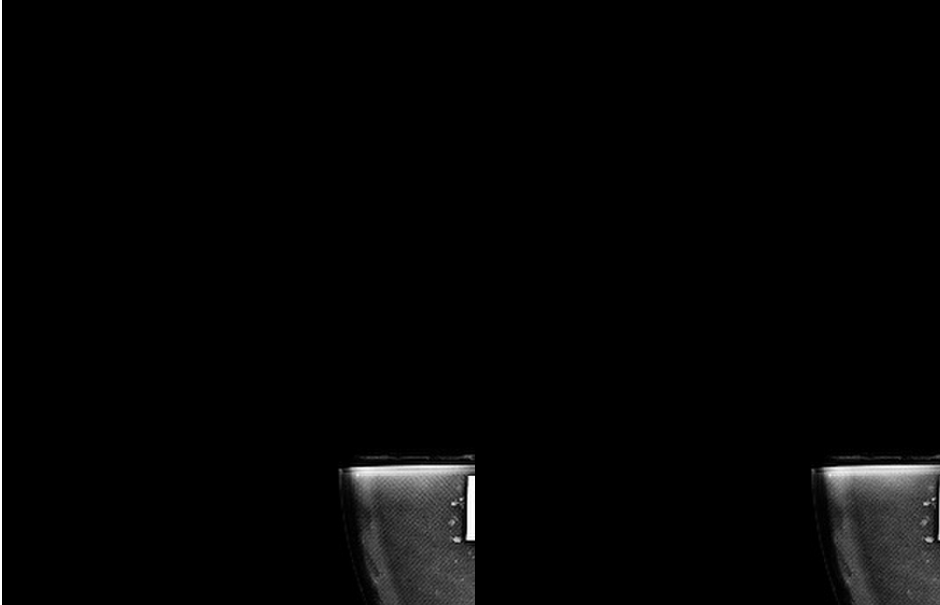
Esta variação de tensão e produto corrente tempo apresentada na Tabela 1 certamente produzem imagens diferentes, principalmente em contraste e brilho. Por isso há a necessidade de analisar e quantificar os efeitos da variação na imagem. As imagens adquiridas foram dispostas lado a lado para comparação e visual, sendo as figuras da esquerda com menor kV e as da direita com maior kV, podem ser observadas nas Figuras de 4 a 10.

Figura 4: Configuração de simulador de mama A com 33 kV a esquerda e 35 kV a direita



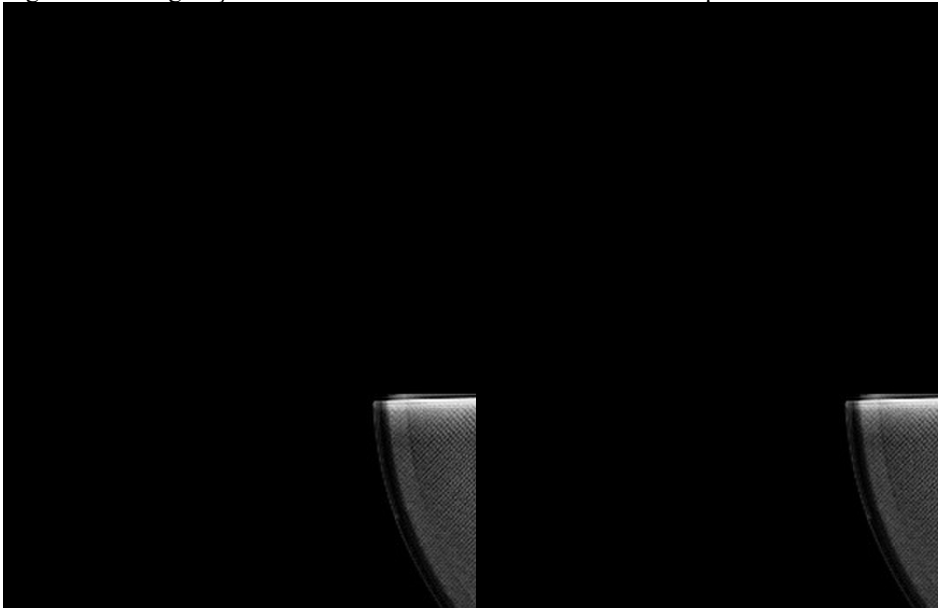
Fonte: Autoria própria

Figura 5: Configuração de simulador de mama B com 33 kV a esquerda e 35 kV a direita



Fonte: Autoria própria

Figura 6: Configuração de simulador de mama C com 33 kV a esquerda e 35 kV a direita



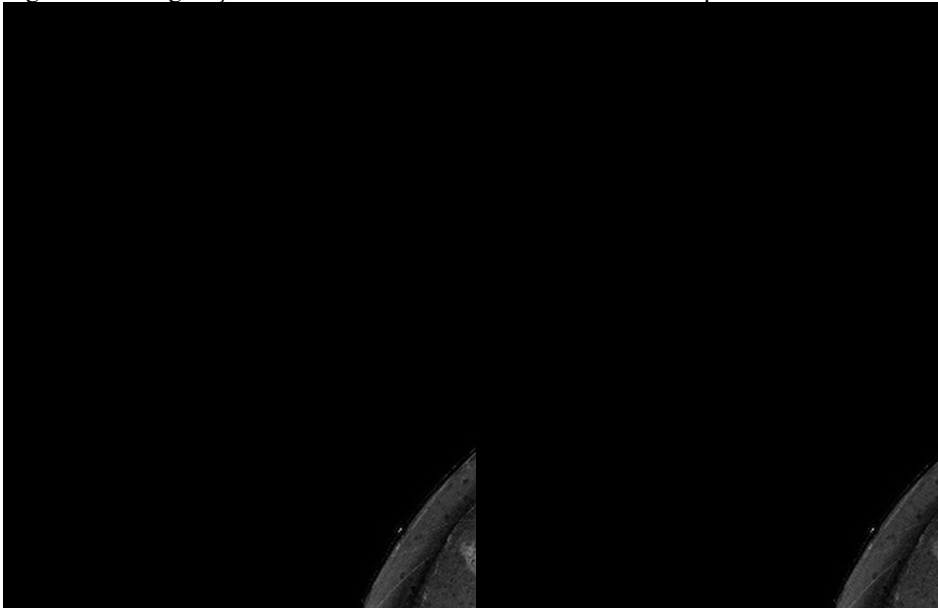
Fonte: Autorial própria

Figura 7: Configuração de simulador de mama D com 33 kV a esquerda e 35 kV a direita



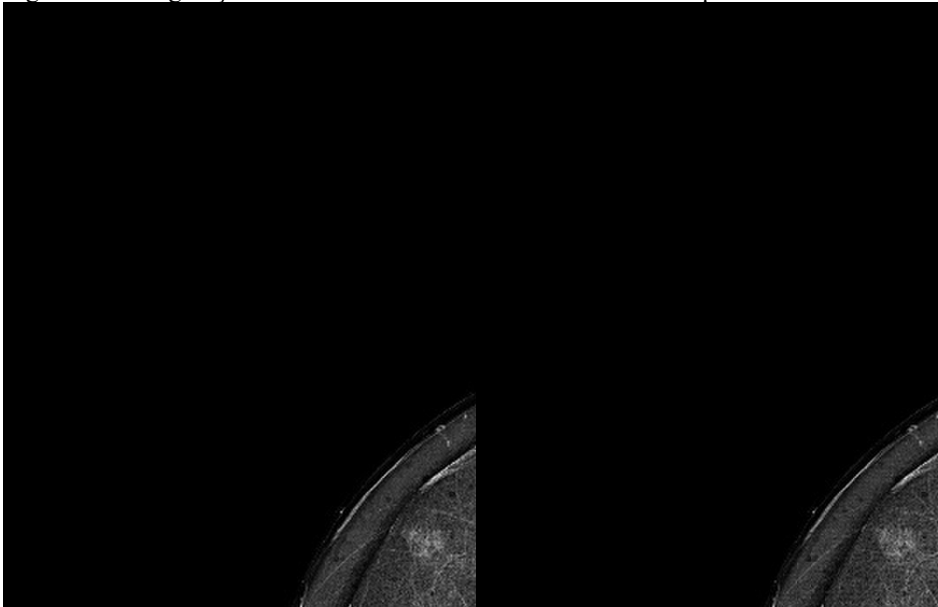
Fonte: Autorial própria

Figura 8: Configuração de simulador de mama E com 33 kV a esquerda e 35 kV a direita



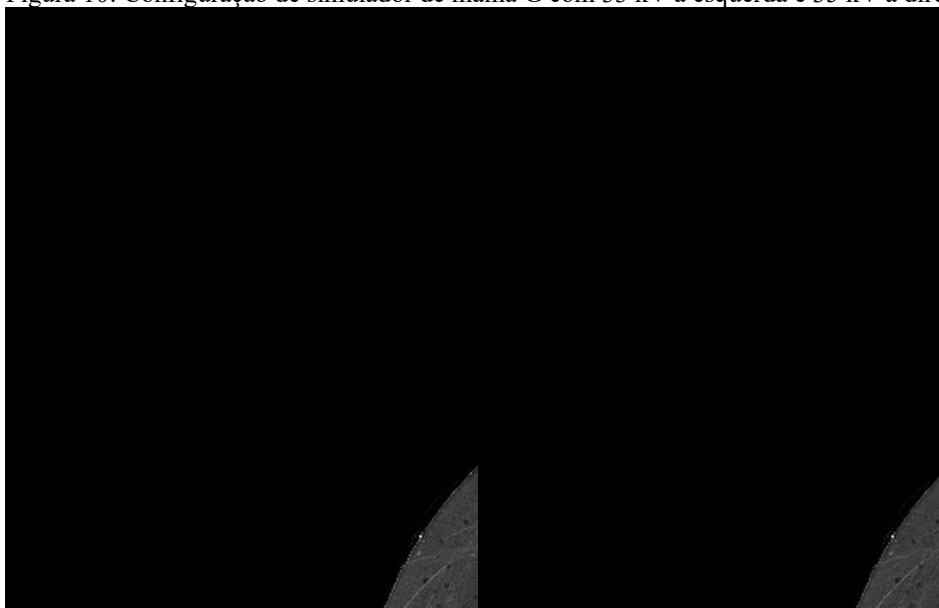
Fonte: Autoria própria

Figura 9: Configuração de simulador de mama F com 33 kV a esquerda e 35 kV a direita



Fonte: Autoria própria

Figura 10: Configuração de simulador de mama G com 33 kV a esquerda e 35 kV a direita



Fonte: A autoria própria

4.2 AQUISIÇÃO COM O MEDIDOR MULTIPARAMÉTRICO

Os testes de controle de qualidade realizados com o medidor multiparamétrico Piranha resultaram na obtenção de vários parâmetros (tensão do tubo, tempo de exposição, taxa de exposição, mAs, camada semi redutora, entre outros). Entretanto como neste trabalho a análise é sobre os efeitos do aumento de tensão no tubo na imagem, foi utilizado somente os valores de tensão do tubo e os outros necessários para calcular a exatidão e reprodutibilidade.

O teste de qualidade foi realizado com um mamógrafo de ótimo rendimento e já dentro dos padrões regulamentados. Foi utilizado o valor de tensão do tubo de 33 kV, pois era o valor clínico mais utilizado de acordo com a compressão e a espessura do simulador, 45 mm, e assim, esse teste garante a qualidade do mamógrafo para a comparação dos outros testes de imagens realizados.

Pelo ajuste automático de exposição, o produto corrente tempo (mAs) caracterizado pela adaptação do mamógrafo quanto as características apresentadas a ele houve variação de mAs entre as imagens que foram apresentadas na Tabela 1. Também é importante falar sobre o aumento de exposição (mGy) e taxa de exposição (mGy/s) provocada pelo aumento de mAs no tubo de raios X que foi adquirido pelo Piranha e demonstrado na Tabela 2.

Tabela 2: Dados de mAs, exposição e taxa de exposição

mAs	Exposição (mGy)	Taxa de exposição (mGy/s)
14	0,622	0,862
14	0,622	0,861
14	0,888	1,255
20	0,888	1,254
20	0,888	1,256
20	0,888	1,256
25	1,109	1,577
25	1,108	1,572
25	1,108	1,577
40	1,988	2,849
40	1,987	2,844
40	1,987	2,849
56	2,470	3,543
56	2,470	3,541
56	2,471	3,547

Fonte: Autoria própria

Para melhor visualização do aumento da quantidade de radiação em acordo com o aumento do mAs foi realizado a média dos valores de exposição de radiação na Tabela 3.

Tabela 3: Média de valores de exposição e taxa de exposição

mAs	Média Exposição (mGy)	Média Taxa de Exposição (mGy/s)
14	0,621	0,862
20	0,888	1,256
25	1,108	1,577
40	1,987	2,849
56	2,470	3,543

Fonte: Autoria própria

4.2.1 TESTE DE EXATIDÃO E REPRODUTIBILIDADE DE TENSÃO DO TUBO

A Tabela 4 apresenta os dados adquiridos com o medidor e os cálculos necessários para analisar a exatidão de tensão do tubo. A tensão de tubo configurada no equipamento de mamografia foi de 33 kV. Os valores de mAs foram diferenciados para ver a proporcionalidade do aumento de acordo com a dose, foram escolhidos valores de mAs de acordo com análise das informações DICOM das imagens do simulador de mama e o que cada uma dela recebeu de produto corrente tempo no modo de exposição automático. Foi calculada a média e o desvio (d) que indica a porcentagem de erro da exatidão.

Tabela 4 – Dados e cálculos dos valores kV, médias e desvio (d).

Tensão do tubo (kV)	mAs	Média de tensão do tubo (kV)	Desvio ($\pm 5\%$)
32,814	14	32,779	0,667
32,817	14		
32,707	14		
32,644	20	32,673	0,989
32,706	20		
32,669	20		
32,657	25	32,699	0,909
32,726	25		
32,714	25		
32,683	40	32,668	1,003
32,711	40		
32,611	40		
32,637	56	32,646	1,072
32,671	56		
32,628	56		

Fonte: Autoria própria

Com o cálculo do desvio, podemos analisar que a exatidão da tensão do tubo está, de fato, dentro do exigido na IN 92, valor de $\pm 5\%$.

Já os resultados do teste de reprodutibilidade da tensão do tubo seguiram os mesmos parâmetros do teste de exatidão e podem ser vistos na Tabela 5. Houve os cálculos via Excel do desvio padrão e coeficiente de variação seguindo a Equação (2), o qual indica a consistência da reprodução de disparos do tubo de raios X.

Tabela 5: Cálculos dos valores de desvio padrão e de coeficiente de variação (CV)

Tensão do tubo (kV)	mAs	Média de tensão do tubo (kV)	Desvio Padrão (σ)	CV ($\leq 2\%$)
32,814	14	32,779	0,062	0,190
32,817	14			
32,707	14			
32,644	20	32,673	0,031	0,095
32,706	20			
32,669	20			
32,657	25	32,699	0,037	0,113
32,726	25			
32,714	25			
32,683	40	32,668	0,052	0,158
32,711	40			
32,611	40			
32,637	56	32,646	0,0229	0,0702
32,671	56			
32,628	56			

Fonte: Autoria própria

Os resultados de reprodutibilidade são satisfatórios respeitando a IN 92 com a faixa de menor ou igual a 2%. Testes regulares desses parâmetros são importantes para assegurar

que o mamógrafo esteja funcionando conforme o esperado e mantendo a segurança radiológica das pacientes. Dessa forma, o controle de qualidade contribui para a detecção precoce de falhas e o ajuste dos equipamentos, promovendo exames mais seguros e imagens de alta qualidade

4.3 ANÁLISE COMPARATIVA DE IMAGENS COMPUTACIONALMENTE

Na Tabela 6 pode -se ver os resultados dos cálculos feitos nas imagens adquiridas do simulador mamográfico. Os cálculos de média e desvio padrão desempenham um papel importante na interpretação objetiva das imagens adquiridas. E podem ser aplicados no cálculo de métrica de SNR.

Tabela 6: Resultados de média, desvio padrão e relação sinal ruído

Figura	Média		Desvio Padrão		SNR	
	33 kV	35 kV	33 kV	35 kV	33 kV	35 kV
A	25,52	25,29	50,36	49,78	-5,90	-5,88
B	14,37	14,35	43,59	43,54	-9,64	-9,64
C	10,66	10,59	30,77	30,39	-9,21	-9,15
D	14,05	13,88	43,44	43,09	-9,80	-9,84
E	10,84	10,82	30,13	30,02	-8,88	-8,87
F	11,24	11,19	31,77	31,71	-9,03	-9,05
G	10,39	10,24	29,40	28,81	-9,03	-8,98

Fonte: Autoria própria

Os valores de média variam pouco entre 33 kV e 35 kV, indicando que o aumento da tensão do tubo não causou uma diferença significativa na intensidade média do sinal em cada região de interesse (ROI) da imagem. Essa pouca variação na média sugere que as configurações de 33 kV e 35 kV geram imagens com intensidade similar, o que pode estar relacionado à estabilidade do equipamento em manter o contraste da imagem em diferentes tensões.

Assim, como valores do desvio padrão também mostraram uma diferença muito pequena entre 33 kV e 35 kV, indicando que a variabilidade de intensidade, ou seja, o

contraste da imagem, foi pouco afetada pela mudança de tensão. Essa estabilidade é benéfica para o controle de qualidade, pois indica que o equipamento consegue manter um nível de ruído semelhante, independentemente da tensão utilizada. A manutenção de pouca variação nas médias de desvios padrão é importante, pois ajuda a garantir a clareza das estruturas anatômicas.

Os valores de SNR foram todos negativos, o que pode ocorrer em imagens com baixos contrastes ou elevados níveis de ruído. Os valores de SNR também variaram muito pouco entre as tensões de 33 kV e 35 kV, com aumento de 6,06%, sugerindo que o aumento da tensão do tubo teve um efeito mínimo na relação sinal-ruído. Assim, pode-se analisar que a variação de aumento de tensão liberada pela legislação brasileira, valor de 5%, aumenta a dose na paciente e não altera significativamente o SNR, então deve ser mantido rigorosamente os valores de exatidão e reprodutibilidade, pois a dose de 33kV é suficiente para formar uma imagem de qualidade suficiente para analisar pequenas estruturas.

Os valores dos índices de similaridade estrutural (SSIM) são apresentados na Tabela 7, a partir da comparação entre duas imagens visualmente similares mas realizadas com quantidades de doses diferentes que podem ser vistas nas Figuras 4 a 10, e em sequência pode-se ver, nas Figuras de 11 a 17, os mapas de similaridade resultantes do cálculo dos índices para as imagens adquiridas com 33 e 35 kV respectivamente, onde quanto mais escuro menos similaridade entre as imagens testadas. Recorda-se quanto que o índice mais próximo de 1 menor é a diferença entre as duas figuras e quanto mais próximo de 0 maior é a diferença entre elas.

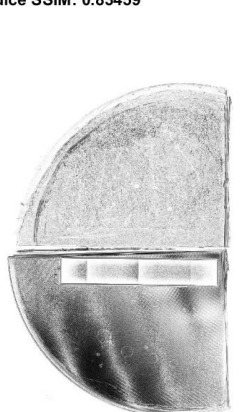
Tabela 7: Resultados de média, desvio padrão e relação sinal ruído

Figura	SSIM
A	0,835
B	0,909
C	0,983
D	0,964
E	0,954
F	0,898
G	0,951

Fonte: Autoria própria

A Figura 11 (SSIM = 0,83459) **possui o menor** valor de SSIM de todas as imagens, apontando para uma menor similaridade estrutural. Isso pode ser resultado de uma configuração de aquisição com menos contraste ou um pouco mais de ruído, possivelmente por que é a maior estrutura analisada e pode ter ocorrido maior espalhamento de radiação, por ter a imagem com 33 kV feita com 56 mAs e a de 35 kV com 47 mAs, assim possivelmente alterando algumas características.

Figura 11: SSIM configuração A
Índice SSIM: 0.83459

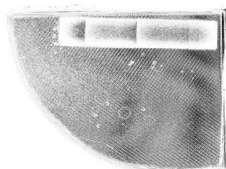


Fonte: Autoria própria

A Figura 12 (SSIM = 0,90988) embora com SSIM ainda alto, esse valor indica uma leve perda de similaridade estrutural, sugerindo que a imagem pode apresentar um pouco mais de ruído ou variação por ter uma alta variação de mAs entre as duas imagens, 40 e 48 mAs. Além de terem utilizado altos valores de mAs que podem ocasionar em maior exposição de dose e conseqüentemente mais ruído.

Figura 12: SSIM configuração B

Índice SSIM: 0.90988

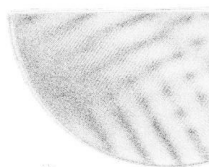


Fonte: Aatoria própria

A Figura 13 (SSIM = 0,98301) apresenta o valor de SSIM mais alto, indicando que essa imagem possui a maior similaridade estrutural entre as duas imagens com pouca perda de contraste ou detalhes. Esse resultado sugere que essa configuração de aquisição manteve uma excelente qualidade de imagem. Também pode ser observado a pouca variação de tons de cinza e resultando numa imagem bem clara.

Figura 13: SSIM configuração C

Índice SSIM: 0.98301



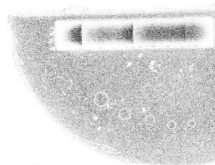
Fonte: Aatoria própria

A **Figura 14 (SSIM = 0,96402)** tem valor de SSIM próximo de 1, indicando alta qualidade estrutural com pouca perda de detalhe. Esse resultado sugere que essa imagem

também manteve boa qualidade, que pode ser relacionado a pequena diferença de mAs entre as duas imagens, 19 e 23 mAs.

Figura 14: SSIM configuração D

Índice SSIM: 0.96402



Fonte: Autoria própria

A **Figura 15 (SSIM = 0,95447)** também tem valor de SSIM próximo de 1, indicando alta qualidade estrutural com pouca perda de detalhe. O resultado sugere que essa imagem também manteve boa qualidade, que pode ser relacionado a pequena diferença de mAs entre as duas imagens, 28 e 32 mAs.

Figura 15: SSIM configuração E

Índice SSIM: 0.95447

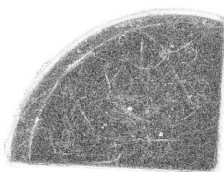


Fonte: Autoria própria

A Figura 16 (SSIM = 0,89867) embora com SSIM ainda alto, há uma leve perda de similaridade estrutural, sugerindo que a imagem pode apresentar um pouco mais de ruído ou mesmo obtendo uma baixa variação de mAs entre as duas imagens, 15 e 16 mAs. E possuir baixos valores de mAs. Neste mapa é possível observar muitas áreas com tons de cinza mais escuros.

Figura 16: SSIM configuração F

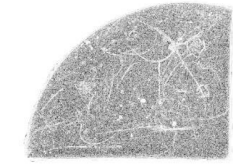
Índice SSIM: 0.89867



Fonte: Autoria própria

A Figura 17 (SSIM = 0,95125) tem valor de SSIM próximo de 1, apresentando alta qualidade estrutural com permanência de detalhes. Esse resultado sugere que essa imagem também manteve boa qualidade, que pode ser relacionado a pequena diferença de mAs entre as duas imagens, 14 e 19 mAs.

Figura 17: SSIM configuração G
Índice SSIM: 0.95125



Fonte: Aatoria própria

5 CONCLUSÃO

Neste trabalho, abordou-se a importância da qualidade de imagem em mamografia, destacando a relevância da proteção radiológica e a necessidade de seguir protocolos rigorosos para garantir a segurança de pacientes e profissionais. A avaliação dos parâmetros técnicos de acordo com a IN 92/21 E RDC 611/22, como a tensão do tubo (kV) e a carga elétrica (mAs), revelou como esses fatores influenciam diretamente a qualidade da imagem e a dose de radiação, ressaltando a importância de um equilíbrio cuidadoso entre ambos.

A aplicação prática de medições com o medidor multiparamétrico Piranha RTI demonstrou a eficiência na análise de parâmetros fundamentais, contribuindo para a quantificação de valores de variação de tensão de tubo e de mAs, em que se pode analisar como o efeito de aumentar o produto corrente tempo aumenta a quantidade de fótons emitidos e o tempo de exposição tornando a imagem mais escura. Assim, pode se analisar nas Figuras 4 e 10 que o aumento de mAs deixa a Figura 4 com maior contraste pelo aumento de cores escuras por ter sido realizada com corrente tempo. Entretanto ao analisar a Tabela 3 o aumento de mAs também causa o aumento de exposição e taxa de exposição.

Além disso, a utilização de métodos computacionais para avaliação da qualidade da imagem, como o cálculo da relação sinal-ruído (SNR) e o Índice de Similaridade Estrutural (SSIM), proporcionou uma abordagem mais quantitativa na análise de imagens, reforçando a importância da precisão na prática radiológica, pois nas Figuras 11 a 17 se pode ver o que a variação da tensão do tubo causou entre as imagens adquiridas com 33 e 35 kV, com variações de 1,9% a 16,5%.

Pode-se analisar nas imagens resultantes que os valores de média, desvio padrão e SNR não tiveram grandes variações com o aumento de 6,06% da tensão do tubo. Valores esses que mesmo dentro da recomendação da legislação brasileira, de variação de 5%, os quais forem comparados com o aumento de exposição e taxa de exposição deve se manter o cuidado de manter os parâmetros recomendados para não expor o paciente a mais radiação ionizante do que o necessário.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Azevedo, D. S., Campos, L., Estácio, M. C. A., Ferreira, C. C., Valença, J. V. B., & Contassot, R. X. (2022). Estudo da otimização em mamografia para mamas espessas utilizando diferentes filtrações. *Research, Society and Development*, 11(14), e405111436357. <https://doi.org/10.33448/rsd-v11i14.36357>
- Bemelmans, F., Marshall, N. W., Dedulle, A., Tri Wigati, K., Ivanovic, S., Binst, J., Struelens, L., De Hauwere, A., Devillers, M., & Bosmans, H. (2021). Investigation of single-shot beam quality measurements using state of the art solid-state dosimeters for routine quality assurance applications in mammography. *Physica Medica*, 88, 242–249. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.07.006>
- Corrêa, R. S., Freitas-Junior, R., Peixoto, J. E., & Rodrigues, D. C. N. (2012). Efetividade de programa de controle de qualidade em mamografia para o Sistema Único de Saúde. In *Rev Saúde Pública* (Vol. 46, Issue 5). www.scielo.br/rsp
- De Souza, A. V., & Nunes, P. F. (2020). *CONTROLE DE QUALIDADE EM MAMOGRAFIA DIGITAL: UMA REVISÃO INTEGRATIVA*.
- INCA. (2019). Mamografia: da prática ao controle. *Rio de Janeiro: INCA*.
- Ismail, W. H., & Kabir, N. A. (2020). Validation of kVp measurement using the HVL approach for standard beam qualities for mammography. *Journal of Physics: Conference Series*, 1497(1). <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1497/1/012021>
- Marshall, N. W., & Bosmans, H. (2022). Performance evaluation of digital breast tomosynthesis systems: physical methods and experimental data. *Physics in Medicine and Biology*, 67(22). <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ac9a35>
- Ministério da Saúde Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA. (2021). *INSTRUÇÃO NORMATIVA - IN 92*.
- Ministério da Saúde-MS Agência Nacional de Vigilância Sanitária-ANVISA. (2022). *RDC Nº 611*.
- Mudeng, V., Kim, M., & Choe, S. W. (2022). Prospects of Structural Similarity Index for Medical Image Analysis. In *Applied Sciences (Switzerland)* (Vol. 12, Issue 8). MDPI. <https://doi.org/10.3390/app12083754>
- Neto, C. S. O., Feitoza, N. B., Patrocínio, A. C., & Carneiro, P. C. (2024). *Analysis of quality principles in digital mammography exposure factors*.
- Nogueira, L. B., Campos, T. P. R., Santos, D. P. M. dos, de Oliveira, P. M. C., & Fontainha, C. C. P. (2022). Spatial distributions and mean doses in a breast phantom under

mammography, with W/Rh and W/Ag target/filter combinations, based on SSDs and XR-QA2. *Radiation Physics and Chemistry*, 193. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2022.109971>

- RTI Group, A. (2020). *Piranha Reference Manual - English - 5.7B*. <http://www.rti-group.com>
- Silva, C. B. (2022). *UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA*.
- Tanimoto Sarau, S., Rodrigues Júnior, O., & da Penha Albuquerque Potiens, M. (2020). *Instrução Normativa nº 54 da ANVISA e a importância dos testes de aceitação e controle de qualidade em serviços mamográficos*.
- Wysocka-Rabin, A., Dobrzyńska, M., Pasicz, K., Skrzyński, W., & Fabiszewska, E. (2021). Determination of DQE as a quantitative assessment of detectors in digital mammography: Measurements and calculation in practice. *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*, 27(3), 223–232. <https://doi.org/10.2478/pjmpe-2021-0027>
- Zandonadi, G. C. (2024). *ATIVIDADES NO E SOBRE O TRABALHO DO SERVIÇO ESPECIALIZADO EM ENGENHARIA DE SEGURANÇA E EM MEDICINA DO TRABALHO CONSIDERANDO OS PRINCÍPIOS DA PROTEÇÃO RADIOLÓGICA*.

APÊNDICE A – Algoritmo MATLAB para Análise Quantitativa

```

clc;
clear;

% Carregar as imagens JPEG
[file1, path1] = uigetfile('*.jpg', 'Selecione a primeira imagem JPEG');
imagem1 = imread(fullfile(path1, file1));

[file2, path2] = uigetfile('*.jpg', 'Selecione a segunda imagem JPEG');
imagem2 = imread(fullfile(path2, file2));

% Verificar se a imagem está em escala de cinza ou RGB e converter, se
necessário
if size(imagem1, 3) == 3
    imagem1_gray = rgb2gray(imagem1); % Converter para escala de cinza se
for RGB
else
    imagem1_gray = imagem1;          % Já está em escala de cinza
end

if size(imagem2, 3) == 3
    imagem2_gray = rgb2gray(imagem2); % Converter para escala de cinza se
for RGB
else
    imagem2_gray = imagem2;          % Já está em escala de cinza
end

% Calcular SSIM
[ssim_val, ssim_map] = ssim(imagem1_gray, imagem2_gray);

% Exibir o valor SSIM
disp(['Índice SSIM: ', num2str(ssim_val)]);

% Exibir o mapa SSIM
figure, imshow(ssim_map, []);
title(['Índice SSIM: ', num2str(ssim_val)]);

% Cálculos de Média, Desvio Padrão e Relação Sinal-Ruído (SNR) para
Imagens Originais
% Cálculos para a primeira imagem
mean_img1 = mean(imagem1_gray(:));          % Média da imagem 1
std_img1 = std(double(imagem1_gray(:)));    % Desvio padrão da imagem 1
snr_img1 = 10 * log10((mean_img1^2) / (std_img1^2)); % Relação Sinal-Ruído
da imagem 1 em dB

% Cálculos para a segunda imagem
mean_img2 = mean(imagem2_gray(:));          % Média da imagem 2
std_img2 = std(double(imagem2_gray(:)));    % Desvio padrão da imagem 2
snr_img2 = 10 * log10((mean_img2^2) / (std_img2^2)); % Relação Sinal-Ruído
da imagem 2 em dB

% Exibir os resultados para as imagens originais
disp('--- Imagem 1 ---');
disp(['Média: ', num2str(mean_img1)]);
disp(['Desvio padrão: ', num2str(std_img1)]);
disp(['SNR (em dB): ', num2str(snr_img1)]);

```

```
disp('--- Imagem 2 ---');  
disp(['Média: ', num2str(mean_img2)]);  
disp(['Desvio padrão: ', num2str(std_img2)]);  
disp(['SNR (em dB): ', num2str(snr_img2)]);
```