

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA



UFRJ

Letícia Ferreira Simões

**AVALIAÇÃO DA OTIMIZAÇÃO DA DOSE GLANDULAR MÉDIA E DA
QUALIDADE DA IMAGEM EM SERVIÇOS DE MAMOGRAFIA DIGITAL
COMPUTADORIZADA NA REGIÃO METROPOLITANA DO RIO DE JANEIRO**

Rio de Janeiro

2024

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA



Letícia Ferreira Simões

**AVALIAÇÃO DA OTIMIZAÇÃO DA DOSE GLANDULAR MÉDIA E DA
QUALIDADE DA IMAGEM EM SERVIÇOS DE MAMOGRAFIA DIGITAL
COMPUTADORIZADA NA REGIÃO METROPOLITANA DO RIO DE JANEIRO**

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

Orientador: Dr. Claudio Domingues de Almeida.

Rio de Janeiro

2024

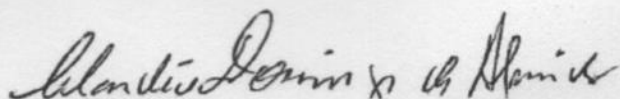
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA

Letícia Ferreira Simões

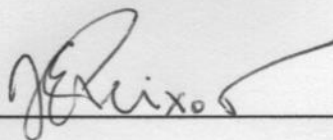
**AVALIAÇÃO DA OTIMIZAÇÃO DA DOSE GLANDULAR MÉDIA E DA
QUALIDADE DA IMAGEM EM SERVIÇOS DE MAMOGRAFIA DIGITAL
COMPUTADORIZADA NA REGIÃO METROPOLITANA DO RIO DE
JANEIRO**

Rio de Janeiro, 22 de Março de 2024.

Aprovado por:



Dr. Claudio Domingues de Almeida - IRD/CNEN
(Orientador)



Dr. João Emílio Peixoto - INCA

Dra. Simone Coutinho Cardoso - IF/UFRJ

Dedico essa monografia aos meus amados pais,

Marcelo e Érica Catarina,

Que sempre me incentivaram a não desistir.

Aos dois, o meu mais sincero obrigada!

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, agradeço à Deus. Sem Ele eu não teria tido forças para fazer 1% desse trabalho. Aos meus pais, que são minha fortaleza nessa vida (junto ao meu cachorrinho, Greg). Obrigada, papai e mamãe, por fazerem o impossível para que nada falte para mim nunca. Meu amor por vocês três é maior que o universo. Aos meus familiares, em especial aos meus avós, Carlos e Rosa, e à minha avó Tereza, por estarem sempre presentes e fazendo com que minha morada no Rio seja muito mais tranquila e fácil.

À minha querida panelinha de amigas: Stella, Elisa, Roberta, Mariana e Livia. Eu não sei o que teria sido de mim em todos esses anos de faculdade sem vocês. Obrigada por estarem sempre comigo, uma incentivando e não deixando a outra cair. À Luiza e ao Kauai, meu querido casal de amigos que espero continuar levando junto comigo, obrigada por sempre me apoiarem e me ouvirem. Ao Nic, por ser uma das pessoas mais carinhosas que já conheci, mamãe ama você! Às meninas da república, em especial Ana, Victória e Camilla, por sempre me aturarem e incentivarem a continuar me empenhando.

Ao meu grupo de amigos de São Paulo, principalmente ao Schwartz, Edu, Lu, Low e Bruno: obrigada pela ajuda, não somente na parte acadêmica, mas também pela companhia da vida. Ter conhecido vocês foi um enorme presente! E, claro, aos meus amigos de São José: Aninha, Ariel, Piquete, Gabi, Pedrinho, Dani, Carol, Luca e Isa, Camila e Nathália, obrigada pelos mais de 10 anos de amizade e por continuarem crescendo ao meu lado!

Ao amigo de curso e, agora, especialista em Radiodiagnóstico, Bruno, obrigada por me ajudar tanto a melhorar meus conhecimentos. Ao meu orientador, Claudio, pela paciência e ajuda durante esses últimos anos. Ao IRD, por oferecer a estrutura necessária para que este trabalho pudesse ser realizado. Ao CNPq, pelo apoio financeiro durante os anos de graduação.

Por último, mas não menos importante, ao nosso querido e falecido coordenador Odair, obrigada, não só pelas aulas e ensinamentos, mas também por toda a confiança que o senhor sempre colocou no curso de Física Médica do IF-UFRJ. Estamos aonde estamos devido ao senhor!

RESUMO

O sistema mamográfico deve ser capaz de fornecer uma qualidade de feixe de raios X que consiga distinguir relativamente bem cada estrutura no tecido mamário. Para tal, o ruído na imagem deve ser suficientemente baixo e a dose deve ser tão baixa quanto razoavelmente exequível. Uma série de testes de desempenho dos sistemas mamográficos foi proposta pela *European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services* (EUREF) nas publicações de 2003 e 2011, e também pela AIEA, com o intuito de melhorar e disseminar conhecimento sobre imagens mamográficas de alta qualidade. Atualmente, existem dois métodos de aquisição de imagem em mamografia digital: a computadorizada (CR) e a direta (DR). Coutinho (2009) relatou a tendência por sistemas CR a apresentar doses 20% maiores se comparadas com as do sistema filme/écran. Almeida (2014) estabeleceu um método de otimização das condições de operação para os sistemas CR a partir do valor da dose glandular média (DGM) aceitável, da razão contraste-ruído (CNR) e do indicador de qualidade das imagens clínicas. Este estudo, portanto, tem como objetivo verificar se os sistemas mamográficos estão operando com os parâmetros técnicos otimizados e, assim, fornecendo valores de DGM e CNR aceitáveis a partir da aplicação do método estabelecido por Almeida para mamas com variadas espessuras, utilizando o controle automático de exposição (CAE). Para isso, foram visitados quatro serviços de mamografia da cidade e da região metropolitana do Rio de Janeiro. Todos os sistemas mamográficos foram avaliados previamente a partir de testes de controle de qualidade recomendados pelo Protocolo de Controle de Qualidade para Radiodiagnóstico na América Latina e no Caribe da AIEA. As medidas foram realizadas com o detector Piranha Black, placas de polimetilmetacrilato (PMMA), espaçadores e lâminas de alumínio. As principais medidas avaliadas foram a linearidade de resposta do detector, o kerma no ar de entrada, a CNR e a DGM. Por fim, foram calculados e sugeridos novos valores de DGM. Os resultados obtidos mostram que 75% dos sistemas mamográficos avaliados não apresentam ajustes que permitam garantir valores de DGM aceitáveis para toda a faixa de espessura de mama. As imagens obtidas apresentam valores de CNR que possam implicar em erros de interpretação do resultado da mamografia pelo radiologista.

Palavras-chave: Mamografia; razão contraste-ruído; dose glandular média.

ABSTRACT

The mammography system must be capable of providing quality X-ray images that can distinguish each non-breast tissue structure relatively well. To achieve this, the noise in the image must be sufficiently low and the noise must be as low as reasonably achievable. A series of performance tests on mammographic systems were proposed by the *European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services* (EUREF) in publications from 2003 to 2011, and also by the IAEA, in order to improve and disseminate knowledge about high-quality mammographic images. Currently, there are two image acquisition methods in digital mammography: computerized (CR) and direct (DR). Coutinho (2009) reports the tendency for CR systems to present 20% higher doses compared to the film/screen system. Almeida (2014) established a method for optimizing the operating conditions of CR systems based on the value of the mean glandular dose (MGD) of oil, the contrast-to-noise ratio (CNR) and the quality indicator of clinical images. This study, therefore, aims to verify whether mammographic systems are operating with optimized technical parameters and, thus, providing MGD and CNR values based on the application of the method established by Almeida for breasts with different thicknesses, using automatic exposure control. (CAE). To this end, we visited four mammography services in the city and metropolitan region of Rio de Janeiro. All mammographic systems were previously validated based on quality control tests recommended by the IAEA Quality Control Protocol for Radiodiagnosis in Latin America and the Caribbean. Measurements were carried out with a Piranha Black detector, polymethylmethacrylate (PMMA) plates, spacers and aluminum foil. Key measurements are evaluated by the linearity of the detector response, or input kerma, to the CNR and MGD. Finally, new MGD values were calculated and suggested. The results obtained show that 75% of approved mammographic systems do not have adjustments that allow guaranteeing MGD values for the entire breast thickness category. The images obtained present CNR values that may imply errors in the interpretation of mammography results by the radiologist.

Keywords: Mammography; contrast to noise ratio; mean glandular dose.

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

ANVISA: Agência Nacional de Vigilância Sanitária

HUCFF: Hospital Universitário Clementino Fraga Filho

UFRJ: Universidade Federal do Rio de Janeiro

IFF: Instituto Fernandes Figueira

FIOCRUZ: Fundação Oswaldo Cruz

SASE: Serviço de Assistência Social Evangélico

DGM: Dose Glandular Média

IN: Instrução Normativa

CBR: Colégio Brasileiro de Radiologia

NHSBSP: *National Health Service Breast Screening Programme*

INCA: Instituto Nacional de Câncer

MS: Ministério da Saúde

CC: Craniocaudal

MLO: Mediolateral-oblíqua

CR: Radiologia Computadorizada

DR: Radiologia Digital

CNR: Razão Contraste Ruído

SNR: Razão Sinal Ruído

CAE: Controle Automático de Exposição

PNQM: Programa Nacional de Qualidade em Mamografia

PMMA: Polimetilmetacrilato

CDMAM: *Contrast-Detail Mammography*

CSR: Camada Semirredutora

SI: Sistema Internacional de Unidades

ROI: *Region of interest*

AIEA: Agência Internacional de Energia Atômica

EUREF: *European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services*

PECQMamo: Programa Estadual de Controle de Qualidade em Mamografia

ALARA: *As Low As Reasonably Achievable*

VMP: Valor médio de pixel

DP: Desvio Padrão

p: Valor médio de pixel linearizado

Ki: Kerma no ar de entrada incidente

DFC: Distância Foco-Câmara

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Espectro típico de emissão dos raios X em função da energia para determinado elemento.....	06
Figura 2: Elétrons incidindo em um átomo alvo e tendo suas trajetórias desviadas pela interação com o campo coulombiano do núcleo, gerando raios X de freamento.....	07
Figura 3: Elementos presentes em um tubo de raios X no qual ocorre a produção de raios X de <i>bremssstrahlung</i>	08
Figura 4: Espectro típico de emissão <i>bremmstrahlung</i> para feixes de raios X filtrados e não filtrados.....	08
Figura 5: Elétron externo incidindo no átomo e ejetando o elétron da camada K, junto a emissão de um raio X característico.....	10
Figura 6: As três principais interações da radiação ionizante de partículas não carregadas com a matéria de acordo com o número atômico do absorvedor em função da energia da partícula.....	11
Figura 7: Fóton de energia $h\nu$ incidindo em elétron de fraca energia de ligação com a camada eletrônica causando a liberação do fotoelétron com energia cinética K e absorção da energia incidente.....	12
Figura 8: Na figura à esquerda, um fóton de comprimento de onda λ incide em um elétron. Na figura à direita, um fóton de comprimento de onda λ' é espalhado de um ângulo θ e o elétron é espalhado de um ângulo ϕ	13
Figura 9: Radiografias de três mamas com diferentes proporções de tecido glandular e adiposo.....	17
Figura 10: Atenuação linear dos fótons nos tecidos glandular, adiposo e no tumor em função da energia incidente.....	18
Figura 11: Esquema exemplificado de um equipamento mamográfico, contendo o nome de cada componente.....	19
Figura 12: Esquema de um tubo de raios X, contendo o nome de cada componente.....	20
Figura 13: Elétron na placa de fósforo levado a um estado excitado e sendo capturado em armadilhas na região da banda proibida.....	22
Figura 14: Esquema de leitura da imagem armazenada na placa de fósforo por um digitalizador CR.....	22
Figura 15: Relação entre a DGM e a energia dos fótons incidentes na mama.....	25
Figura 16: Dosímetro Black Piranha, do fabricante RTI.....	28
Figura 17: Aparato experimental para a obtenção das imagens referentes à linearidade de resposta do detector, na DIFME/IRD.....	30
Figura 18: Aparato experimental para a obtenção dos valores de kerma no ar incidente, referentes à linearidade de resposta do detector, na DIFME/IRD.....	30

Figura 19: Aparato experimental para a realização das medidas da Razão Contraste Ruído (CNR) na policlínica SASE Realengo.....	34
Figura 20: PMMA de 4,0 cm e espaçadores de 0,5 cm sob o <i>bucky</i> para a realização das medidas da CNR.....	34
Figura 21: Linearidade de resposta do detector para os quatro sistemas mamográficos avaliados neste trabalho.....	40
Figura 22: Ruídos relativos dos quatro sistemas mamográficos avaliados neste trabalho.....	43
Figura 23: Gráficos de comparação entre a DGM medida usando o CAE, a DGM otimizada calculada e os valores de DGM de referência [22], para os quatro sistemas mamográficos avaliados neste trabalho.....	56
Figura 24: Gráficos de comparação entre CNR alvo e CNR medida no CAE para os quatro sistemas mamográficos avaliados neste trabalho.....	58

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Valores aceitáveis de DGM (em mGy) para variadas espessuras de mama de acordo com ao IN 92 [16] e a EUREF [22].....	16
Tabela 2: Composição atômica (em porcentagem relacionada ao peso) e densidade (g/cm ³) dos tecidos adiposo e glandular na mama.....	17
Tabela 3: Valores de tolerância mínima para a CNR relativa estabelecidos pela IN 92/2021 [16] para cada espessura equivalente de mama.....	26
Tabela 4: Informações a respeito dos fabricantes e modelos dos mamógrafos e digitalizadores CR dos serviços de mamografia avaliados.....	27
Tabela 5: Informações a respeito dos fabricantes e modelos das placas de imagem dos serviços de mamografia avaliados.....	28
Tabela 6: Lista de testes de controle de qualidade propostos pela AIEA [34] [11] e pela ANVISA [16] realizados nos mamógrafos e digitalizadores CR avaliados neste estudo.....	29
Tabela 7: Espectros (tensão e combinação alvo/filtro) dos feixes de raios X para cada espessura de PMMA utilizada.....	32
Tabela 8: Espessuras de PMMA, de mama e altura dos espaçadores, em mm, utilizadas nas medições desta etapa do trabalho.....	33
Tabela 9: Coeficiente n (referente ao ruído) e coeficientes a e b obtidos pela linearidade de resposta do detector à 28 kV Mo/Mo em cada sistema mamográfico avaliado.....	41
Tabela 10: Índices de ruído quântico, estrutural e eletrônico calculados para cada sistema mamográfico avaliado.....	42
Tabela 11: Rendimento do tubo de raios X do sistema Hologic Lorad M-IV/AGFA CR 85-X, determinado a uma distância foco-câmara de 62,5 cm.....	44
Tabela 12: Rendimento do tubo de raios X do sistema Siemens 3000 Nova/Carestream Classic CR, determinado a uma distância foco-câmara de 62,0 cm.....	44
Tabela 13: Rendimento do tubo de raios X do sistema Hologic Lorad M-IV/Carestream Classic CR, determinado a uma distância foco-câmara de 61,5 cm.....	45
Tabela 14: Rendimento do tubo de raios X do sistema GE Senographe DMR/AGFA CR 30-Xm, determinado a uma distância foco-câmara de 62,5 cm.....	45
Tabela 15: Valores de CSR para todas as técnicas radiográficas (tensão no tubo e combinação alvo/filtro) utilizadas.....	46
Tabela 16: Valores de kerma no ar de entrada, CNR e DGM medidos com os parâmetros técnicos (combinação alvo filtro, tensão e produto corrente-tempo) do CAE e as respectivas espessuras equivalentes de mama para o sistema Hologic Lorad M-IV/AGFA CR 85-X.....	47
Tabela 17: Valores de kerma no ar de entrada, CNR e DGM medidos com os parâmetros técnicos (combinação alvo filtro, tensão e produto corrente-tempo) do CAE e as respectivas espessuras equivalentes de mama para o sistema 3000 Nova/Carestream Classic CR.....	48
Tabela 18: Valores de kerma no ar de entrada, CNR e DGM medidos com os parâmetros técnicos (combinação alvo filtro, tensão e produto corrente-tempo) do CAE e as respectivas espessuras equivalentes de mama para o sistema Hologic Lorad M-IV/Carestream Classic CR.....	49

Tabela 19: Valores de kerma no ar de entrada, CNR e DGM medidos com os parâmetros técnicos (combinação alvo filtro, tensão e produto corrente-tempo) do CAE e as respectivas espessuras equivalentes de mama para o sistema GE Senographe DMR/AGFA CR 30-Xm.....	50
Tabela 20: Valores de CNR alvo e produto corrente-tempo e DGM otimizados a partir de cada parâmetro técnico (tensão no tubo, combinação alvo/filtro e produto corrente-tempo) previamente obtido com o CAE, para cada espessura de mama no sistema Hologic Lorad M-IV/AGFA CR 85-X.....	52
Tabela 21: Valores de CNR alvo e produto corrente-tempo e DGM otimizados a partir de cada parâmetro técnico (tensão no tubo, combinação alvo/filtro e produto corrente-tempo) previamente obtido com o CAE, para cada espessura de mama no sistema Siemens 3000 Nova/Carestream Classic CR.....	53
Tabela 22: Valores de CNR alvo e produto corrente-tempo e DGM otimizados a partir de cada parâmetro técnico (tensão no tubo, combinação alvo/filtro e produto corrente-tempo) previamente obtido com o CAE, para cada espessura de mama no sistema Hologic Lorad M-IV/Carestream Classic CR.....	54
Tabela 23: Valores de CNR alvo e produto corrente-tempo e DGM otimizados a partir de cada parâmetro técnico (tensão no tubo, combinação alvo/filtro e produto corrente-tempo) previamente obtido com o CAE, para cada espessura de mama no sistema GE Senographe DMR/AGFA CR 30-Xm.....	55
Tabela 24: Valores de CNR relativa (CNR_{rel}) estabelecidos pela IN 92 [16] e valores de CNR otimizada e CNR_{rel} otimizada obtidas nos sistemas mamográficos dos serviços de mamografia em toda a faixa de espessura equivalente de mama.....	59
Tabela 25: Valores de DGM estabelecidos pelo Protocolo Europeu [22] e valores de CNR e de DGM otimizados obtidos nos sistemas mamográficos dos serviços de mamografia em toda a faixa de espessura equivalente de mama.....	60
Tabela 26: Resultados obtidos para o kerma no ar de entrada e dose glandular média (DGM) para o <i>phantom</i> Mama (53 mm) a partir de incidências do tubo de raios X mamográfico operando com técnicas radiográficas (tensão, combinação alvo/filtro e produto corrente-tempo (mAs) determinadas pelo CAE de cada equipamento.....	66
Tabela 27: Medidas de força de compressão (kgf), exatidão do indicador da tensão do tubo (kV), repetibilidade da tensão do tubo (CV), repetibilidade do CAE (CV) e precisão da indicação de espessura (mm) dos quatro mamógrafos avaliados neste trabalho de acordo com testes de controle de qualidade estabelecidos pelo Protocolo de Controle de Qualidade para Radiodiagnóstico na América Latina e no Caribe da AIEA [34].....	66
Tabela 28: Valores do coeficiente de determinação (R^2), uniformidade das placas de imagem e homogeneidade entre os detectores com relação ao produto corrente-tempo (mAs), razão sinal ruído (SNR) e valor médio de pixel (VMP) dos quatro digitalizadores CR avaliados neste trabalho de acordo com testes de controle de qualidade estabelecidos pela AIEA [11] e pela IN 92 [16].....	67

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO.....	01
1.1 - Apresentação.....	01
1.2 - Objetivos.....	05
CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	06
2.1 - Produção de Raios X.....	06
2.1.1 - Raios X de <i>bremssstrahlung</i>	06
2.1.2 - Espectro de emissão <i>bremssstrahlung</i>	08
2.1.3 - Raios X característicos.....	09
2.2 - Interação da Radiação com a matéria.....	10
2.2.1 - Efeito Fotoelétrico.....	11
2.2.2 - Espalhamento Rayleigh.....	13
2.2.3 - Espalhamento Compton.....	13
2.2.4 - Coeficiente de Atenuação Linear.....	14
2.3 - Grandezas Físicas.....	14
2.3.1 - Kerma.....	14
2.3.2 - Dose Absorvida.....	15
2.3.3 - Dose Glandular Média (DGM).....	15
2.4 - A mama.....	16
2.5 - O mamógrafo.....	18
2.5.1 - O tubo de Raios X mamográfico.....	19
2.5.2 - O compressor.....	20
2.6 - Camada Semirredutora (CSR) e Energia Efetiva.....	20
2.7 - Mamografia Digital.....	21
2.7.1 – Mamografia Digital Computadorizada.....	21

2.8 - Linearidade de resposta do detector.....	23
2.9 - Tipos de ruído.....	23
2.9.1 - Ruído Quântico.....	24
2.9.2 - Ruído Estrutural.....	24
2.9.3 - Ruído Eletrônico.....	24
2.10 - Razão Contraste Ruído (CNR).....	25
2.10.1 - Razão Contraste Ruído Alvo (CNR Alvo).....	26
CAPÍTULO 3 – METODOLOGIA.....	27
3.1 - Instituições e equipamentos avaliados.....	27
3.2 - Dosímetro utilizado.....	28
3.3 - Desempenho dos sistemas mamográficos avaliados.....	28
3.4 - Determinação da linearidade de resposta do detector.....	29
3.4.1 - Determinação dos índices de ruído.....	31
3.5 - Determinação da Razão Contraste Ruído (CNR).....	32
3.5.1 - Técnicas Radiográficas.....	32
3.5.2 - Procedimento Experimental.....	33
3.6 - Determinação da Dose Glandular Média (DGM).....	35
3.6.1 - Rendimento do Tubo de Raios X.....	35
3.6.2 - Determinação do Kerma no ar incidente para as medidas da CNR....	36
3.6.3 - Determinação da Camada Semirredutora (CSR).....	36
3.6.4 - Cálculo da DGM.....	36
3.7 - A otimização da CNR e da DGM.....	37
3.7.1 - Determinação da CNR alvo.....	37
3.7.2 - Determinação da CNR, DGM e produto corrente-tempo otimizados..	37

CAPÍTULO 4 – RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	39
4.1 - Avaliação do desempenho dos sistemas mamográficos.....	39
4.2 - Linearidade de resposta do detector.....	39
4.3 - Índice de ruído.....	42
4.4 - Medidas da CNR e cálculo da DGM.....	44
4.4.1 - Rendimento do tubo de raios X.....	44
4.4.2 - Camada semirredutora (CSR).....	45
4.4.3 - Kerma no ar de entrada, CNR e DGM.....	46
4.5 - Otimização da CNR e DGM.....	50
4.5.1 - Valores para a CNR alvo e para a DGM otimizada.....	51
4.6 - Comparações finais entre os sistemas mamográficos.....	55
CAPÍTULO 5 – CONCLUSÕES.....	61
5.1 - Conclusões.....	61
5.2 - Perspectivas e Sugestões.....	62
Referências Bibliográficas.....	62
APÊNDICE 1.....	65

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

1.1. Apresentação

Aproximadamente, uma a cada oito mulheres desenvolverá câncer de mama em algum momento de sua vida (Bushberg et al., 2012). No Brasil, é o tipo de câncer com maior taxa de incidência – com exceção do câncer de pele não-melanoma – e mortalidade na população feminina [2].

A mamografia de rastreamento é considerada a única prática com eficácia comprovada na redução da taxa de mortalidade do câncer de mama [3], uma vez que possibilita o diagnóstico e, conseqüentemente, o tratamento em estágios iniciais da doença, o que resulta em uma maior probabilidade de cura. A Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) [11] afirmou que, em países com programas de mamografia de rastreamento ativos, a taxa de mortalidade do câncer de mama diminuiu entre as décadas de 1990 a 2010. No entanto, essa prática apresenta risco de indução de câncer associado à dose glandular média (DGM), definida como a dose absorvida no tecido glandular da mama (Pinheiro et al., 2018). Essa afirmação foi confirmada pelo programa de rastreamento de câncer de mama do Reino Unido, *National Health Service Breast Screening Programme* (NHSBSP) [4], que afirma que, para mulheres na faixa-etária estipulada para a realização da mamografia (50-70 anos), o risco de câncer radioinduzido é de aproximadamente 1 em 100.000 para uma DGM de 1 mGy. Dessa forma, para que a mamografia seja considerada um procedimento seguro, deve-se assegurar de que essa seja realizada dentro da frequência e faixa-etária estipulada – uma vez a cada dois anos para mulheres de 50 a 69 anos [3].

Além disso, o equipamento mamográfico deve ser capaz de fornecer uma qualidade de feixe de raios X que consiga distinguir relativamente bem cada composição e tecido mamário [21]. Segundo a AIEA [11], o ruído na imagem deve ser suficientemente baixo para revelar estruturas sutis de uma maneira confiável, e a dose de radiação deve ser tão baixa quanto razoavelmente exequível (princípio ALARA). Para que esta finalidade seja atingida, é necessária a otimização da razão contraste ruído (CNR) e da dose absorvida [21], com a finalidade de se obter imagens com melhor qualidade e oferecer menos risco ao paciente.

O monitoramento da DGM aplicada em exames de mamografia realizados no Brasil é feito pelos programas de qualidade em mamografia do Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR) e do Instituto Nacional de Câncer (INCA) (Pinheiro et al., 2018). A aplicação dos padrões de desempenho dos equipamentos de mamografia digital, bem como a adoção dos critérios de qualidade das imagens clínicas e de um processo de otimização das doses de radiação permitem maximizar os benefícios do rastreamento em detrimento de seus riscos, ao oferecer melhor precisão do diagnóstico e menor risco de indução de câncer decorrente do uso dos raios X mediante o controle da dose de radiação (Almeida, 2014).

Em 2004, a partir de uma ação desenvolvida com base na antiga Portaria nº 453 SVS/MS de 01/06/1998 [7], o Programa Estadual de Controle de Qualidade em Mamografia (PECQMamo) foi implementado em Minas Gerais [8]. No primeiro semestre de 2008, o PECQMamo alcançou a cobertura de praticamente 100% dos serviços do Estado. O programa mostrou que 60% dos mamógrafos avaliados não alcançaram o nível mínimo de qualidade da imagem em relação à avaliação da imagem radiográfica de um simulador de mama, endossando a necessidade de maior monitoramento e otimização dos equipamentos mamográficos [8].

No que diz respeito ao contexto internacional, uma série de testes de desempenho do equipamento mamográfico foi proposta pela *European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services* (EUREF) nas publicações de 2003 [9] e 2011 [10], e também pela AIEA [11], com o intuito de melhorar e disseminar conhecimento sobre imagens mamográficas de alta qualidade [10].

Ao longo dos anos, os avanços com relação à prática de controle de qualidade da imagem em mamografia puderam ser observados no Brasil. Em 2013, o Ministério da Saúde atualizou o Programa Nacional de Qualidade em Mamografia, PNQM, através da publicação da Portaria GM/MS No. 2898 de 28/11/2013 [12]. Este programa tem como objetivo avaliar o desempenho de prestadores dos serviços públicos e privados de diagnóstico por imagem que realizam mamografia com base em critérios e parâmetros referentes à qualidade da estrutura, do processo, dos resultados, da imagem clínica e do laudo. Além disso, publicada em Maio de 2021 pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária, a Instrução Normativa (IN) No. 92 [16] estabelece requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança em

sistemas de mamografia, bem como a relação mínima de testes de aceitação e de controle de qualidade que devem ser realizados pelos serviços de saúde.

Atualmente existem dois métodos de aquisição de imagem utilizados na mamografia digital, que representam diferentes gerações de tecnologia. Um utiliza o mamógrafo convencional para gerar a imagem, que é registrada em uma placa de fósforo. Após a exposição, a leitura da placa de imagem é feita em um digitalizador. Este sistema é conhecido como sistema de mamografia digital computadorizada, ou simplesmente sistema CR. O outro método utiliza um mamógrafo específico que gera e registra imediatamente a imagem da mama em uma matriz de detectores, conhecido como mamografia digital direta, ou sistema DR (Furquim, 2009).

Os resultados de um estudo realizado por Coutinho (2009) mostram a tendência da existência de doses elevadas nos sistemas de mamografia com digitalizador CR, se comparados com o sistema filme/écran. Já nos sistemas DR, os valores são inferiores aos sistemas convencionais, embora não seja descartada a necessidade de otimização, uma vez que doses inferiores às recomendadas podem resultar em baixa qualidade da imagem e na necessidade de repetição do exame, o que, conseqüentemente, aumentaria a dose glandular média (DGM) final incidida no paciente (Coutinho, 2009).

Estima-se que, no Brasil, existam cerca de cinco mil mamógrafos, tal que quase 90% desses operam com tecnologia digital (sistemas DR ou CR). Esse fato corrobora com o aumento da possibilidade de absorção de maiores valores de DGM pela população indicada para realizar a mamografia, o que aumenta o risco de câncer de mama radioinduzido (Pinheiro et al., 2018).

Em um estudo comparativo entre os sistemas CR e DR, Alves et al (2015) mostrou que os valores de DGM relativos ao CR foram superiores aos valores de tolerância de 3,0 mGy [16] para uma espessura de 50 mm de PMMA: para os meses de outubro de 2012 a julho de 2013, os mamógrafos Lorad e Performa operando com sistema CR obtiveram uma média de valores de DGM de 3,39 mGy e 4,02 mGy, respectivamente, ao passo que a DGM relativa ao mamógrafo Senographe operando com sistema DR não ultrapassou o valor de 1,76 mGy (Alves et al., 2015). Não há informações com relação às incertezas dos valores de dose exibidos no estudo. Concluiu-se que o aumento da DGM para o sistema CR ocorreu devido a

uma perda de sensibilidade das placas de imagem, implicando também em uma maior razão sinal ruído (SNR) (Alves et al., 2015).

Em um estudo que compara os valores de DGM para a mamografia convencional e para os dois sistemas de mamografia digital (computadorizada e direta), Reis et al (2009) mostrou que os valores de DGM são maiores para o sistema CR, tanto na incidência craniocaudal (CC) quanto na incidência mediolateral-oblíqua (MLO). Nas incidências CC, os valores de DGM obtidos foram de 1,54 mGy para o sistema convencional, 1,78 mGy para o sistema CR e 0,82 mGy para o sistema DR. Já nas incidências MLO, os valores de DGM obtidos para os sistemas convencional, CR e DR foram de, respectivamente, 1,53 mGy, 1,78 mGy e 0,87 mGy (Reis et al., 2009). Não há informações a respeito das incertezas para esses valores de dose.

Em sua tese de doutorado intitulada “Otimização da dose glandular média na mama e da qualidade da imagem nos sistemas de mamografia digital”, Almeida (2014) estabeleceu um método de otimização das condições de operação para os sistemas de mamografia digital computadorizada, tendo como base o valor da DGM aceitável, a razão contraste-ruído (CNR) e o indicador de qualidade das imagens clínicas.

Ao considerar o número crescente de equipamentos de mamografia digital no Brasil e as falhas nos procedimentos para ajustes do controle automático de exposição (CAE) – que determina a técnica radiográfica e a dose aplicada para cada tipo e espessura de mama –, este trabalho pretende aplicar o método desenvolvido por Almeida (2014) com a finalidade de otimizar a dose e melhorar a qualidade da imagem em sistemas de mamografia digital computadorizada (CR), ao calcular valores de DGM e de CNR e, por fim, oferecer sugestões de novas técnicas radiográficas para ajustar os valores de produto corrente-tempo dos mamógrafos selecionados, buscando a otimização da DGM absorvida pelos pacientes.

1.2. Objetivos

- Aplicar o método de medida desenvolvido por Almeida (2014) para avaliar a otimização da dose glandular média (DGM) e da qualidade da imagem em sistemas de mamografia digital computadorizada (CR) para mamas com variadas espessuras utilizando as técnicas radiográficas obtidas com o controle automático de exposição (CAE).
- Verificar, a partir dos resultados obtidos, se os equipamentos dos serviços de mamografia selecionados estavam ajustados para operar de maneira otimizada.
- Realizar procedimentos de testes de controle de qualidade nos mamógrafos e digitalizadores CR estudados, conforme estabelecido pela Instrução Normativa nº 92/2021 [16] da ANVISA.

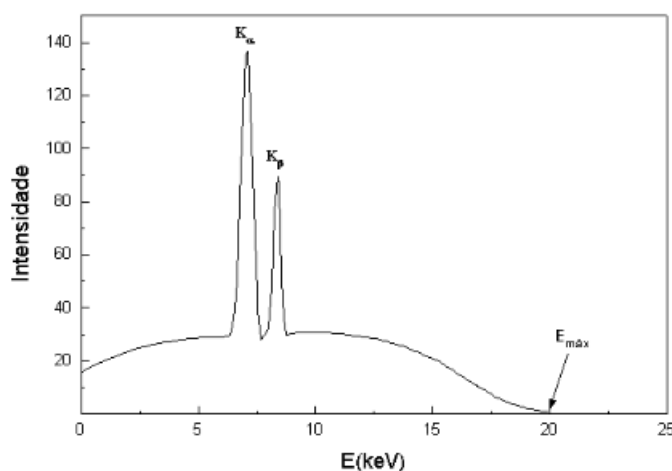
CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. Produção de Raios X

Raios X podem ser produzidos quando elétrons são acelerados em direção a um alvo metálico. A colisão dos elétrons com o material do alvo gera, além de fótons de raios X, uma grande quantidade de calor. Por conta disso, o alvo do tubo deve ser sempre feito com um material de elevado ponto de fusão (Okuno; Yoshimura, 2010).

Os raios X produzidos podem ser gerados por *bremsstrahlung* – esses apresentam um espectro contínuo de energia – ou por fluorescência – esses são os chamados raios X característicos, de espectro discreto de energia (Okuno; Yoshimura, 2010). A figura 1 mostra o espectro típico da emissão de raios X em função da energia para um determinado elemento.

Figura 1: Espectro típico de emissão dos raios X em função da energia para determinado elemento.



Fonte: <https://portal.if.usp.br/labdid/sites/portal.if.usp.br/labdid/files/Raios-X2%20%281%29.pdf>
(acessado em 24/03/2024 às 16:35)

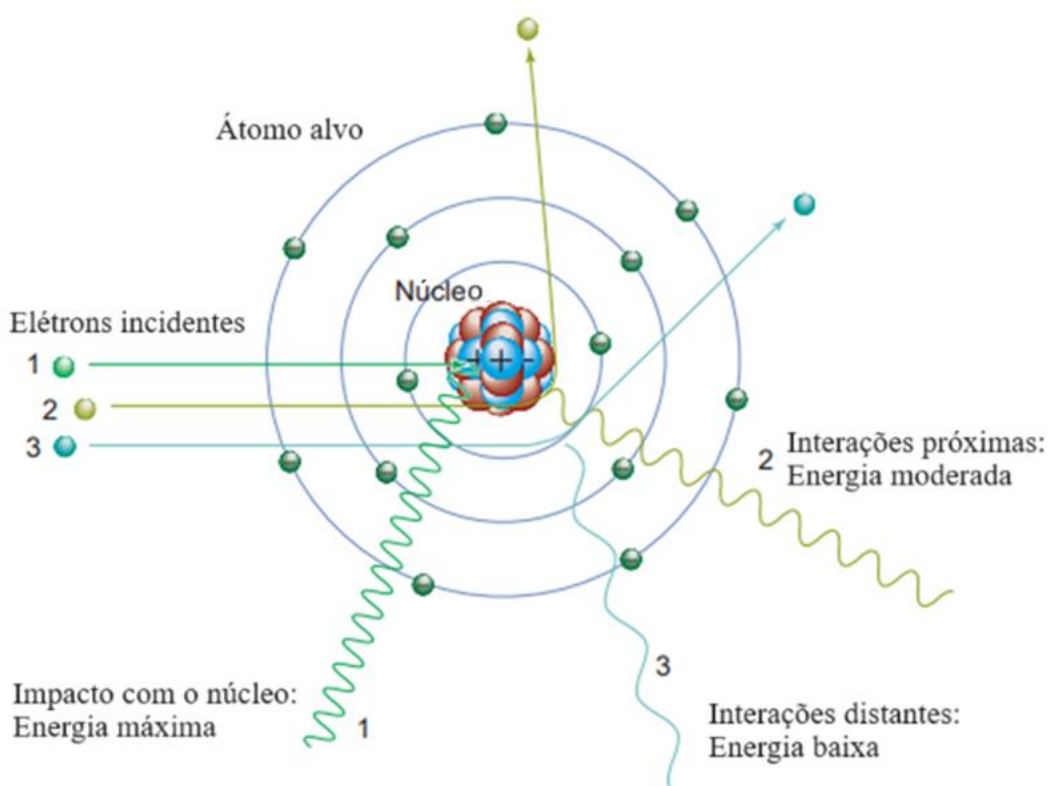
2.1.1. Raios X de *bremsstrahlung*

Também chamada de radiação de freamento, a radiação de *bremsstrahlung* é produzida pela desaceleração brusca de um elétron devido à atração causada pelo campo coulombiano do núcleo atômico, o que resulta em uma liberação de grande quantidade de calor e de raios X de quaisquer energias – desde valores próximos a

zero até um valor máximo equivalente à energia cinética máxima do elétron ao atingir o alvo (Okuno; Yoshimura, 2010).

A figura 2 mostra a incidência de um feixe de elétrons acelerados em direção ao núcleo atômico junto aos seus consequentes desvios de trajetórias após a interação com o campo coulombiano nuclear, além da representação dos raios X de freamento liberados.

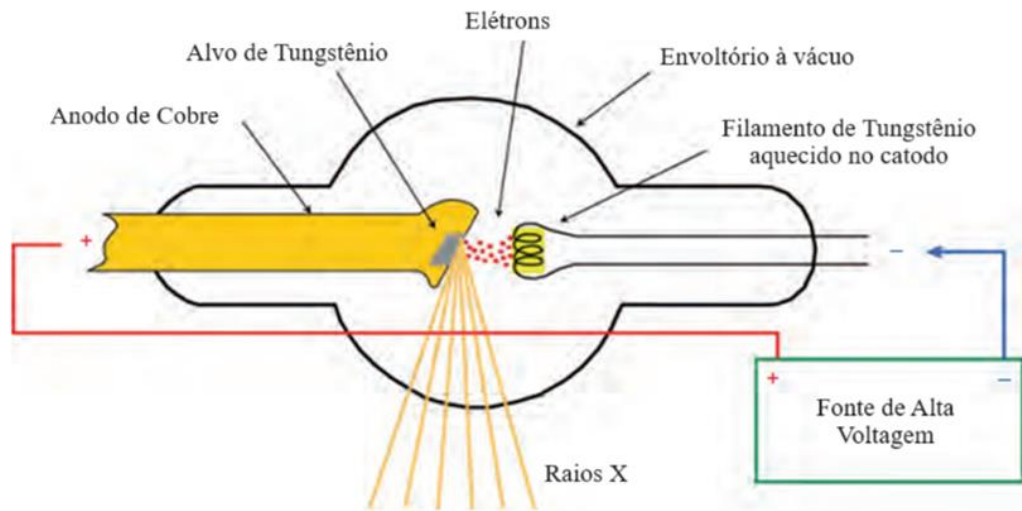
Figura 2: Elétrons incidindo em um átomo alvo e tendo suas trajetórias desviadas pela interação com o campo coulombiano do núcleo, gerando raios X de freamento.



Fonte: Imagem editada a partir de Bushberg et al., 2012.

A produção dos raios X no tubo mamográfico consiste em, inicialmente, aquecer o catodo (polo positivo do tubo) com o fim de liberar o feixe de elétrons por emissão termoiônica. Esse feixe será acelerado em direção ao anodo (polo negativo do tubo) pela diferença de potencial aplicada entre os polos. Ao atingirem o alvo, os elétrons penetram no material, adentrando uma região muito próxima ao núcleo atômico. Isso faz com que o feixe seja desacelerado, desviando-se de sua trajetória inicial, e sua energia é liberada na forma de raios X de freamento de alta energia [20], conforme ilustrado na figura 3.

Figura 3: Elementos presentes em um tubo de raios X no qual ocorre a produção de raios X de *bremsstrahlung*.

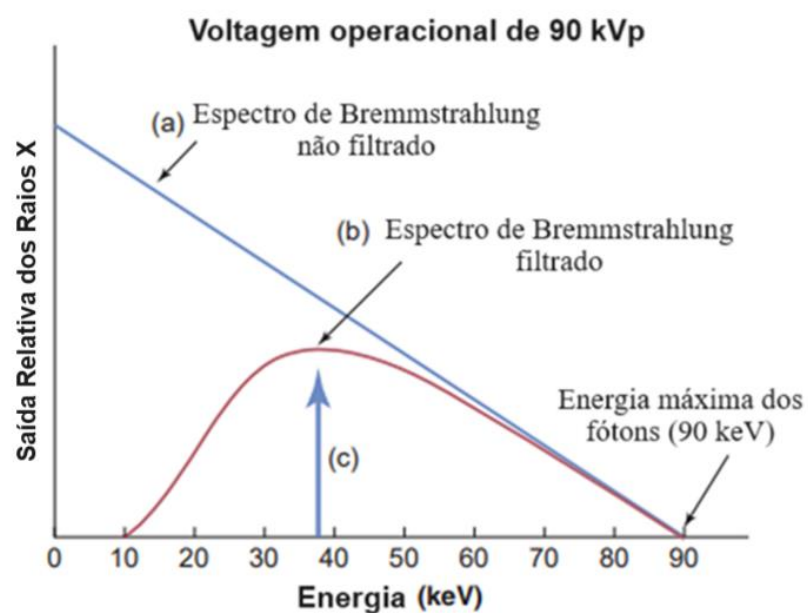


Fonte: Imagem editada a partir de Bushberg et al., 2012.

2.1.2. Espectro de emissão *bremsstrahlung*

O espectro de emissão *bremsstrahlung* é apresentado como uma distribuição da probabilidade de emissão de fótons de raios X em função da energia das partículas (Bushberg et al., 2012). A figura 4 mostra um espectro típico de emissão *bremsstrahlung* para feixes filtrados e não filtrados.

Figura 4: Espectro típico de emissão *bremsstrahlung* de (a) feixes não filtrados e (b) feixes filtrados.



Fonte: Imagem editada a partir de Bushberg et al., 2012.

A filtração do espectro dos raios X de freamento produzidos permite que energias mais baixas (geralmente abaixo de 10 keV) não incidam sobre o paciente, ajustando, assim, o espectro para imagens ideais de baixa dose (Bushberg et al., 2012).

O processo é feito a partir da atenuação dos raios X de energia mais baixa em materiais que são inerentes ao tubo de raios X (como, por exemplo, a janela de vidro do tubo) ou em materiais que possam ser totalmente atravessados pelo feixe, como folhas finas de cobre ou alumínio (Bushberg et al., 2012). Para o radiodiagnóstico, a filtração é fundamental para a garantia de qualidade da imagem.

2.1.3. Raios X Característicos

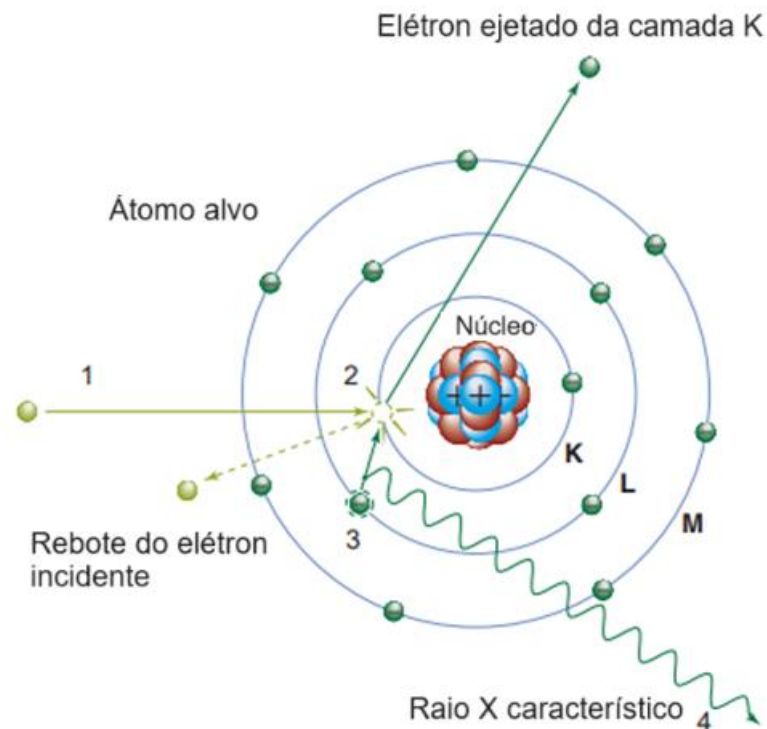
Os raios X característicos, além de dependerem do número atômico do material com o qual a radiação está interagindo, não podem assumir qualquer valor de energia (Okuno; Yoshimura, 2010). Quando um fóton de energia superior à energia de ligação de um elétron em uma das camadas mais internas incide sobre o átomo, tal elétron pode ser ejetado, deixando ali uma vacância. Um elétron de uma camada adjacente ao núcleo transita imediatamente a fim de preencher a vacância, liberando, nessa transição, raios X característicos (Bushberg et al., 2012).

A energia dos fótons de raios X emitidos após a transição do elétron da camada L para a vacância deixada na camada K é calculada pela equação 1 [24]:

$$E_{\text{fóton}} = E_L - E_K \quad (1)$$

Tal que E_L corresponde à energia do elétron da camada L e E_K corresponde à energia do elétron na camada K (Okuno; Yoshimura, 2010). Na figura 5, pode-se visualizar uma ilustração de como ocorre o processo de emissão de raios X característicos.

Figura 5: Elétron externo incidindo no átomo e ejetando o elétron da camada K, junto a emissão de um raio X característico.



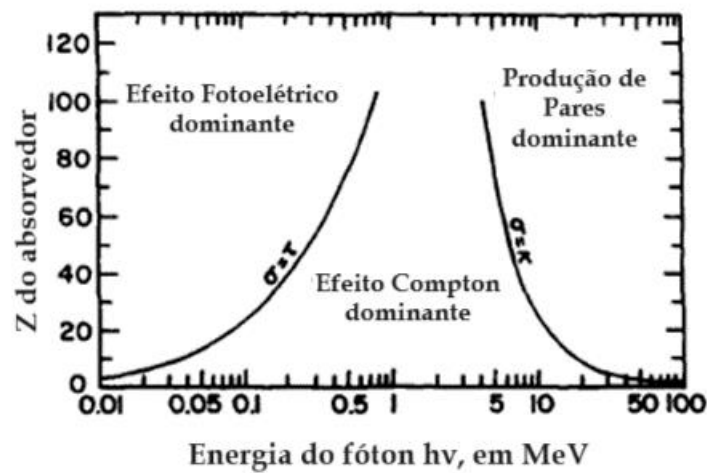
Fonte: Imagem editada a partir de Bushberg et al., 2012.

A emissão de raios X característicos pode ocorrer entre elétrons de camadas adjacentes (do tipo α) ou não adjacentes (do tipo β) (Bushberg et al., 2012).

2.2. Interação da Radiação com a Matéria

Existem três principais interações da radiação ionizante de partículas não carregadas com a matéria para uma faixa de energia compreendendo valores entre 0,01 até 100 MeV. Cada uma delas possui uma seção de choque predominante em determinada faixa de valores de energia do fóton e de números atômicos dos materiais absorvedores (Attix, 1986), como mostrado na figura 6.

Figura 6: Predominância das seções de choque dos três principais efeitos de interação dos raios X com a matéria de acordo com a faixa de energia e número atômico.



Fonte: Imagem editada a partir de Attix (1986).

Para este trabalho, apenas o efeito fotoelétrico e os espalhamentos Compton e elástico possuem maior importância, uma vez que as seções de choque das três interações são dominantes na faixa de energia que compreende o radiodiagnóstico – logo, a mamografia.

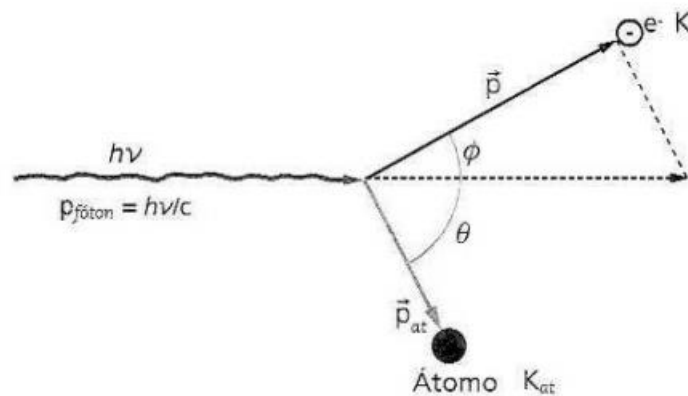
2.2.1. Efeito Fotoelétrico

Predominante nas baixas energias, o efeito fotoelétrico ocorre quando um fóton de energia $h\nu$ interage com um elétron que possua fraca energia de ligação (de valor menor que $h\nu$), como aqueles presentes nas camadas eletrônicas mais externas do átomo (Attix, 1986). O fóton é totalmente absorvido durante a interação e o elétron é ejetado do átomo com energia cinética igual a:

$$K = h\nu - w \quad (2)$$

Tal que w equivale à energia de ligação do elétron com a camada eletrônica. (Attix, 1986). Na figura 7, pode-se visualizar como o efeito fotoelétrico ocorre.

Figura 7: Fóton de energia $h\nu$ incidindo em elétron de fraca energia de ligação com a camada eletrônica causando a liberação do fotoelétron com energia cinética K e absorção da energia incidente.



Fonte: Okuno e Yoshimura, 2010.

É importante ressaltar que a absorção do fóton e a ejeção do fotoelétron são eventos simultâneos; sendo assim, a figura 7 é apenas ilustrativa.

A energia cinética final do átomo, representada na figura 7 como K_{at} , geralmente é desprezada por ser muito menor que a energia cinética do elétron (justamente porque a massa atômica é muito maior que a massa eletrônica) (Okuno; Yoshimura, 2010).

Portanto, ao incidir luz em uma placa metálica, pode-se observar instantaneamente uma corrente de elétrons que são ejetados do material (Eisberg; Resnick, 1979).

Para baixas energias, a dependência energética do efeito fotoelétrico é de $1/E^3$, sendo E o valor da energia do fóton incidente. Para energias maiores, essa dependência gradualmente se transforma em $1/E$. Com relação ao número atômico, a seção de choque do efeito fotoelétrico é proporcional a Z^n , onde Z é o número atômico e n varia de 4 a 5 [45].

Combinados, o número atômico efetivo do tecido mamário e as características da energia do feixe incidente propiciam a predominância do efeito fotoelétrico na mamografia. Esse predomínio é de suma importância, uma vez que os fótons são totalmente absorvidos pelo material absorvedor, sem que haja a geração de

radiação espalhada para o ambiente causada pelo efeito fotoelétrico – assim, evita-se o borramento na imagem (Bushberg, 2012).

2.2.2. Espalhamento Rayleigh

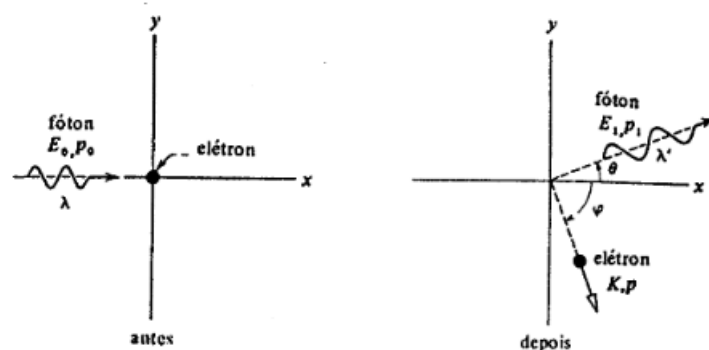
O espalhamento Rayleigh, ou espalhamento coerente, é um evento elástico: o fóton não perde energia e, devido à interação, o átomo se move apenas para que haja conservação de momento (Attix, 1986).

A interação consiste na incidência de um fóton em um átomo, ocasionando uma transferência de momento. No entanto, a energia de recuo do átomo é muito pequena, e o fóton espalhado termina por possuir a mesma energia que o fóton incidente. Diferentemente do espalhamento Compton, o átomo não é ionizado [45].

2.2.3. Espalhamento Compton

No espalhamento Compton, um fóton interage com um elétron orbital fracamente ligado ao átomo. O fóton incidente, de energia $h\nu$, interage com o elétron, o que faz com que um outro fóton de energia $h\nu'$ (menor que $h\nu$) seja espalhado de um ângulo θ e o elétron, agora em movimento, seja espalhado de um ângulo ϕ [45], como pode ser visualizado na figura 8.

Figura 8: Na figura à esquerda, um fóton de comprimento de onda λ incide em um elétron. Na figura à direita, um fóton de comprimento de onda λ' é espalhado de um ângulo θ e o elétron é espalhado de um ângulo ϕ .



Fonte: Eisberg e Resnick, 1979.

A diferença entre os comprimentos de onda dos fótons incidentes e espalhados, respectivamente, é dada pela equação 3 [25]:

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda \quad (3)$$

A transferência de energia para o elétron atômico devido ao espalhamento Compton é pequena; no entanto, mesmo tratando-se de um baixo depósito de energia na mama, este processo possui suma importância para a mamografia, uma vez que contribui para o borramento da imagem devido aos fótons espalhados que atingem o detector (Chevalier, 2012).

2.2.4. Coeficiente de Atenuação Linear

A atenuação dos raios X e gama ocorre a partir das interações que ambos os tipos de radiação ionizante sofrem com a matéria (Attix, 1986), resultando em perda de energia. O processo é caracterizado por μ , chamado de coeficiente de atenuação linear e dado em $[\text{cm}^{-1}]$. Costuma-se tratar μ através de sua forma independente da densidade ρ , $\frac{\mu}{\rho}$, dada em $[\text{cm}^2/\text{g}]$ (Okuno; Yoshimura, 2010). O coeficiente de atenuação linear mássico é calculado pela equação 4 [23]:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\kappa}{\rho} + \frac{\sigma_R}{\rho} \quad (4)$$

Tal que τ , σ , κ e σ_R correspondem, respectivamente, às seções de choque do efeito fotoelétrico, espalhamento Compton, produção de pares e espalhamento Rayleigh (Attix, 1986). Como neste estudo não abordamos energias de valores maiores do que aproximadamente 35 keV, podemos excluir a produção de pares da equação 4.

2.3. Grandezas Físicas

2.3.1. Kerma

O kerma K pode ser definido como sendo o valor esperado da energia transferida para partículas carregadas por unidade de massa em um ponto de interesse, incluindo-se as perdas radioativas de energia, mas excluindo-se a energia passada de uma partícula carregada para outra (Attix, 1986). Pode ser calculado pela equação 5 [23]:

$$K = \frac{d \epsilon_{tr}}{dm} \quad (5)$$

Por sua vez, a energia transferida E_{tr} pode ser definida pela quantidade de energia radioativa de partículas não carregadas entrando em um volume V subtraídas pela energia radioativa de partículas não carregadas saindo de um volume V – exceto as que foram originadas por perdas radioativas de energia cinética devido a partículas carregadas enquanto estavam no volume V – e somada com a energia líquida derivada da massa de repouso presente em V (Attix, 1986).

A unidade do kerma no SI é o Gray (Gy) (Tauhata et al, 2014), tal como é mostrado na equação 6 [26]:

$$1 \text{ Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}} \quad (6)$$

2.3.2. Dose Absorvida

A dose absorvida é definida como o valor esperado para a energia transmitida ϵ pela radiação ionizante para a matéria por unidade de massa em um determinado ponto (Attix, 1986). Assim como o kerma, a dose absorvida também é medida em Gray (Gy).

2.3.3. Dose Glandular Média (DGM)

A DGM é a quantidade utilizada para medir a dose absorvida pelo tecido glandular em mamografia, adotada pelos protocolos de dosimetria mamográfica de vários países (Santos et al., 2019). Por sua vez, depende de vários parâmetros, referentes tanto à mama (tais como glandularidade e espessura) quanto ao feixe de raios X (tais como técnica radiográfica utilizada, camada semirredutora e potencial do tubo) (Santos et al., 2019).

Devido à dificuldade de ser determinada, a DGM é calculada a partir dos fatores de conversão estabelecidos por Dance (1990). Tais fatores foram determinados utilizando o método de Monte Carlo e um modelo simples da mama, que considera uma mistura de 50% de tecido adiposo e 50% de tecido glandular. Estes fatores foram calculados para mamas de espessuras entre 2 cm a 8 cm, e também abrangem as diferentes combinações alvo/filtro (Dance et al., 2000).

De acordo com Dance (1990), a partir do valor de K , podemos calcular a DGM pela equação 7 [29]:

$$DGM = K \times g \times c \times s \quad (7)$$

Onde g é o fator de conversão de K para DGM, c é o fator que considera a glandularidade da mama, s é o fator de correção dependente da combinação alvo/filtro utilizada e K corresponde ao valor de kerma incidente na superfície do PMMA. Os valores de g , c e s foram retirados do artigo de Dance et al (2000).

Tal como o kerma, a DGM também é medida em Gray (Gy).

A tabela 1 apresenta os valores de tolerância para a DGM, em mGy, estabelecidos pela IN 92 [16] e pela EUREF [22] – como a IN 92 não fornece um valor de tolerância para a mama de 90 mm, uma referência internacional [22] também foi utilizada – para mamas de espessuras entre 21 mm e 90 mm. Tais valores foram usados como referência para o cálculo da otimização de dose feita neste trabalho.

Tabela 1: Valores de tolerância para a DGM em mGy para variadas espessuras da mama.

Espessura da Mama (mm)	Tolerância de DGM (mGy)
21	1,0
32	1,5
45	2,0
53	2,5
60	3,0
75	4,5
90	6,5

Fonte: IN 92 [16] e EUREF [22].

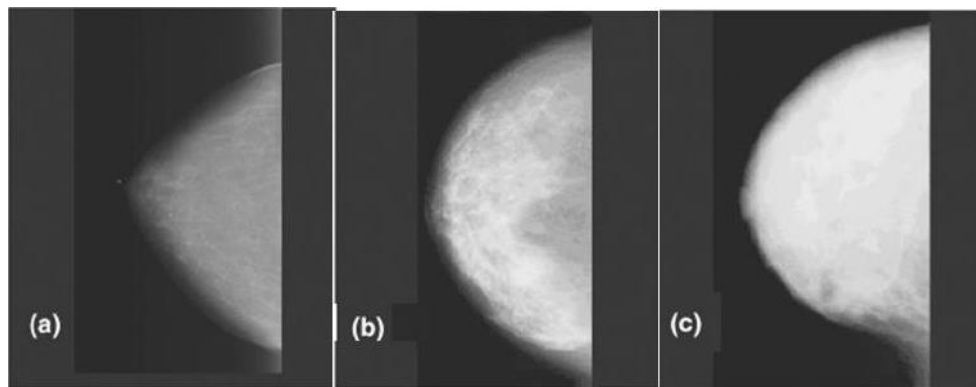
2.4. A mama

O tamanho e a composição de cada mama variam muito de um indivíduo para outro, além de também variarem de acordo com a idade. De todos os tecidos presentes na mama, o glandular é aquele com a maior probabilidade de sofrer um câncer radioinduzido (Chevalier, 2012). Isso ocorre porque as células presentes no tecido fibroglandular possuem capacidade de se dividir mais rapidamente, o que

aumenta a probabilidade de surgirem mutações e, conseqüentemente, células tumorais [44].

O tecido fibroglandular aparece nas imagens radiográficas em tons mais claros, como um padrão brilhante denominado “densidade”, enquanto o tecido adiposo aparece em tons mais escuros (Chevalier, 2012). Na figura 9, podemos visualizar três mamas com diferentes proporções de tecido glandular e adiposo e como isso é impactado na imagem radiológica.

Figura 9: Três mamas radiografadas com proporções diferentes de tecido glandular e adiposo: (a) maior proporção de tecido adiposo; (b) proporção semelhante de tecido glandular e adiposo; (c) maior proporção de tecido glandular.



Fonte: Chevalier, 2012.

As diferenças relacionadas à composição atômica e à densidade dos tecidos adiposo e glandular podem ser observadas na tabela 2. Essas resultam em diferentes espalhamentos e absorções dos fótons de raios X quando estes interagem com a mama do paciente (Chevalier, 2012).

Tabela 2: Composição atômica (em porcentagem relacionada ao peso) e densidade (g/cm³) dos tecidos adiposo e glandular na mama.

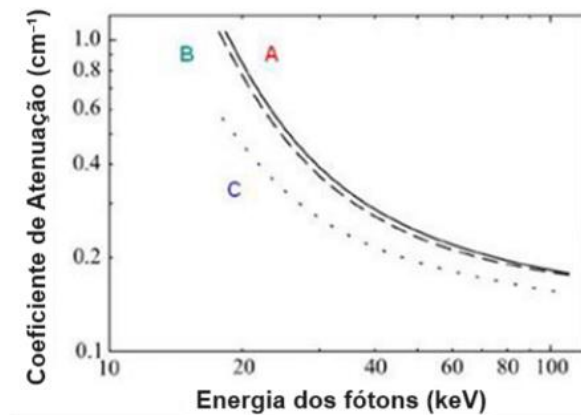
Tecido	Composição atômica (%)				Densidade (g/cm ³)
	Hidrogênio	Nitrogênio	Oxigênio	Carbono	
Adiposo	11,2	1,7	25,1	61,9	0,93
Glandular	10,2	3,2	67,7	18,4	1,04

Fonte: (Chevalier, 2012) (Hammerstein & cols., 1979).

A figura 10 mostra o coeficiente de atenuação linear dos fótons ao interagirem com diferentes tecidos de acordo com a energia incidente: a curva A representa um

tecido tumoral, a curva B representa o tecido glandular e a curva C representa o tecido adiposo da mama (Chevalier, 2012). Pode-se, portanto, verificar que os coeficientes de atenuação linear dos fótons nos meios A e B se assemelham – principalmente conforme a energia aumenta.

Figura 10: Gráfico mostrando o coeficiente de atenuação linear em função da energia dos fótons para (a) um tecido tumoral, (b) o tecido glandular e (c) o tecido adiposo na mama.



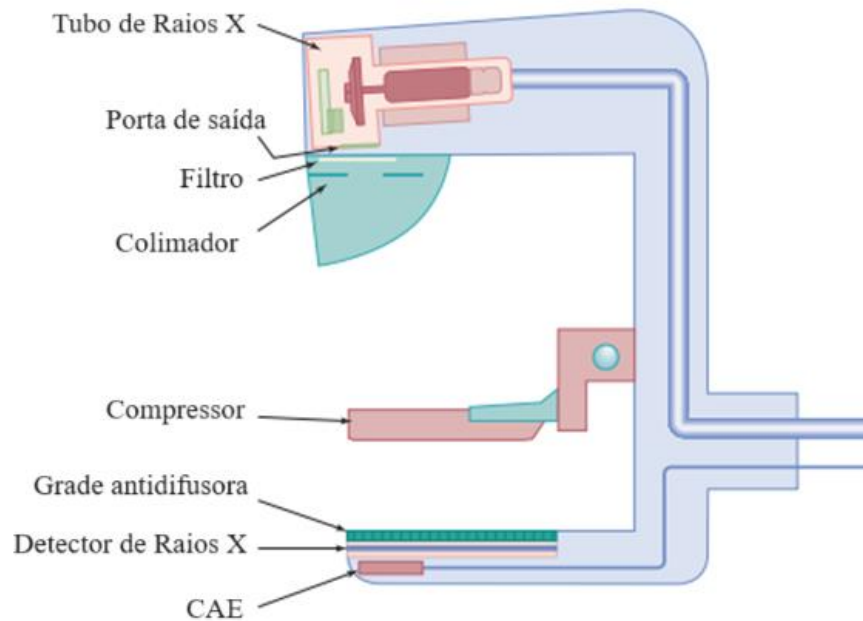
Fonte: Imagem editada a partir de Johns e Yaffe, 1987.

Pelo gráfico exposto na figura 10 pode-se constatar que, mesmo para baixas energias, a atenuação linear para o tecido glandular é muito semelhante à referida para um tecido tumoral (Chevalier, 2012).

2.5. O mamógrafo

O equipamento mamográfico é composto por um tubo de raios X, um ou mais alvo(s) e filtro(s), um catodo, uma janela para a saída do feixe, um colimador, uma bandeja compressora de mamas, uma grade antidifusora, um detector de raios X e o controle automático de exposição (CAE). Todos esses componentes podem ser visualizados na figura 11.

Figura 11: Esquema exemplificado do equipamento mamográfico acoplado ao tubo de raios X.



Fonte: Imagem editada a partir de Bushberg et al., 2012.

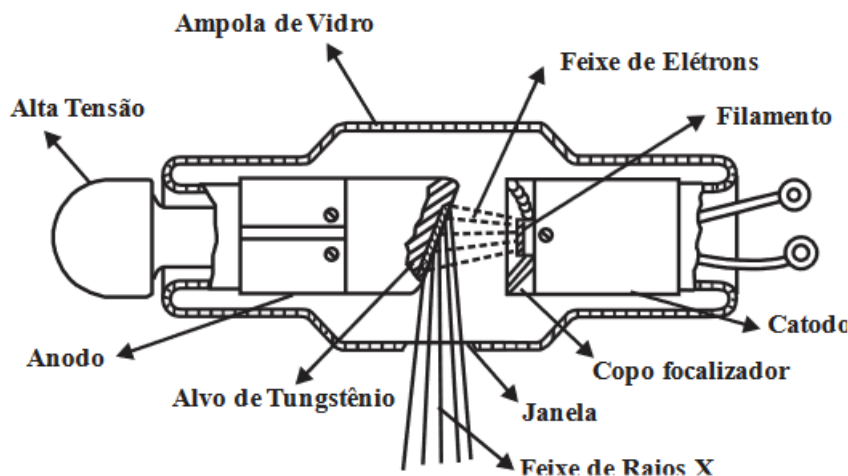
Os materiais dos alvos podem ser compostos por molibdênio (Mo), ródio (Rh) ou tungstênio (W), enquanto os filtros geralmente são de molibdênio (Mo), ródio (Rh) ou prata (Ag) (Durão, 2019) (Chevalier, 2012).

2.5.1. O tubo de raios X mamográfico

O tubo de raios X mamográfico é composto por um anodo e um catodo (Okuno; Yoshimura, 2010). Sua geometria difere da dos tubos de raios X convencionais por possuir um anodo giratório, de forma a evitar que a radiação adentre a parede torácica do paciente [20]. Por *bremstrahlung*, a maior parte dos elétrons no tubo perde a sua energia, que é convertida em calor. Devido a esta razão, o ponto de fusão do material do alvo deve ser sempre relativamente alto (o do tungstênio, por exemplo, equivale a 3 695 K) (Okuno; Yoshimura, 2010).

Na figura 12, pode ser visualizado um esquema de um tubo de raios X convencional – igual ao tubo de raios X mamográfico, com exceção do anodo giratório deste último [20].

Figura 12: Esquema de um tubo de raios X.



Fonte: Tauhata et al., 2014.

2.5.2. O compressor

O compressor atua de maneira a uniformizar a espessura da mama em todas as suas regiões, uma vez que, naturalmente, o órgão é mais espesso na região próxima à parede torácica. Dessa forma, a espessura e a superfície total mamária são, respectivamente, reduzida e aumentada, o que faz com que não haja variação no valor da sua densidade total (Chevalier, 2012).

Por conta da compressão, o contraste da imagem pode ser aumentado devido a diversos fatores, dentre eles: a radiação espalhada diminui e, portanto, a energia média do feixe incidente pode ser reduzida. Além disso, o feixe de radiação endurece menos (ou seja, passa a ser composto por uma menor quantidade de fótons de maior energia, tornando-se menos penetrante) ao passar pelo tórax, agora com uma espessura diminuída (Chevalier, 2012).

2.6. Camada Semirredutora (CSR) e Energia Efetiva

A camada semirredutora (CSR) equivale à espessura do material absorvedor que reduz a intensidade do feixe de raios X incidente pela metade de seu valor inicial (Bushberg et al., 2012). A CSR de um feixe de raios X mamográfico compreende a faixa de 0,3 mmAl a 0,7 mmAl. Este valor dependerá dos materiais

dos quais são feitos o alvo e o filtro, além dos valores de tensão utilizados e da espessura do filtro (Bushberg et al., 2012).

Como o feixe de raios X é polienergético, ou seja, abrange várias regiões do espectro de energia, recorre-se ao conceito de energia efetiva. A energia efetiva expressa a energia de um feixe polienergético de raios X como se fosse um feixe monoenergético, de aproximadamente igual poder de penetração. (Durão, 2019) (Bushberg et al., 2012).

2.7. Mamografia Digital

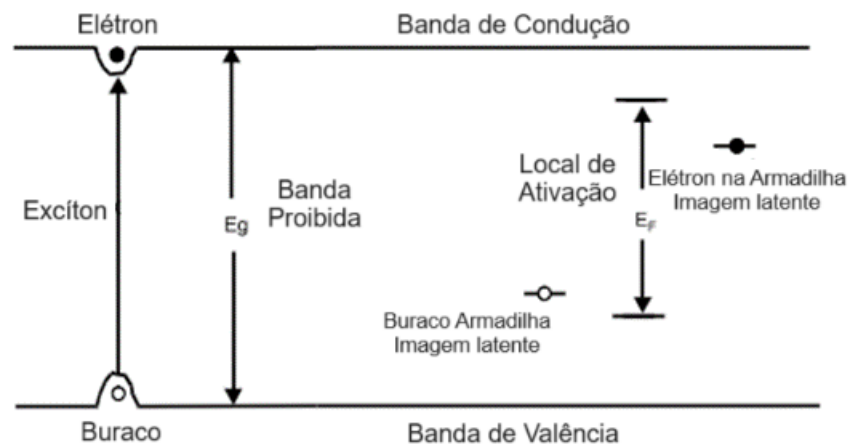
A mamografia digital corresponde a um sistema que se baseia na substituição do filme radiográfico por detectores que convertem os raios X em sinais elétricos. Tal sistema pode operar com dois diferentes tipos de detectores, o “CR” (mamografia computadorizada) e o “DR” (mamografia digital) [16].

Os equipamentos de aquisição digital de imagem começaram a ser utilizados em mamografia na década de 1990. A maior vantagem deste tipo de tecnologia é a capacidade de produzir imagens com maior qualidade utilizando uma dose de radiação mais baixa, além de obter uma aquisição mais rápida, resultando em menor tempo de espera para o paciente (Bushberg et al., 2012).

2.7.1. Mamografia Digital Computadorizada

O sistema de mamografia digital computadorizada (CR) utiliza placas de fósforo de armazenamento fotoestimuláveis como detectores. Os cassetes irradiados possuem dimensões de 18x24 cm² ou 24x30 cm². Os raios X absorvidos pelo fósforo excitam os elétrons a um maior nível de energia e, em seguida, parte desses elétrons mais energéticos são capturados em armadilhas, formando a chamada imagem latente, como é mostrado na figura 13. (Bushberg et al., 2012) (Rowlands, 2002).

Figura 13: Elétron na placa de fósforo levado a um estado excitado e sendo capturado em armadilhas na região da banda proibida.

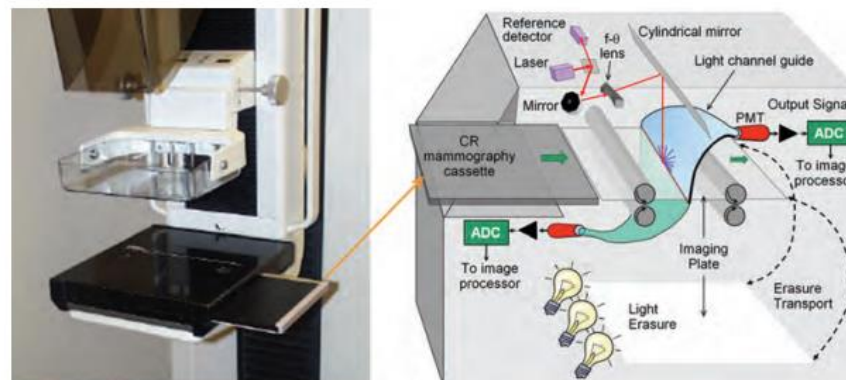


Fonte: Rowlands, 2002.

A placa de imagem, então, é inserida no digitalizador CR e processada por seu sistema de leitura, que inicialmente a escaneia usando um feixe de laser. A energia fornecida pelo laser é suficiente para ejetar os elétrons presos nas armadilhas, que são liberados e desexcitados, emitindo fótons de raios X no processo. Uma parte desses fótons atinge um tubo fotomultiplicador, que produz e amplifica uma corrente elétrica proporcional à intensidade dos raios X emitidos. Logo em seguida, o sinal da fotomultiplicadora é digitalizado para fornecer um valor de pixel para os *bits* presentes na imagem digital. (Bushberg et al., 2012).

A figura 14 ilustra o processo de leitura da imagem latente pelo CR.

Figura 14: Esquema de leitura da imagem armazenada na placa de fósforo por um digitalizador CR.



Fonte: Bushberg et al., 2012.

2.8. Linearidade de resposta do detector

Na mamografia digital, a curva de resposta de um detector de radiação ionizante é linear, concordando com a afirmação de que, quanto maior a exposição, maior o sinal produzido (logo, maior o valor de pixel e, portanto, o nível de tom de cinza da imagem). Esse resultado mostra que o valor de contraste da imagem que independe da exposição que chega ao detector, será sempre constante [30].

Já no que se refere à mamografia computadorizada, a curva de resposta de um detector de radiação ionizante será logarítmica [30].

2.9. Tipos de Ruído

O ruído total da imagem é fortemente dependente da energia total absorvida pelo detector (e, portanto, do valor médio de pixel linearizado com a dose) [32] e corresponde à soma das variâncias dos três principais tipos de ruído: quântico, ruído estrutural e ruído eletrônico, sendo todos eles independentes entre si (Almeida, 2014) (Evans et al., 2002).

Para facilitar os cálculos, o desvio padrão e o valor médio de pixel (referente ao nível de tom de cinza da imagem) são linearizados. O desvio padrão linearizado da imagem pode ser relacionado com o ruído como mostra a equação 8 [41]:

$$\sigma_p = \sqrt{k_e^2 + k_q^2 p + k_s^2 p^2} \quad (8)$$

Onde σ_p corresponde ao desvio padrão do valor médio de pixel linearizado em uma ROI e k_e , k_q e k_s correspondem, respectivamente, aos desvios padrões relativos aos ruídos eletrônico, quântico e estrutural na imagem.

Geralmente, o ruído é representado em sua forma relativa, conforme mostra a equação 9 [41]:

$$Ruído\ Relativo = \frac{\sigma_p}{p} = k_t p^{-n} \quad (9)$$

Sendo k_t uma constante (Almeida, 2014) [32]. O valor de n pode ser determinado por uma análise do ruído relativo como função do valor médio de pixel linearizado da imagem (Young et al., 2006), sendo que seu resultado determina a

presença de ruído estrutural e eletrônico na imagem: se o ruído fosse unicamente quântico, o valor de n corresponderia a 0,5. No entanto, como existem contribuições de outros tipos de ruído, o valor de n é ligeiramente menor ou maior que 0,5 [32].

2.9.1. Ruído Quântico

O ruído quântico, no caso da mamografia convencional, é constituído pelas flutuações aleatórias dos valores de densidade óptica da imagem; já no caso da mamografia digital, é formado pela flutuação dos valores de pixel (tons de cinza da imagem) (Chevalier, 2012). Essas variações ocorrem devido à natureza aleatória dos processos de produção de raios X e de interação da radiação com a matéria, e estatisticamente seguem uma distribuição de Poisson (Chevalier, 2012).

A presença de ruído quântico na imagem é inevitável, mas pode ser otimizada para um determinado valor de exposição a partir da maximização do valor de eficiência de detecção quântica para o mais próximo de 100% (Chevalier, 2012).

2.9.2. Ruído Estrutural

O ruído estrutural é uma fonte de ruído associada ao detector, ou seja, surge devido a flutuações na sensibilidade do detector de raios X (Chevalier, 2012). No caso do sistema convencional, é causado pelos grãos presentes no filme; já em sistemas digitais, é causado pela falta de homogeneidade de sensibilidade dos detectores presentes na matriz ativa (Chevalier, 2012). Se os grãos da placa de fósforo, por exemplo, forem muito largos, o ruído estrutural será mais pronunciado (Rowlands, 2002).

Além disso, esse tipo de ruído é proporcional à exposição que chega ao detector (Ravaglia et al., 2009).

2.9.3. Ruído Eletrônico

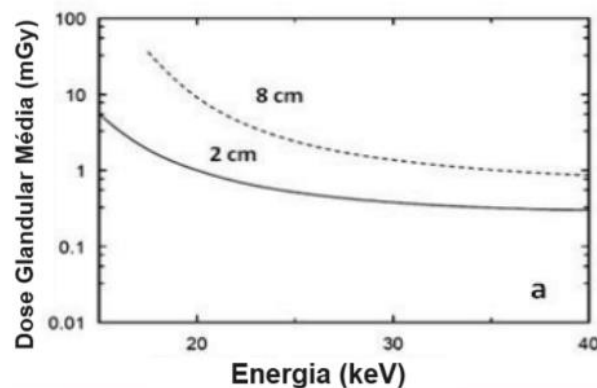
O ruído eletrônico é assumido como independente do nível de exposição ao qual a placa de imagem é submetida (Ravaglia et al., 2009), e é causado por flutuações devidas a componentes eletrônicos do próprio detector ou de dispositivos de conversão do analógico para o digital (Chevalier, 2012). Como exemplos de fontes de ruído eletrônico, podemos citar o ruído de leitura e do amplificador de sinal (Ravaglia et al., 2009).

2.10. Razão Contraste Ruído (CNR)

O contraste radiográfico em mamografia é definido como sendo a diferença entre as fluências dos fótons de raios X que interagem com a mama do paciente e dos fótons que atravessam o fundo em que o paciente se encontra, sem interagir com o tecido mamário (Chevalier, 2012). Conforme a energia da radiação aumenta, o contraste da imagem radiografada diminui muito rapidamente (Chevalier, 2012).

Para obter imagens com alto contraste, faz-se necessária a utilização de fótons de baixa energia em mamografia, o que faz com que o profissional tenha uma maior probabilidade de identificar lesões ao visualizar a imagem radiografada (Chevalier, 2012). No entanto, a utilização de fótons de baixa energia pode acarretar em maiores doses glandulares médias absorvidas pela mama do paciente, uma vez que esses fótons são facilmente absorvidos pelo tecido mamário (Chevalier, 2012). Essa última afirmação pode ser verificada pelo gráfico da figura 15, que mostra que, para mamas de espessuras maiores, a diferença de DGM em diferentes faixas de energia é ainda mais acentuada.

Figura 15: Relação da DGM em função da energia para mamas de espessuras de 2 cm e 8 cm.



Fonte: Imagem editada a partir de Chevalier, 2012.

Um bom parâmetro para analisar a detectabilidade de lesões em imagens radiográficas é a razão contraste-ruído (CNR), que permite ao profissional analisar em até quanto pode-se aumentar a DGM sem causar grandes prejuízos para a saúde do paciente – ou, então, analisar o quanto pode-se diminuir a DGM sem que haja grandes prejuízos para a qualidade da imagem radiografada (Chevalier, 2012).

A CNR pode ser relacionada com a DGM através da equação 10 [41]:

$$CNR = kDGM^n \quad (10)$$

Onde k corresponde a uma constante que depende da qualidade do feixe e da espessura equivalente de mama, mas independe da dose.

2.10.1. Razão Contraste Ruído Alvo (CNR Alvo)

A CNR alvo consiste no valor de razão contraste ruído (CNR) que permite atingir o limiar de contraste mínimo de 23% para os discos de 0,1 mm de diâmetro presentes no *phantom* CDMAM [37] (Almeida et al., 2021). A qualidade ideal do feixe de raios X é definida como aquela que fornece o valor de CNR alvo para a DGM mais baixa (Young et al., 2006). De acordo com o valor de tolerância estabelecido pela IN 92 [16], considera-se que a CNR alvo é referente à DGM na espessura de PMMA equivalente a uma mama de 60 mm.

Tabela 3: Valores de tolerância de CNR relativa estabelecidos pela IN 92/2021 para cada espessura de PMMA equivalente à mama.

Espessura (mm)		CNRrel (%)
PMMA	Mama	Tolerância
20	21	≥ 115
30	32	≥ 110
40	45	≥ 105
45	53	≥ 103
50	60	≥ 100
60	75	≥ 95
70	90	≥ 90

Fonte: IN 92/2021 [16]

A determinação da CNR alvo é fundamental para a otimização da qualidade da imagem nos equipamentos de mamografia digital computadorizada (Almeida et al., 2021). Para isso, são radiografadas várias imagens do *phantom* CDMAM no mamógrafo, a partir das quais são determinados os respectivos valores de CNR equivalentes a cada imagem obtida desse *phantom*.

Neste trabalho, a CNR alvo foi estimada a partir de um outro método, explicado com mais detalhes no capítulo da metodologia.

CAPÍTULO 3 – METODOLOGIA

Este estudo foi realizado a partir da visita a quatro serviços de mamografia da cidade e da região metropolitana do Rio de Janeiro, sendo estes: Hospital Universitário Clementino Fraga Filho/UFRJ (hospital público) e Instituto Fernandes Figueira/Fiocruz (hospital público), clínica MGX Diagnósticos (clínica de radiologia privada) e policlínica SASE Realengo (policlínica privada). Todos os serviços utilizam sistemas de mamografia digital computadorizada (CR).

Inicialmente, todos os sistemas mamográficos foram avaliados quanto ao seu desempenho a partir de testes de controle de qualidade recomendados pelo Protocolo de Controle de Qualidade para Radiodiagnóstico na América Latina e no Caribe da AIEA [34]. As medidas com relação ao estudo da otimização da DGM e qualidade da imagem só foram realizadas após a garantia de que esses sistemas estavam operando de forma adequada.

3.1. Instituições e equipamentos avaliados

Informações a respeito dos fabricantes e dos modelos dos mamógrafos, digitalizadores CR e placas de imagem de cada serviço de mamografia visitado podem ser visualizados nas tabelas 4 e 5.

Tabela 4: Fabricantes e modelos dos mamógrafos e digitalizadores CR dos serviços de mamografia participantes deste estudo.

Serviço de Mamografia	Mamógrafo		CR	
	Fabricante	Modelo	Fabricante	Modelo
HUCFF/UFRJ	Hologic	Lorad M-IV	AGFA	CR X-85
IFF/Fiocruz	Siemens	3000 Nova	CareStream	DirectView
MGX	Hologic	Lorad M-IV	CareStream	Classic CR
Diagnósticos				DirectView
SASE	GE	Senographe DMR	AGFA	Classic CR
Realengo				30-Xm

Fonte: Autora.

Tabela 5: Fabricantes e modelos das placas de imagem dos serviços avaliados neste estudo.

Serviço de Mamografia	Placa de Imagem
HUCFF/UFRJ	AGFA - MM3.0 Mammo
IFF/Fiocruz	CareStream - EHR-M3
MGX Diagnósticos	CareStream - EHR-M3
SASE Realengo	AGFA - MM3.0 Mammo

Fonte: Autora.

3.2. Dosímetro utilizado

Para determinar as medidas deste trabalho, foi utilizado o detector Black Piranha, do fabricante RTI (figura 16).

Figura 16: Dosímetro Black Piranha, do fabricante RTI, utilizado neste trabalho.



Fonte: <https://www.southernscientific.co.uk/news/2016/03/upgrade-to-the-black-piranha>
(acessado em 04/08/2023 às 15:46)

3.3. Desempenho dos sistemas mamográficos avaliados

Inicialmente, foram realizados alguns testes de controle de qualidade nos sistemas mamográficos para avaliar o desempenho dos equipamentos. Os testes foram realizados de acordo com o Protocolo de Controle de Qualidade para Radiodiagnóstico na América Latina e no Caribe da AIEA [34], a IN 92 [16] e a publicação Nº 17 de 2011 da AIEA [11], e estão listados na tabela 6.

Tabela 6: Lista de testes de controle de qualidade propostos pela AIEA [34] [11] e pela ANVISA [16] realizados nos mamógrafos e digitalizadores CR avaliados neste estudo.

Testes de Controle de Qualidade	
Mamógrafos	Digitalizadores CR
Valor representativo de DGM	Linearidade de resposta do detector
Camada Semirredutora (CSR)	Integridade dos chassis
Rendimento do tubo de raios X	Uniformidade da imagem
Exatidão e repetibilidade da tensão no tubo de raios X	Diferença de sensibilidade entre as placas de imagem quanto ao produto corrente-tempo (mAs)
Repetibilidade do Controle Automático de Exposição (CAE)	Diferença de sensibilidade entre as placas de imagem quanto à Razão Sinal Ruído (SNR)
Força de Compressão	Razão Contraste Ruído (CNR)
Precisão da indicação do valor de espessura da mama	-

Fonte: AIEA [34] [11] e ANVISA [16]

3.4. Determinação da Linearidade de Resposta do Detector

Foram realizadas medições do kerma no ar incidente na superfície do detector utilizando uma tensão no tubo equivalente a 28 kV e combinação alvo/filtro Mo/Mo. Uma espessura de 4,5 cm de PMMA (de área equivalente a 18x24 cm²) foi posicionada imediatamente abaixo da saída do feixe, com a finalidade de garantir a atenuação do kerma no ar incidente no detector. O valor do produto corrente-tempo (mAs) foi variado entre o mínimo e o máximo valor possível para cada equipamento mamográfico, com o objetivo de obter valores de kerma no ar de entrada no detector entre aproximadamente 10 µGy e 1000 µGy.

Para a obtenção das imagens desta etapa (que, posteriormente, foram utilizadas para linearizar o valor médio de pixel e determinar os coeficientes de cada tipo de ruído), o cassete foi posicionado sobre o *bucky* do mamógrafo e, em seguida, digitalizado pelo CR, como pode-se visualizar na figura 17.

Figura 17: Aparato experimental para obter-se as imagens referentes à linearidade de resposta do detector, na DIFME/IRD em 14/04/2022.



Fonte: Autora.

Em seguida, o cassete foi substituído por uma espessura de 1 cm de PMMA posicionada acima do *bucky*, de forma a simular a atenuação do cassete ali presente anteriormente. Por sua vez, o detector de raios X foi posicionado sobre o PMMA, centralizado lateralmente e a uma distância de 6 cm da parede torácica. Por fim, pôde-se medir o valor de kerma no ar incidente para todos os valores avaliados de produto corrente-tempo (mAs), tal como é mostrado na figura 18.

Figura 18: Aparato experimental para obter-se os valores de kerma no ar incidente, na DIFME/IRD em 14/04/2022.



Fonte: Autora.

Para este procedimento foram obtidas em média oito imagens, gravadas em *pen-drive* no formato DICOM. Posteriormente, no *software* ImageJ, obteve-se o valor médio de pixel (VMP) – que representa o nível de tom de cinza da imagem – e o desvio padrão (DP) de cada imagem radiografada a partir da construção de uma região de interesse (ROI) de área equivalente a 1x1 cm² centralizada lateralmente a 6 cm da parede torácica.

Os valores de kerma no ar de entrada na superfície do detector obtidos em cada medição foram linearizados a partir de logaritmos neperianos, uma vez que a resposta de detectores em sistemas CR é logarítmica. Em seguida, foram plotados no programa Qtiplot gráficos de $\ln(Ki) \times VMP$ com o intuito de obter o valor do quadrado do coeficiente de correlação (R^2) e os coeficientes a e b da equação do ajuste linear do gráfico do tipo $y = ax + b$, que posteriormente foram utilizados para linearizar o VMP e o DP com o fim de determinar os três índices de ruído presentes nas imagens, para calcular a razão contraste ruído (CNR) e, posteriormente, a otimização do sistema mamográfico.

3.4.1. Determinação dos índices de ruído

Inicialmente, os VMP e os DP obtidos para cada imagem radiografada foram linearizados de acordo com as equações 11 [6] e 12 [6]:

$$p = e^{\left(\frac{VMP-b}{a}\right)} \quad (11)$$

$$DP' = \left(\frac{DP}{a}\right) \times p \quad (12)$$

A linearização de VMP e DP é feita para que seja possível estabelecer uma relação entre CNR e dose: o valor médio de pixel linearizado (p) equivale ao valor de kerma no ar incidente medido no detector (Ki).

Os coeficientes a e b presentes nas equações 11 e 12 foram retirados da equação da reta $y = ax + b$ gerada no gráfico de $\ln(Ki) \times VMP$. A incerteza de cada coeficiente foi fornecida pelo programa Qtiplot.

Em seguida, foi possível obter os três índices de ruído: o eletrônico, o quântico e o estrutural. Estes três tipos de ruído correspondem, respectivamente, às

raízes dos coeficientes a , b e c da equação que representa o ajuste polinomial da curva do gráfico do quadrado do ruído relativo $(DP'/p)^2$ em função do inverso do valor médio de pixel linearizado $(1/p)$. As incertezas de a , b e c foram fornecidas pelo programa Qtiplot.

Por sua vez, o ruído relativo foi calculado pela equação 13 [41]:

$$\text{Ruído Relativo} = \left(\frac{DP'}{p} \right)^2 \quad (13)$$

E pôde ser relacionado com p através da equação 14 [41]:

$$\text{Ruído Relativo} = k \times p^{-n} \quad (14)$$

Tal que k é uma constante e n é o coeficiente relativo ao ruído, que posteriormente será utilizado para otimizar a DGM a partir da equação 7. Além disso, no programa Qtiplot, foi plotado gráfico referente aos dados da equação 14, além da curva que representa o ajuste dessa equação a uma função do tipo $y = Ax^{-n}$. A incerteza de n foi dada pelo Qtiplot.

3.5. Determinação da Razão Contraste Ruído (CNR)

3.5.1. Técnicas Radiográficas

Para as medidas da CNR, as técnicas radiográficas (tensão no tubo e combinação alvo/filtro) foram selecionadas pelo CAE de cada mamógrafo a partir da compressão das espessuras de PMMA e altura dos espaçadores. Tais técnicas utilizadas podem ser visualizadas na tabela 7.

Tabela 7: Espectros do feixe de raios X (tensão no tubo e combinação alvo/filtro) para cada espessura de PMMA utilizada.

Espessura de PMMA (mm)	Tensão (kV)		
	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh
20	24 - 26	-	-
30	25 - 26	27	-
40	25 - 26	27	-
45	28	27 - 28	-
50	-	28 - 29 - 30	-
60	-	30 - 32	29
70	-	30 - 32 - 33	32

Fonte: Autora.

3.5.2. Procedimento Experimental

Para realizar as medidas da CNR foram utilizados blocos de PMMA com espessuras de 5 mm, 10 mm e 20 mm, de dimensões iguais a 18x24 cm² e espaçadores com espessuras de 5 mm, 10 mm e 20 mm. Também foi utilizada uma lâmina de alumínio quadrada de 0,2 mm de espessura e dimensões 1x1 cm². A tabela 8 mostra as espessuras de todas as medições utilizadas nesta etapa.

Tabela 8: Espessuras de PMMA, de mama e altura dos espaçadores, em mm, utilizadas nas medições desta etapa do trabalho.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura equivalente da mama (mm)	Altura dos espaçadores (mm)
20	21	1
30	32	2
40	45	5
45	53	8
50	60	10
60	75	15
70	90	20

Fonte: Autora.

Para a montagem experimental dessas medições, a primeira espessura de PMMA com 20 mm foi posicionada sobre o *bucky* e, acima dessa, a lâmina de alumínio foi centralizada lateralmente a 6 cm da parede torácica. Garantiu-se que a lâmina de alumínio não estivesse na mesma direção que a célula do CAE dos equipamentos mamográficos. Em todos os mamógrafos foi selecionada a segunda célula mais próxima da borda da parede torácica, de modo que não houvesse alteração no valor da atenuação do feixe de raios X incidente. A partir da segunda espessura, foram inseridas camadas adicionais de PMMA acima da lâmina de alumínio, tomando cuidado para não alterar sua posição inicial. Os espaçadores foram posicionados na lateral das espessuras de PMMA, com a finalidade de alcançar a espessura equivalente da mama. As tensões e as combinações alvo/filtro utilizadas foram determinadas pelo CAE. O cassete foi inserido dentro do *bucky*. As figuras 19 e 20 mostram o arranjo experimental para obter-se as medidas da CNR.

Figura 19: Realização das imagens para obtenção da razão contraste-ruído no mamógrafo Lorad M-IV do fabricante Hologic no HUCFF/UFRJ, em 12/01/2023.



Fonte: Autora.

Figura 20: Aparato experimental para as medidas da CNR, simulando uma espessura de mama equivalente a 4,5 cm, na policlínica SASE Realengo, em 12/05/2023.



Fonte: Autora.

As imagens foram digitalizadas e avaliadas com o *software* ImageJ. Os VMP e de DP de cada imagem para as regiões dentro e fora da folha de alumínio foram obtidos a partir da construção de uma ROI quadrada de 1x1 cm² de área.

Com os dados obtidos, utilizando a equação 15 [41], pôde-se obter o valor da CNR.

$$CNR = \frac{VMP - VMP_{Al}}{\sqrt{\frac{DP^2 + DP_{Al}^2}{2}}} \quad (15)$$

A partir da relação entre CNR e DGM estabelecida pela equação 10, pôde-se propagar a incerteza da CNR através da seguinte equação:

$$\delta CNR = \sqrt{(\delta DGM^2)k^2 \cdot n^2 \cdot DGM^{2n-2}}$$

Onde k e n foram obtidos através da equação 14, pelo Qtiplot, como explicado na seção 3.4.1.

3.6. Determinação da Dose Glandular Média (DGM)

3.6.1. Rendimento do tubo de raios X

O rendimento do tubo para cada uma das combinações de tensão e de alvo/filtro utilizadas na obtenção das imagens para as medidas da CNR foi determinado da seguinte maneira: com as tensão e combinação alvo/filtro previamente escolhidas, tomaram-se medidas do kerma no ar incidente para três diferentes valores do produto corrente-tempo (mAs) previamente determinados – 25 mAs, 50 mAs e 110 mAs (com exceção do sistema Siemens 3000 Nova/Carestream Classic CR, no qual foi utilizado o valor de 100 mAs para o maior produto corrente-tempo). O detector foi posicionado sobre o *bucky* a 6 cm de distância da parede torácica e a uma determinada distância foco-câmara (DFC). O rendimento (η), então, foi calculado através da média aritmética dos três valores de rendimento obtidos para as respectivas combinações entre tensão no tubo (kV) e alvo/filtro. A incerteza para o rendimento foi dada pelo desvio padrão do valor médio obtido entre essas três medidas.

3.6.2. Determinação do Kerma no ar incidente para as medidas da CNR

A partir do valor do rendimento obtido para a DFC previamente determinada, foi possível calcular o valor do kerma K para essa mesma DFC através da equação 16:

$$K = \eta \times mAs \quad (16)$$

Em seguida, os valores de rendimento e de produto corrente-tempo (mAs) estabelecidos pelo CAE do mamógrafo para cada espessura equivalente de mama foram utilizados para calcular o kerma no ar de entrada incidente no detector (K_i) de acordo com a equação 17:

$$K_i = \frac{K \times (DFC)^2}{D^2} \quad (17)$$

Onde D é a distância foco-*bucky* subtraída pela espessura equivalente para a mama medida. A incerteza para o kerma no ar incidente na mama pode ser calculada pela equação 18:

$$\delta K_i = \sqrt{\left(\frac{mAs(DFC)^2}{D^2}\right)^2 (\delta\eta)^2 + \left(\frac{2DFC \cdot mAs \cdot \eta}{D^2}\right)^2 (\delta DFC)^2 + \left(\frac{2mAs \cdot \eta(DFC)^2}{D^3}\right)^2 (\delta D)^2} \quad (18)$$

A equação 18 foi obtida a partir da propagação das incertezas da equação 17, tal que: as incertezas de DFC e de D, para todas as medidas, equivalem a 0,1 cm; o produto corrente-tempo (mAs) foi considerado como constante, uma vez que não foram realizadas repetidas medidas dessa grandeza com o CAE, além da ausência de informações sobre erros associados ao produto corrente-tempo do equipamento no mamógrafo.

3.6.3. Determinação da Camada Semirredutora (CSR)

A CSR foi obtida por meio do detector Black Piranha do fabricante RTI, a partir de medidas realizadas utilizando as técnicas radiográficas fornecidas pelo CAE para as medidas da CNR.

3.6.4. Cálculo da DGM

A DGM foi estimada utilizando a equação 7, considerando o valor de kerma K como sendo K_i , obtido na equação 17. A incerteza da DGM foi obtida através da

propagação da incerteza da equação 7, considerando os fatores g , c e s como constantes, uma vez que não há nenhuma informação sobre a incerteza associada a esses.

Portanto, a incerteza da DGM foi dada pela incerteza de K_i (equação 18) multiplicada por cada um dos fatores de correção: g , c e s . Esses três fatores constam na tabela de fatores estabelecida por Dance (1990) [29] e foram determinados considerando os respectivos valores de camada semirredutora e de espessura de PMMA equivalente à mama.

3.7. A otimização da CNR e da DGM

3.7.1. Determinação da CNR alvo

O cálculo de otimização da DGM baseado na CNR foi feito considerando o valor de CNR alvo como sendo a CNR referente à espessura equivalente a uma mama de 60 mm e CNR relativa de 100% (tabela 3). A partir desse valor de CNR alvo, foi realizado o cálculo da CNR para as outras espessuras e, conseqüentemente, o cálculo do produto corrente-tempo (mAs) otimizado para cada espessura equivalente de mama.

3.7.2. Determinação da CNR, DGM e produto corrente-tempo otimizados

Os valores de CNR otimizados (CNR_{otm}) foram calculados com base nos valores de CNR relativa determinados para cada espessura equivalente de mama obedecendo às tolerâncias mínimas (tabela 3) estabelecidas pela IN 92 [16]. Dessa forma, foram determinados valores de CNR cujas DGM não ultrapassassem os valores aceitáveis determinados pelo Protocolo Europeu [22] (tabela 1) para toda a faixa de espessura da mama.

Com o objetivo de sugerir uma recalibração no mamógrafo a partir dos valores de CNR_{otm} , obtêm-se valores para o produto corrente-tempo otimizado (mAs_{otm}), através da equação 22:

$$mAs_{otm} = \frac{DGM_{otm} \times mAs}{DGM} \quad (19)$$

Tal que DGM corresponde ao valor de DGM fornecido pelo equipamento antes da otimização, mAs corresponde ao produto corrente-tempo (mAs) fornecido pelo CAE do mamógrafo e DGM_{otm} corresponde ao valor de DGM otimizada a partir da

CNR_{otm}, utilizando a equação 10. O valor da constante k é obtido também utilizando a equação 10, a partir dos valores de DGM e CNR medidos com o CAE.

A incerteza da DGM otimizada é dada pela propagação da incerteza da equação 10:

$$\delta DGM_{otm} = \sqrt{\frac{(\delta CNR_{otm})^2 \cdot n^2 \cdot CNR_{otm}^{2n-2}}{k^n}} \quad (20)$$

Tal que k e n são obtidos a partir da equação 14, pelo Qtiplot. Como k é uma constante e as incertezas de n são relativamente muito pequenas, foram consideradas apenas as incertezas dos valores de CNR otimizados para o cálculo da equação 20.

Já a incerteza do produto corrente-tempo (mAs) otimizado é dada pela propagação das incertezas da equação 19:

$$\delta mAs_{otm} = \sqrt{(\delta DGM_{otm}^2) \frac{mAs^2}{DGM^2} + (\delta DGM^2) \frac{DGM_{otm}^2 mAs^2}{DGM^2}} \quad (21)$$

O produto corrente-tempo (mAs) medido no equipamento mamográfico foi considerado como constante, uma vez que não foram realizadas repetidas medições dessa grandeza e não há informações sobre erros associados a essa. Logo, foram propagadas apenas as incertezas para os valores de DGM e DGM otimizada.

CAPÍTULO 4 – RESULTADOS E DISCUSSÕES

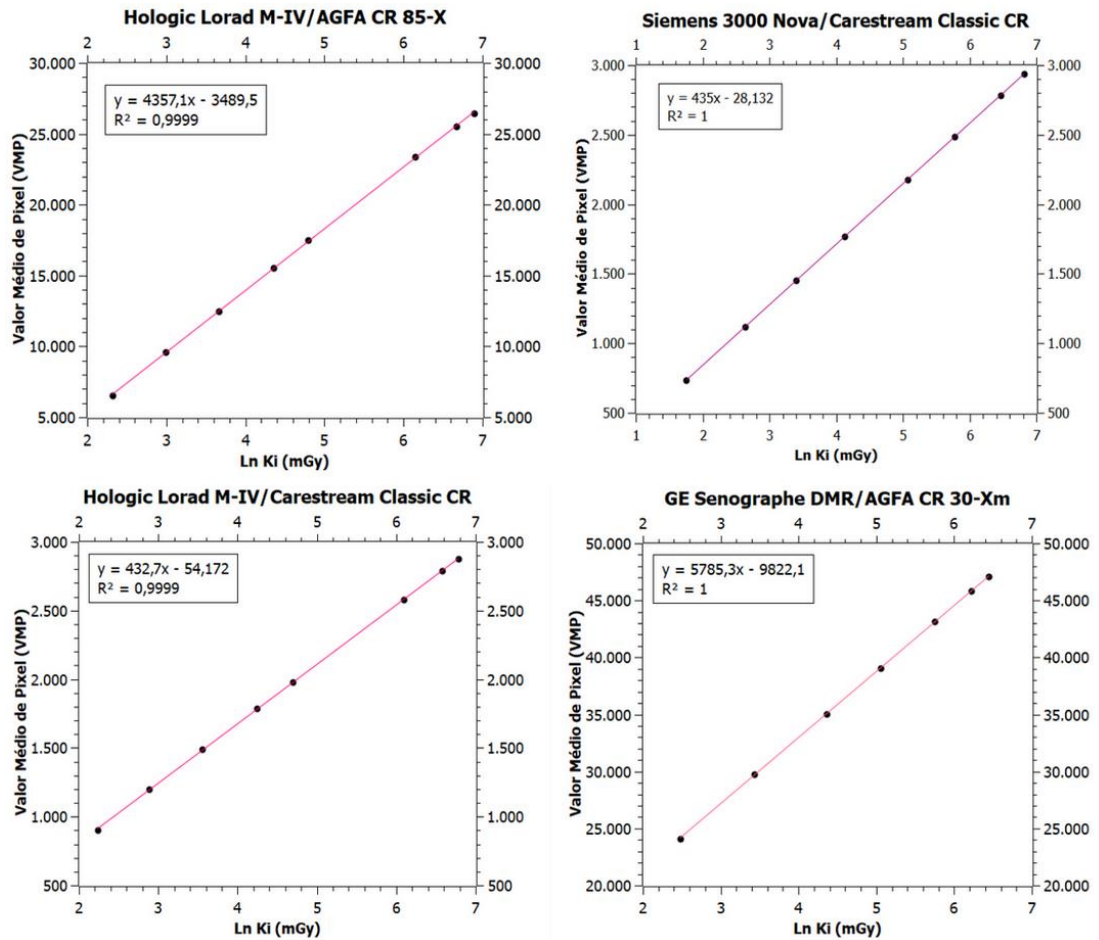
4.1. Avaliação do desempenho dos sistemas mamográficos

Os resultados dos testes de qualidade estabelecidos pelo Protocolo de Controle de Qualidade para Radiodiagnóstico na América Latina e no Caribe da AIEA [34] e pela IN 92 [16] realizados nos sistemas mamográficos dos serviços de mamografia avaliados podem ser visualizados nas tabelas 25, 26 e 27 do Apêndice 1 deste trabalho.

4.2. Linearidade de resposta do detector

A figura 21 mostra a relação entre o VMP e o logaritmo natural do kerma no ar de entrada no detector (K_i) medido, estabelecendo a linearidade de resposta dos detectores de cada sistema mamográfico analisado. Os gráficos exibem a equação da reta de seus respectivos ajustes lineares, além de fornecerem o valor para cada R^2 . Quanto maior o R^2 , maior é a relação de causalidade entre as duas variáveis, uma vez que este coeficiente avalia a proporção da variância entre ambas [36]. Para cada relação, atesta-se que $R^2 \geq 0,95$, obedecendo ao limite de tolerância estabelecido [11].

Figura 21: Linearidade de resposta do detector a uma tensão de 28 kV e combinação alvo/filtro de Mo/Mo dos quatro sistemas mamográficos avaliados neste estudo.



Fonte: Autora.

Os gráficos que correlacionam o kerma no ar de entrada no detector com o VMP da imagem (VMP x $\ln(K_i)$) exibidos na figura 21 mostram que todas as placas de imagem dos sistemas mamográficos avaliados respondem linearmente ao aumento do kerma no ar incidente. Isto é, o nível de tom de cinza, ou seja, o VMP, aumenta proporcionalmente à quantidade de kerma no ar incidente no detector. Os valores para o VMP foram obtidos diretamente com o *software* ImageJ, que não forneceu informações sobre suas respectivas incertezas.

A partir dos resultados obtidos, percebe-se que os detectores avaliados apresentam respostas lineares de VMP diretamente relacionadas aos valores de kerma no ar de entrada. Além disso, pode-se dizer que todos os sistemas de detecção avaliados respondem de forma adequada a uma ampla faixa de valores de kerma no ar incidentes, necessária para abranger todas as espessuras de mamas.

Percebe-se também, pela análise da figura 21, que há diferença de respostas quando se compara os distintos sistemas. Para uma faixa de valores de kerma no ar

de entrada no detector abrangendo entre 10 μGy e 1000 μGy , as respostas do fabricante AGFA (presentes nos sistemas mamográficos do HUCCF/UFRJ e da policlínica SASE Realengo), no que diz respeito ao VMP, são dez vezes maiores do que as respostas dos detectores do fabricante Carestream (utilizados nos serviços de mamografia do IFF/Fiocruz e da clínica MGX diagnósticos). Este fato decorre da utilização de detectores correspondentes a diferentes fabricantes, que atribuem diferentes números de *bits* às imagens gravadas, resultando em níveis mais escuros de tons de cinza para números maiores de *bits* e níveis mais claros para números menores. É importante ressaltar, no entanto, que o contraste da imagem não será alterado independentemente dos níveis de tons de cinza.

A tabela 9 exibe os valores dos coeficientes *a* e *b* retirados das equações das retas dos ajustes lineares dos gráficos mostrados na figura 21, além de suas respectivas incertezas. Além disso, também é mostrado o coeficiente *n* para cada sistema de mamografia avaliado.

Tabela 9: Coeficiente *n* e coeficientes *a* e *b* obtidos pela linearidade de resposta do detector a uma tensão de 28 kV e combinação alvo/filtro de Mo/Mo em cada sistema mamográfico avaliado.

Mamógrafo Digitalizador CR Placa de Imagem	Coeficientes		
	$a \pm \delta a$ (px/mGy)	$b \pm \delta b$ (px)	$n \pm \delta n$
Hologic Lorad M-IV CR AGFA 85-X/MM 3.0 Mammo	4357 ± 21	$(-349 \pm 11)10^1$	$0,38 \pm 0,01$
Siemens 3000 Nova CareStream Classic CR/EHR-M3	$435,0 \pm 0,6$	-28 ± 3	$0,43 \pm 0,01$
Hologic Lorad M-IV CareStream Classic CR/EHR-M3	432 ± 1	-54 ± 7	$0,433 \pm 0,007$
GE Senographe DMR CR AGFA 30-Xm/MM 3.0 Mammo	$5787,0 \pm 0,9$	-9822 ± 55	$0,421 \pm 0,008$

Fonte: Autora.

O coeficiente *n* é adimensional. Os coeficientes *a* e *b* retirados das equações da reta $y = ax + b$ dos ajustes lineares foram, posteriormente, utilizados para linearizar o VMP e o DP das imagens obtidas, com a finalidade de facilitar os cálculos feitos neste estudo (já que foram avaliados sistemas CR e, portanto, com detectores que apresentam respostas logarítmicas aos valores de kerma incidentes).

Como esperado, o coeficiente n para todos os sistemas mamográficos avaliados apresenta valores menores que 0,5, o que indica a presença de ruído estrutural e eletrônico nas imagens avaliadas. Se houvesse apenas o ruído quântico, n seria igual a 0,5 [32].

4.3. Índice de Ruído

A tabela 10 exibe os resultados para os índices de ruído quântico, estrutural e eletrônico de cada sistema de mamografia computadorizada avaliado.

Tabela 10: Índices de ruído quântico, estrutural e eletrônico calculados a partir dos valores médios de pixel e desvio padrão linearizados obtidos nos sistemas mamográficos dos serviços avaliados.

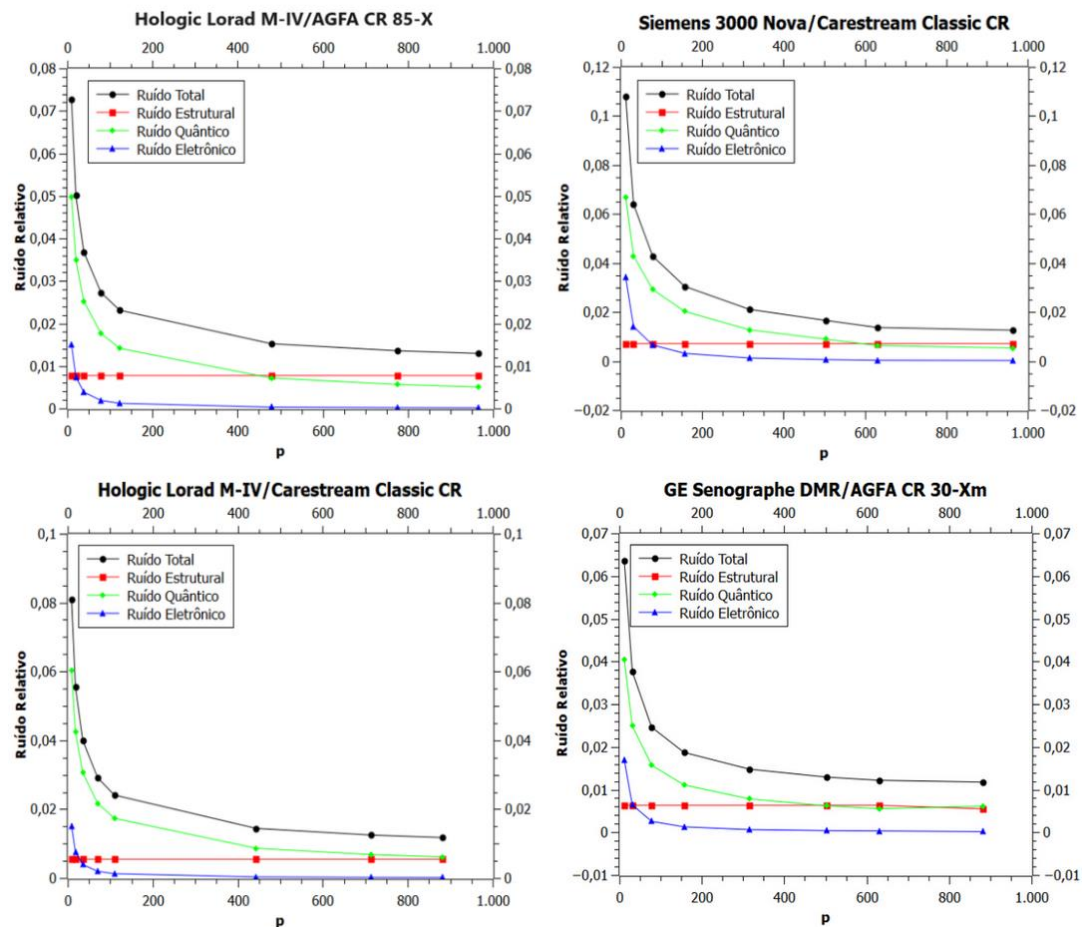
Mamógrafo Digitalizador CR Placa de Imagem	Índices de Ruído		
	Quântico	Estrutural	Eletrônico
Hologic Lorad M-IV CR AGFA 85/XMM 3.0 Mammo	$0,16 \pm 0,04$	$0,008 \pm 0,004$	$0,2 \pm 0,1$
Siemens 3000 Nova CareStream Classic CR/EHR-M3	$0,16 \pm 0,03$	$0,007 \pm 0,004$	$0,18 \pm 0,06$
Hologic Lorad M-IV CareStream Classic CR/EHR-M3	$0,18 \pm 0,03$	$0,006 \pm 0,004$	$0,15 \pm 0,09$
GE Senographe DMR CR AGFA 30-Xm/MM 3.0 Mammo	$0,13 \pm 0,03$	$0,008 \pm 0,003$	$0,3 \pm 0,1$

Fonte: Autora.

Os índices de ruído apresentados na tabela 9 foram utilizados para estimar as contribuições de cada tipo de ruído relativo.

A figura 22 mostra as curvas dos três tipos de ruídos relativos de cada sistema mamográfico avaliado em função de p . Além disso, também é mostrada a curva de ruído relativo total de cada serviço de mamografia visitado.

Figura 22: Ruídos eletrônico, quântico, estrutural e total em função dos valores médios de pixel linearizados obtidos para cada sistema de mamografia avaliado.



Fonte: Autora.

É observado na figura 22 que para todos os quatro sistemas mamográficos avaliados o ruído quântico é máximo quando p é próximo de zero e decresce conforme o valor de p aumenta. Isso pode ser justificado pelo fato de que quanto menor o kerma incidente no detector, menor é o valor médio de pixel e maior é o ruído presente na imagem.

Entretanto, pode-se observar que, a partir de determinado valor médio de pixel (diferente para cada sistema), o ruído quântico relativo é estabilizado, ainda que p aumente. A partir dessa constatação, pode-se afirmar que não há como produzir imagens com ruído quântico nulo, o que significa que existe um limite máximo de dose absorvida pelo detector para se obter o menor valor de ruído possível. Ultrapassar esse limite, portanto, não ocasiona melhoria alguma na qualidade da imagem, apenas aumenta a dose absorvida pelo organismo do paciente desnecessariamente.

4.4. Medidas da CNR e cálculo da DGM

Para a obtenção de todas as imagens utilizadas para a determinação dos valores de CNR e de DGM para cada espessura equivalente de mama, foi utilizado o CAE. O rendimento do tubo de raios X para cada combinação de tensão e alvo/filtro foi medido e utilizado para determinar os valores de kerma no ar de entrada. Já a CSR foi utilizada para a determinação dos fatores g e c que, juntamente ao fator s e aos valores de kerma calculados, determinaram os valores de DGM para cada espessura equivalente de mama. Por fim, os valores de CNR para cada espessura equivalente de mama foram determinados a partir das medições de VMP e DP para cada imagem.

4.4.1. Rendimento do tubo de raios X

As tabelas 11, 12, 13 e 14 indicam o rendimento do tubo de raios X de cada mamógrafo avaliado para diferentes valores de tensão e de combinações alvo/filtro utilizados, além de suas respectivas incertezas.

Tabela 11: Rendimento do tubo de raios X do sistema mamográfico Hologic Lorad M-IV/AGFA CR 85-X, determinado a uma distância foco-câmara de 62,5 cm.

HUCCF/UFRJ		Rendimento (mGy/mAs)
Combinação Alvo/Filtro		
Tensão (kV)	Mo/Mo	Mo/Rh
24	$0,0587 \pm 0,0003$	-
25	$0,0685 \pm 0,0003$	-
28	-	$0,0742 \pm 0,0003$
30	-	$0,0938 \pm 0,0006$
33	-	$0,1269 \pm 0,0004$

Fonte: Autora.

Tabela 12: Rendimento do tubo de raios X do sistema mamográfico Siemens 3000 Nova/Carestream Classic CR, determinado a uma distância foco-câmara de 62,0 cm.

IFF/FIOCRUZ		Rendimento (mGy/mAs)
Combinação Alvo/Filtro		
Tensão (kV)	Mo/Mo	Mo/Rh
26	$0,0881 \pm 0,0008$	-
27	-	$0,0681 \pm 0,0007$
28	-	$0,0771 \pm 0,0001$
30	-	$0,0956 \pm 0,0008$

Fonte: Autora.

Tabela 13: Rendimento do tubo de raios X do sistema mamográfico Hologic Lorad M-IV/Carestream Classic CR, determinado a uma distância foco-câmara de 61,5 cm.

MGX Diagnósticos	Rendimento (mGy/mAs)	
	Combinação Alvo/Filtro	
	Mo/Mo	Mo/Rh
Tensão (kV)		
26	0,077 ± 0,001	-
28	0,098 ± 0,001	-
30	-	0,084 ± 0,001
32	-	0,103 ± 0,002

Fonte: Autora.

Tabela 14: Rendimento do tubo de raios X do sistema mamográfico GE Senographe DMR/AGFA CR 30-Xm, determinado a uma distância foco-câmara de 62,5 cm.

SASE Realengo	Rendimento (mGy/mAs)		
	Combinação Alvo/Filtro		
	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh
Tensão (kV)			
26	0,0584 ± 0,0002	-	-
27	0,0672 ± 0,0002	0,0566 ± 0,0002	-
28	-	-	0,0648 ± 0,0001
29	-	0,0746 ± 0,0003	0,0721 ± 0,0001
32	-	-	0,1029 ± 0,0002

Fonte: Autora.

Os resultados obtidos nas tabelas 11, 12, 13 e 14 foram utilizados para determinar o kerma no ar de entrada e, em seguida, a dose glandular média (DGM).

4.4.2. Camada Semirredutora (CSR)

Na tabela 15, pode-se verificar os valores de CSR para todas as técnicas radiográficas utilizadas neste trabalho. Todos os resultados foram fornecidos diretamente pelo detector Black Piranha e, portanto, a incerteza estimada foi de 10% do valor obtido para cada medida, sendo esse o erro associado à medição de CSR pelo dosímetro de acordo com o seu manual [35]. Posteriormente, esses resultados foram utilizados para determinar os fatores g e c para a determinação da DGM.

A unidade de medida adotada para os resultados de CSR foi o mmAl, uma vez que o filtro utilizado para medir a redução da intensidade do feixe de raios X foi o alumínio.

Tabela 15: Valores de CSR para todas as técnicas radiográficas (tensão no tubo e combinação alvo/filtro) utilizadas.

Tensão (kV)	Camada Semirredutora (mmAl)		
	Combinação Alvo/Filtro		
	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh
24	0,32	-	-
25	0,34	-	-
26	0,34 - 0,35	-	-
27	0,36	0,41	-
28	0,36	0,42 - 0,43	0,43
29	-	0,43	0,44
30	-	0,43	-
32	-	0,45	0,46
33	-	0,45	-

Fonte: Autora.

4.4.3. Kerma no Ar de Entrada, CNR e DGM

As tabelas 16, 17, 18 e 19 exibem os valores de kerma no ar de entrada (K_i), CNR e DGM medidos em cada sistema mamográfico avaliado neste trabalho utilizando as técnicas radiográficas obtidas no CAE para várias espessuras equivalentes de mama.

Tabela 16: Valores de Ki, CNR e DGM calculados, seus parâmetros técnicos (combinação alvo filtro, tensão e produto corrente-tempo) obtidos utilizando o CAE e espessuras equivalentes de mama para o sistema mamográfico Hologic Lorad M-IV/AGFA CR 85-X.

Espessura da mama (mm)	Parâmetros (CAE)			Medidos		
	Tensão (kV)	Alvo/Filtro	Produto Corrente-Tempo (mAs)	Ki $\pm$ δ Ki (mGy)	CNR $\pm$ δ CNR	DGM $\pm$ δ DGM (mGy)
21	24	Mo/Mo	39,1	2,34 $\pm$ 0,01	13,820 $\pm$ 0,001	0,82 $\pm$ 0,01
32	25	Mo/Mo	60,7	4,39 $\pm$ 0,02	11,990 $\pm$ 0,001	1,13 $\pm$ 0,01
45	25	Mo/Mo	147,0	11,2 $\pm$ 0,1	11,620 $\pm$ 0,002	2,14 $\pm$ 0,01
53	28	Mo/Rh	88,0	7,38 $\pm$ 0,04	8,800 $\pm$ 0,001	1,54 $\pm$ 0,01
60	28	Mo/Rh	123,0	10,6 $\pm$ 0,1	9,060 $\pm$ 0,001	1,93 $\pm$ 0,01
75	30	Mo/Rh	163,0	18,7 $\pm$ 0,1	7,84 $\pm$ 0,02	2,69 $\pm$ 0,02
90	33	Mo/Rh	192,0	31,5 $\pm$ 0,2	6,67 $\pm$ 0,02	5,02 $\pm$ 0,02

Fonte: Autora.

A tabela 16 mostra os resultados referentes ao sistema mamográfico Hologic Lorad M-IV/AGFA CR X-85 do HUCCF/UFRJ. Com exceção do valor de DGM para a espessura equivalente a uma mama de 45 mm, cuja tolerância máxima é de 2,0 mGy [16], os resultados se apresentam dentro dos limites de tolerância estabelecidos pela IN 92 e pela EUREF [16] [22].

Pode-se observar também (tabela 16) que os valores medidos para as CNR relativas para mamas de espessuras equivalentes a 53 mm, 75 mm e 90 mm encontram-se abaixo dos valores mínimos de tolerância para CNR relativa (tabela 3) estabelecidos pela IN 92/2021 [16], o que demonstra a necessidade de otimização do sistema mamográfico, ainda que os valores de DGM medidos sejam aceitáveis.

Tabela 17: Valores de Ki, CNR e DGM calculados, seus parâmetros técnicos (combinação alvo filtro, tensão e produto corrente-tempo) obtidos utilizando o CAE e espessuras equivalentes de mama para o sistema mamográfico Siemens 3000 Nova/Carestream Classic CR.

Espessura da mama (mm)	Parâmetros (CAE)			Medidos		
	Tensão (kV)	Alvo/Filtro	Produto Corrente-Tempo (mAs)	Ki ± δKi (mGy)	CNR ± δCNR	DGM ± δDGM (mGy)
21	26	Mo/Mo	31,1	2,79 ± 0,03	15,227 ± 0,002	1,05 ± 0,01
32	26	Mo/Mo	65,9	6,14 ± 0,02	14,094 ± 0,003	1,62 ± 0,01
45	27	Mo/Rh	88,5	6,65 ± 0,02	11,859 ± 0,003	1,51 ± 0,01
53	27	Mo/Rh	127,0	9,81 ± 0,03	11,449 ± 0,004	1,95 ± 0,01
60	28	Mo/Rh	146,0	13,09 ± 0,03	10,756 ± 0,001	2,33 ± 0,01
75	30	Mo/Rh	177,0	20,7 ± 0,1	9,302 ± 0,001	2,98 ± 0,01
90	30	Mo/Rh	334,0	41,3 ± 0,2	9,455 ± 0,002	6,29 ± 0,02

Fonte: Autora.

Os valores de tolerância de DGM estabelecidos pela IN 92 [16] para espessuras de PMMA equivalentes a mamas de 21 mm e 32 mm são, respectivamente, 1,0 mGy e 1,5 mGy (não há informações sobre as incertezas desses valores). As doses glandulares médias medidas no sistema mamográfico Siemens 3000 Nova/Carestream Classic CR do IFF/Fiocruz, contudo, correspondem a 1,05 mGy e 1,62 mGy, como visto na tabela 16. Tais valores excedem a tolerância máxima [16] por 5% e 8%, respectivamente.

Observa-se também que os valores de CNR relativa das espessuras equivalentes a mamas de 75 mm e 90 mm correspondem, respectivamente, a 86,5% e 87,9%, abaixo do valor mínimo estabelecido de 95% e 90% (tabela 3) [16], enquanto os valores para espessuras equivalentes a mamas menores, como 21 mm e 32 mm, correspondem a 141,6% e 131% e são muito superiores ao valor mínimo recomendado (de 115% e 110%, respectivamente).

O fato de os valores de CNR relativa para mamas menores serem muito superiores ao valor mínimo recomendado [16] não é, necessariamente, algo indesejável; no entanto, é algo que indica a necessidade de otimizar a CNR com a finalidade de reduzir a DGM para as mamas menores e aumentá-la para as mamas maiores, assim, otimizando os todos esses valores para toda a faixa de espessura equivalente de mama.

Tabela 18: Valores de Ki, CNR e DGM calculados, seus parâmetros técnicos (combinação alvo filtro, tensão e produto corrente-tempo) obtidos utilizando o CAE e espessuras equivalentes de mama para o sistema mamográfico Hologic Lorad M-IV/Carestream Classic CR.

Espessura da mama (mm)	Parâmetros (CAE)			Medidos		
	Tensão (kV)	Alvo/Filtro	Produto Corrente-Tempo (mAs)	Ki $\pm$ δ Ki (mGy)	CNR $\pm$ δ CNR	DGM $\pm$ δ DGM (mGy)
21	26	Mo/Mo	38,4	3,01 $\pm$ 0,04	14,55 $\pm$ 0,04	1,11 $\pm$ 0,02
32	26	Mo/Mo	90,7	7,4 $\pm$ 0,1	13,93 $\pm$ 0,05	1,90 $\pm$ 0,03
45	26	Mo/Mo	215,0	18,3 $\pm$ 0,3	13,50 $\pm$ 0,06	3,49 $\pm$ 0,05
53	28	Mo/Mo	131,0	14,6 $\pm$ 0,2	10,23 $\pm$ 0,04	2,59 $\pm$ 0,04
60	30	Mo/Rh	101,0	9,9 $\pm$ 0,2	8,10 $\pm$ 0,04	1,80 $\pm$ 0,03
75	32	Mo/Rh	133,0	16,9 $\pm$ 0,2	7,12 $\pm$ 0,01	2,53 $\pm$ 0,04
90	32	Mo/Rh	249,0	33,4 $\pm$ 0,5	6,83 $\pm$ 0,01	5,3 $\pm$ 0,1

Fonte: Autora.

Pela tabela 18, podemos verificar que os valores de DGM correspondentes às espessuras de uma mama de 21 mm, de 32 mm e de 45 mm medidos no sistema mamográfico Hologic Lorad M-IV/Carestream Classic CR da clínica MGX Diagnósticos ultrapassam os valores de tolerância de 1,0, 1,5 e 2,0 mGy, respectivamente, estabelecidos pela IN 92 [16]. O restante das medidas de DGM, no entanto, encontra-se dentro dos valores aceitáveis [22] [16].

Já a CNR relativa para as espessuras equivalentes a mamas de 75 mm e 90 mm correspondem a 87,9% e 84,3%, um valor inferior à tolerância estabelecida pela IN 92 (tabela 3) [16] de 95% e 90%, respectivamente. Desta forma, há a necessidade de buscar novos valores de CNR para todas as espessuras de mama com o objetivo de otimizar a DGM.

Tabela 19: Valores de Ki, CNR e DGM calculados, seus parâmetros técnicos (combinação alvo filtro, tensão e produto corrente-tempo) obtidos utilizando o CAE e espessuras equivalentes de mama para o sistema mamográfico GE Senographe DMR/AGFA 30-X.

Espessura da mama (mm)	Parâmetros (CAE)			Medidos		
	Tensão (kV)	Alvo/Filtro	Produto Corrente-Tempo (mAs)	Ki ± δ Ki (mGy)	CNR ± δ CNR	DGM ± δ DGM (mGy)
21	26	Mo/Mo	43,0	2,54 ± 0,01	13,054 ± 0,001	0,96 ± 0,01
32	27	Mo/Mo	69,0	4,89 ± 0,02	11,810 ± 0,001	1,32 ± 0,01
45	27	Mo/Rh	117,0	7,36 ± 0,04	9,237 ± 0,001	1,70 ± 0,10
53	27	Mo/Rh	169,0	10,9 ± 0,1	9,166 ± 0,002	2,17 ± 0,01
60	29	Mo/Rh	140,0	12,2 ± 0,1	7,954 ± 0,002	2,23 ± 0,01
75	29	Rh/Rh	182,0	16,0 ± 0,1	7,147 ± 0,001	2,44 ± 0,01
90	32	Rh/Rh	151,0	20,1 ± 0,1	5,669 ± 0,002	3,40 ± 0,01

Fonte: Autora.

A análise da tabela 19 permite concluir que o sistema mamográfico GE Senographe DMR/AGFA 30-Xm da policlínica SASE Realengo apresenta todos os valores de DGM dentro dos padrões aceitáveis pela EUREF [22]. No entanto, não é excluída a necessidade de otimização da CNR, uma vez que a CNR relativa das espessuras de mamas equivalentes a 75 mm e 90 mm correspondem a, respectivamente, 89,9% e 71,3% e, portanto, abaixo dos limites mínimos para CNR relativa estabelecidos pela IN 92 (tabela 3) [16].

4.5. Otimização da CNR e da DGM

O processo de determinação da CNR alvo demanda muito tempo em contato com os equipamentos mamográficos para ser concluído, o que, infelizmente, não foi disponibilizado pelos serviços de mamografia participantes deste estudo. Logo, para este trabalho, foi necessário estimar a CNR alvo de outra maneira.

Por meio de observações a relatórios do NHSBSP [32] e aos resultados obtidos por Almeida em 2014 em sua tese de doutorado intitulada “Otimização da dose glandular média na mama e da qualidade da imagem nos sistemas de mamografia digital” [6], constatou-se que o valor de CNR alvo para a mama com espessura equivalente a 60 mm e CNR relativa de 100% apresenta uma tendência a equivaler à média dos valores de CNR medidos pelos parâmetros do CAE nos

sistemas mamográficos que apresentam resultados em conformidade com as tolerâncias estabelecidas pela IN 92 [16] em relação aos parâmetros avaliados nos testes de controle de qualidade.

Considerando que os sistemas mamográficos participantes deste estudo encontram-se em funcionamento correto com relação aos parâmetros técnicos – o que pode ser verificado pelos resultados dos testes de qualidade realizados nos sistemas mamográficos de cada serviço visitado (Apêndice 1), optou-se, então, em estimar o valor da CNR alvo através de uma média dos valores de CNR obtidos para as espessuras de PMMA equivalentes a mamas correspondentes à faixa entre 32 mm e 90 mm.

Os valores de CNR para as espessuras de 20 mm de PMMA foram excluídos dessa estimativa porque, em geral, se fossem incluídos, as CNR relativas obtidas para as outras espessuras equivalentes de mama seriam muito inferiores aos valores mínimos de tolerância estabelecidos pela IN 92 [16], especialmente os referentes às espessuras de mama de 90 mm.

4.5.1. Valores para a CNR alvo e DGM otimizada

As tabelas 19, 20, 21 e 22 apresentam os valores de produto corrente-tempo otimizado (mAs), CNR alvo e DGM otimizada (mGy) referentes às suas respectivas espessuras equivalentes de mama e técnicas radiográficas – tensão no tubo (kV), combinação alvo/filtro e produto corrente-tempo (mAs) – selecionadas pelo CAE.

Para o sistema Hologic Lorad M-IV/AGFA CR 85-X, é possível observar (tabela 15) que o valor de DGM obtido para uma mama de 45 mm ultrapassa a tolerância estabelecido pela IN 92 [16]; já no que se refere às mamas de espessuras menores que 45 mm, os valores de DGM encontram-se dentro do aceitável. Para mamas de espessuras maiores que 45 mm, os valores de DGM são muito abaixo dos valores necessários para se obter uma CNR adequada para a produção de uma imagem de boa qualidade para o diagnóstico.

Com a finalidade de solucionar este desequilíbrio relativo aos valores de CNR e DGM entre as mamas de espessuras menores e maiores, foi proposta a otimização para este sistema, apresentada na tabela 20. A incerteza para a CNR

alvo, de valor igual a 0,0007, foi calculada através de uma propagação das incertezas dos valores de CNR obtidos.

Tabela 20: Valores de produto corrente-tempo (mAs), CNR alvo e DGM (mGy) otimizados para cada espessura de mama e técnica radiográfica do CAE utilizada no sistema mamográfico Hologic Lorad M-IV/AGFA CR 85-X.

Espessura da mama (mm)	Técnica Radiográfica (CAE)			Cálculo da Otimização		
	Tensão (kV)	Combinação Alvo/Filtro	(mAs)	(mAs) otimizado	CNR otimizada	DGM otimizada (mGy)
21	24	Mo/Mo	39,1	$33,4 \pm 0,2$	13,0	$0,703 \pm 0,001$
32	25	Mo/Mo	60,7	$62,0 \pm 0,4$	12,1	$1,155 \pm 0,001$
45	25	Mo/Mo	147,0	127 ± 2	11,0	$1,842 \pm 0,001$
53	28	Mo/Rh	88,0	131 ± 1	10,2	$2,287 \pm 0,001$
60	28	Mo/Rh	123,0	132 ± 1	9,3	$2,075 \pm 0,001$
75	30	Mo/Rh	163,0	249 ± 5	9,2	$4,107 \pm 0,001$
90	33	Mo/Rh	192,0	248 ± 6	7,3	$6,469 \pm 0,001$

Fonte: Autora.

Observa-se (tabela 20) que foram calculados novos valores de produto corrente-tempo (mAs) com a finalidade de encontrar um equilíbrio entre CNR e DGM. Para a mama de menor espessura, o valor do produto corrente-tempo (mAs) diminuiu em 14,6%; já para a mama de maior espessura, aumentou em 28,9%.

Com relação ao sistema Siemens 3000 Nova/Carestream Classic CR, nota-se (tabela 17) que a DGM referente às espessuras de mama de 21 mm e 32 mm encontram-se acima da tolerância estabelecida [16]. A tabela 21 mostra a otimização do valor de produto corrente-tempo (mAs) para esse sistema mamográfico com a finalidade de corrigir este problema. A incerteza para a CNR alvo, de valor igual a 0,001, foi calculada através de uma propagação das incertezas dos valores de CNR obtidos.

Tabela 21: Valores de produto corrente-tempo (mAs), CNR alvo e DGM (mGy) otimizados para cada espessura de mama e técnica radiográfica do CAE utilizada no sistema mamográfico Siemens 3000 Nova/Carestream Classic CR.

Espessura da mama (mm)	Técnica Radiográfica (CAE)		Cálculo da Otimização			
	Tensão (kV)	Combinação Alvo/Filtro	(mAs)	(mAs) otimizado	CNR otimizada	DGM otimizada (mGy)
21	26	Mo/Mo	39,1	$23,2 \pm 0,2$	13,4	$0,785 \pm 0,001$
32	26	Mo/Mo	65,9	$53,3 \pm 0,8$	12,9	$1,313 \pm 0,001$
45	27	Mo/Rh	88,5	101 ± 2	12,5	$1,718 \pm 0,001$
53	27	Mo/Rh	127,0	145 ± 3	12,1	$2,223 \pm 0,001$
60	28	Mo/Rh	146,0	161 ± 1	11,2	$2,563 \pm 0,001$
75	30	Mo/Rh	177,0	255 ± 3	10,9	$4,288 \pm 0,001$
90	30	Mo/Rh	334,0	339 ± 8	9,5	$6,389 \pm 0,001$

Fonte: Autora.

Observa-se na tabela 21 que os valores de produto corrente-tempo (mAs) para as duas espessuras de mama menores (21 mm e 32 mm) reduziram em, respectivamente, 40,7% e 19,1%; já para o restante das espessuras de mama, o produto corrente-tempo otimizado (mAs) aumentou em relação a aquele medido no CAE, o que possibilitou a otimização da CNR no sistema.

A tabela 18 mostra que o sistema Hologic Lorad M-IV/Carestream Classic CR apresenta valores de DGM acima dos valores de tolerância estabelecidos pela IN 92 [16] e pela EUREF [22] para as três primeiras espessuras de mama, enquanto as três últimas apresentam valores de DGM muito abaixo do que se espera para se obter valores adequados de CNR. O ajuste do mamógrafo com os valores de produto corrente-tempo (mAs) otimizados e estabelecidos na tabela 22 visam corrigir estes problemas. A incerteza para a CNR alvo, de valor igual a 0,002, foi calculada através de uma propagação das incertezas dos valores de CNR obtidos.

Tabela 22: Valores de produto corrente-tempo (mAs), CNR alvo e DGM (mGy) otimizados para cada espessura de mama e técnica radiográfica do CAE utilizada no sistema mamográfico Hologic Lorad M-IV/Carestream Classic CR.

Espessura da mama (mm)	Técnica Radiográfica (CAE)			Cálculo da Otimização		
	Tensão (kV)	Combinação Alvo/Filtro	(mAs)	(mAs) otimizado	CNR otimizada	DGM otimizada (mGy)
21	26	Mo/Mo	38,4	26,3 ± 0,4	12,4	0,759 ± 0,001
32	26	Mo/Mo	90,7	63 ± 2	11,9	1,311 ± 0,001
45	26	Mo/Mo	215,0	107 ± 5	10,0	1,740 ± 0,001
53	28	Mo/Mo	131,0	118,3 ± 3	9,8	2,340 ± 0,001
60	30	Mo/Rh	101,0	146 ± 3	9,5	2,606 ± 0,001
75	32	Mo/Rh	133,0	230 ± 12	9,0	4,381 ± 0,001
90	32	Mo/Rh	249,0	300 ± 32	7,4	6,425 ± 0,001

Fonte: Autora.

A tabela 22 mostra que os produtos corrente-tempo (mAs) otimizados calculados para as três menores espessuras equivalentes de mama reduziram em, respectivamente, 31,5%, 30,9% e 50,2%, resultando em significativa redução dos valores de DGM. Por sua vez, foi necessário aumentar os valores de produto corrente-tempo (mAs) referentes às três maiores espessuras equivalentes de mama com a finalidade de atingir valores de CNR adequados para melhorar a qualidade da imagem e, conseqüentemente, obter um diagnóstico correto também para os casos de mamas mais espessas.

O sistema GE Senographe DMR/AGFA CR 30-Xm apresentou (tabela 19) valores de DGM muito baixos com relação aos valores de tolerância estabelecidos [16] [22] para as espessuras de PMMA equivalentes a mamas de 60 mm, 75 mm e 90 mm. Com a finalidade de aumentar o valor da CNR e, assim, otimizar a qualidade da imagem, foram propostos os seguintes novos valores de produto corrente-tempo (mAs) que podem ser visualizados na tabela 23. A incerteza para a CNR alvo, de valor igual a 0,0007, foi calculada através de uma propagação das incertezas dos valores de CNR obtidos.

Tabela 23: Valores de produto corrente-tempo (mAs), CNR alvo e DGM (mGy) otimizados para cada espessura de mama e técnica radiográfica utilizada no sistema mamográfico GE Senographe DMR/AGFA CR 30-Xm.

Espessura da mama (mm)	Técnica Radiográfica (CAE)			Cálculo da Otimização		
	Tensão (kV)	Alvo/Filtro	(mAs)	(mAs) otimizado	CNR otimizada	DGM otimizada (mGy)
21	26	Mo/Mo	43,0	37,5 ± 0,2	12,3	0,836 ± 0,001
32	27	Mo/Mo	69,0	64,5 ± 0,4	11,5	1,233 ± 0,001
45	27	Mo/Rh	117,0	126 ± 1	9,5	1,788 ± 0,001
53	27	Mo/Rh	169,0	177 ± 2	9,4	2,279 ± 0,001
60	29	Mo/Rh	140,0	164 ± 2	8,5	2,614 ± 0,001
75	29	Rh/Rh	182,0	268 ± 3	8,4	3,600 ± 0,001
90	32	Rh/Rh	151,0	276 ± 4	7,3	6,287 ± 0,001

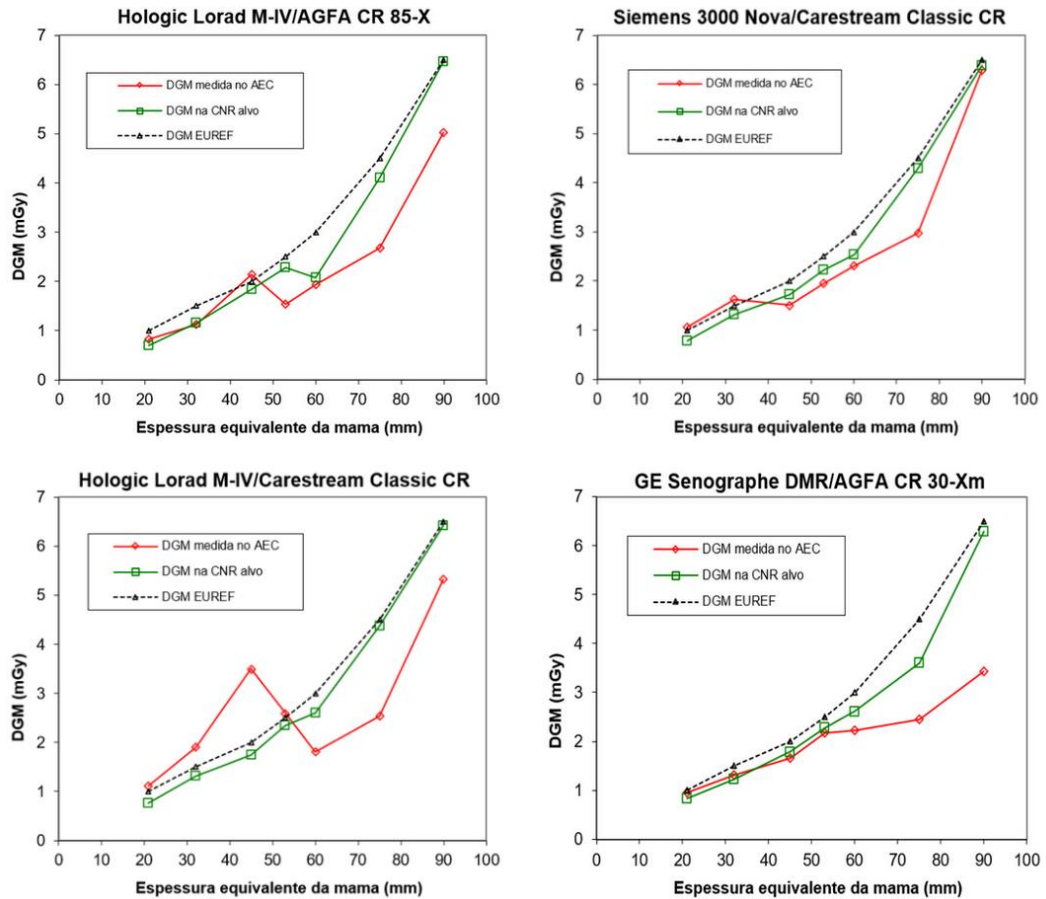
Fonte: Autora.

Observa-se (tabela 23) que os valores de produto corrente-tempo otimizados (mAs) referentes às três maiores espessuras de mama aumentaram em 17,1%, 47,4% e 82,9%, respectivamente, em comparação aos valores medidos no CAE, elevando os valores de DGM e, portanto, reduzindo o ruído na imagem e aumentando a chance de visualização de uma massa tumoral da ordem de 1 mm.

4.6. Comparações finais entre os sistemas mamográficos

A figura 23 apresenta gráficos comparativos entre os quatro sistemas mamográficos avaliados no que se refere aos valores de DGM medidos com as técnicas radiográficas selecionadas pelo CAE (curva vermelha, com losangos) e calculados neste trabalho (curva verde, com quadrados). Os valores de tolerância para DGM da EUREF [22] estão traçados pela curva pontilhada, com triângulos, em preto.

Figura 23: Gráficos comparativos, para os quatro sistemas mamográficos avaliados, com valores de DGM calculados em função da espessura equivalente da mama determinados com CAE, otimizados e valores de tolerância estabelecidos pela EUREF [22].



Fonte: Autora.

De todos os quatro sistemas mamográficos, o único que apresentou valores de DGM abaixo dos valores de tolerância estabelecidos pelo IN 92 [16] e pela EUREF [22] nas medidas realizadas usando o CAE foi o GE Senographe DMR/AGFA CR 30-Xm. No entanto, estes resultados não implicam na ausência da necessidade de otimização da DGM e da CNR, uma vez que os valores de DGM para as mamas de espessuras maiores (principalmente as de 75 mm e 90 mm) encontram-se muito abaixo dos valores de tolerância estabelecidos pela EUREF [22], resultando em imagens com maior quantidade de ruído e, conseqüentemente, reduzindo a possibilidade de um diagnóstico correto.

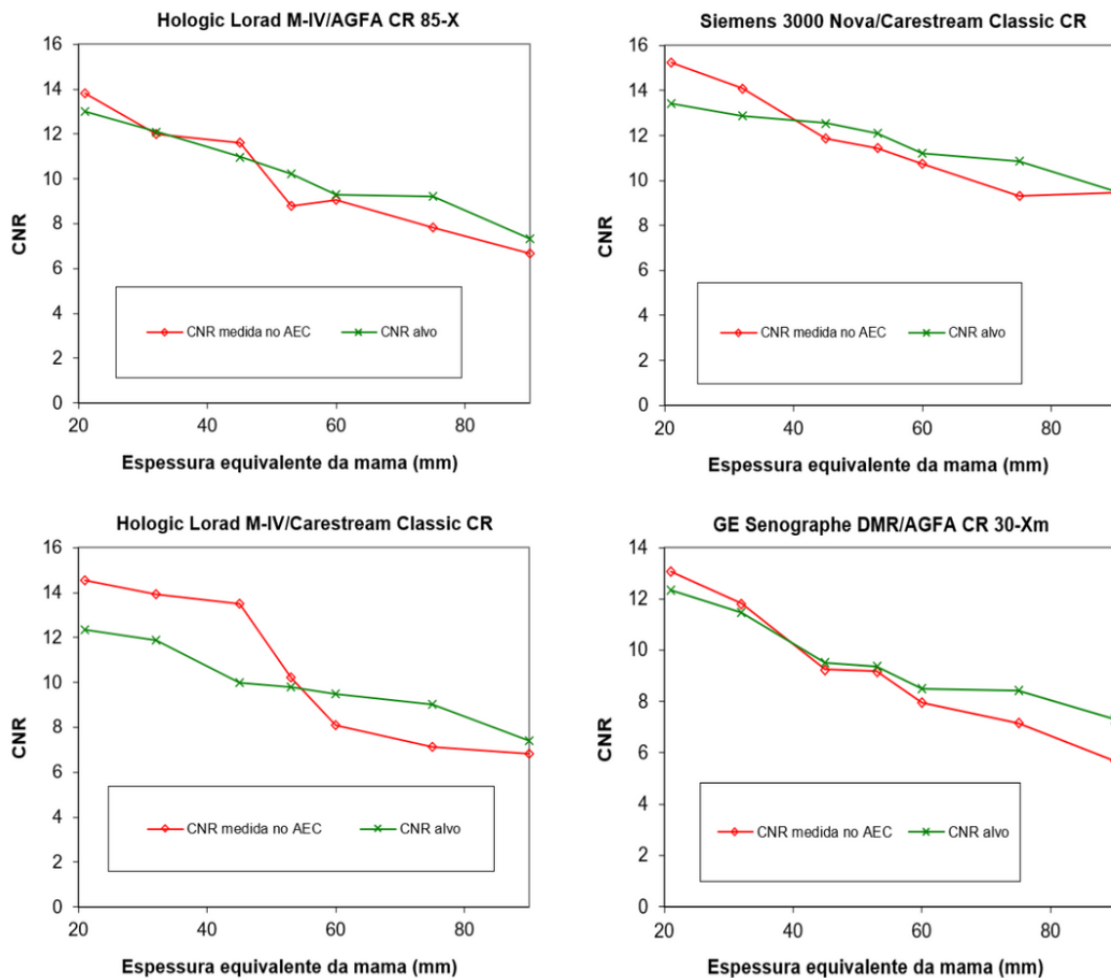
Dentre os sistemas mamográficos avaliados, o Hologic Lorad M-IV/Carestream Classic CR é o que possui a curva de valores de DGM medidos no CAE mais desequilibrada e discrepante com relação à curva de valores de tolerância

estabelecidos pela IN 92 [16] e pela EUREF [22]. Em contraste a esse resultado, a curva de valores de DGM do sistema Siemens 3000 Nova/Carestream Classic CR apresenta-se como a mais equilibrada para todas as espessuras equivalentes de mama, ainda que apresente os dois primeiros valores de DGM um pouco acima da tolerância estabelecida [16].

Também pode-se observar (figura 23) que 75% dos sistemas avaliados neste estudo apresentam valores de DGM muito menores que os valores de tolerância [22] para mamas maiores (com espessuras de 75 mm e 90 mm), o que faz com que a qualidade da imagem produzida a partir de mamas mais espessas seja reduzida devido ao aumento de ruído quântico para essa faixa de espessura de mama nesses sistemas. Isso pode ser explicado pelo fato de tais mamógrafos terem sido construídos com a finalidade de obter imagens a partir de um sistema convencional de filme/écran, incapaz de atingir valores de exposição muito altos, uma vez que o filme queimaria. Após a mudança para a tecnologia computadorizada (CR) de leitura de imagem, deveriam ter sido realizadas calibrações necessárias no sistema mamográfico para que esse conseguisse alcançar a otimização de DGM e CNR em toda a faixa de espessura de mama. Além disso, os alvos de Mo e Rh utilizados em sistemas CR não alcançam uma CNR relativa alta o suficiente para mamas mais espessas. O alvo de W, no entanto, consegue alcançar, mas só opera em mamógrafos com sistema DR.

Na figura 24, pode-se visualizar a comparação entre a CNR obtida a partir dos valores de técnicas selecionadas pelo CAE dos quatro aparelhos e a CNR otimizada, resultado deste trabalho.

Figura 24: Gráficos comparativos, para os quatro sistemas mamográficos avaliados, com valores de CNR em função da espessura equivalente de mama determinados com CAE e otimizados.



Fonte: Autora.

Os sistemas Siemens 3000 Nova/Carestream Classic CR e GE Senographe DMR/AGFA CR 30-Xm apresentaram valores aproximados entre os resultados de CNR medida e otimizada para as espessuras equivalentes a mamas de 45 a 60 mm.

O sistema Hologic Lorad M-IV/Carestream Classic CR (MGX Diagnósticos) foi o que apresentou maiores diferenças entre os valores de CNR medida e CNR otimizada.

Observa-se que, para todos os sistemas avaliados, há a necessidade de calibração dos valores de produto corrente-tempo (mAs) do CAE para alcançar a CNR mais próxima possível de um valor ideal (CNR alvo), com a finalidade de obter imagens com boa qualidade diagnóstica para toda a faixa de espessura de mama.

A tabela 24 apresenta os valores de CNR otimizada e CNR relativa para cada um dos quatro serviços de mamografia avaliados neste trabalho, em comparação com os valores de CNR relativa aceitáveis estabelecidos pela IN 92/2021 [16].

Tabela 24: Valores de CNR relativa (CNR_{rel}) estabelecidos pela IN 92 [16] e valores de CNR otimizada e CNR_{rel} otimizada obtidas nos sistemas mamográficos dos serviços de mamografia em toda a faixa de espessura equivalente de mama.

Espessura equivalente de mama (mm)	HUCFF/UFRJ		IFF/FIOCRUZ		MGX Diagnósticos		SASE Realengo		IN 92 [16]
	CNR	CNR_{rel}	CNR	CNR_{rel}	CNR	CNR_{rel}	CNR	CNR_{rel}	CNR_{rel} (%)
	otm	(%)	otm	(%)	otm	(%)	otm	(%)	aceitável
21	13,0	140	13,4	120	12,4	130	12,3	145	≥ 115
32	12,1	130	12,9	115	11,9	125	11,5	135	≥ 110
45	11,0	118	12,5	112	10,0	105	9,5	112	≥ 105
53	10,2	110	12,1	108	9,8	103	9,4	110	≥ 103
60	9,3	100	11,2	100	9,5	100	8,5	100	≥ 100
75	9,2	99	10,9	97	9,0	95	8,4	99	≥ 95
90	7,3	79	9,5	85	7,4	78	7,3	86	≥ 90

Fonte: Autora.

A CNR relativa da espessura de PMMA equivalente a mamas de 90 mm encontra-se abaixo do valor mínimo estabelecido pela IN 92/2021 [16] para todos os sistemas mamográficos avaliados, confirmando a necessidade de otimização para todos os equipamentos.

A tabela 25 apresenta os valores calculados para CNR e DGM otimizadas neste trabalho, além dos valores de tolerância para a DGM em toda a faixa de espessura de mama [16] [22].

Tabela 25: Valores de tolerância de DGM [16] [22] e valores de CNR e de DGM otimizados obtidos nos sistemas mamográficos dos serviços de mamografia em toda a faixa de espessura equivalente de mama.

Espessura equivalente de mama (mm)	HUCFF/UFRJ		IFF/FIOCRUZ		MGX Diagnósticos		SASE Realengo		Tolerância [16][22]
	CNR	DGM	CNR	DGM	CNR	DGM	CNR	DGM	DGM
	otm	otm (mGy)	otm	otm (mGy)	otm	otm (mGy)	otm	otm (mGy)	(mGy)
21	13,0	0,70	13,4	0,79	12,4	0,76	12,3	0,84	1,0
32	12,1	1,15	12,9	1,31	11,9	1,31	11,5	1,23	1,5
45	11,0	1,84	12,5	1,72	10,0	1,74	9,5	1,79	2,0
53	10,2	2,29	12,1	2,22	9,8	2,34	9,4	2,28	2,5
60	9,3	2,08	11,2	2,53	9,5	2,61	8,5	2,61	3,0
75	9,2	4,11	10,9	4,29	9,0	4,38	8,4	3,60	4,5
90	7,3	6,47	9,5	6,39	7,4	6,43	7,3	6,29	6,5

Fonte: Autora.

CAPÍTULO 5 – CONCLUSÕES

5.1. Conclusões

O método [6] estabelecido por Almeida (2014) possibilitou a avaliação, neste trabalho, da DGM e da CNR de quatro sistemas mamográficos para toda a faixa de espessura de mama. A partir dessa análise, pôde-se constatar que 75% dos equipamentos avaliados não operavam de maneira otimizada com relação à DGM: apenas o sistema mamográfico da policlínica SASE Realengo (GE Senographe DMR/AGFA CR 30-Xm) apresentou valores de DGM aceitáveis [22] para todas as espessuras equivalentes de mama. Ainda assim, as duas últimas incidências de kerma no ar – referentes às espessuras de 75 mm e 90 mm de mama – geraram valores relativamente muito baixos de DGM, incapazes de gerar uma imagem de boa qualidade diagnóstica para mamografias de mamas maiores. Esse resultado mostra que não necessariamente doses mais baixas são mais desejáveis, mas, sim, as tão baixas quanto razoavelmente exequíveis para a realização de um bom diagnóstico.

O sistema avaliado considerado mais equilibrado com relação à DGM medida e aos valores aceitáveis [22] foi o do IFF/Fiocruz (Siemens 3000 Nova/Carestream Classic CR), ainda que as duas primeiras incidências de kerma no ar no detector tenham gerado valores de DGM um pouco acima dos aceitáveis [22]. De todos os quatro serviços de mamografia, o IFF é o único que possui uma física médica que realiza o controle de qualidade do equipamento periodicamente, o que pode explicar o motivo de o aparelho ser o melhor calibrado para toda a faixa de espessura de mama – ainda que apresente valores de DGM sutilmente acima dos níveis aceitáveis para as duas espessuras de mamas menores [22] –, e também mostra o porquê da necessidade de se ter um físico presente nos setores clínicos e hospitalares de mamografia.

No que se refere ao equilíbrio entre CNR e DGM, pode-se concluir que todos os sistemas mamográficos avaliados necessitam de ajustes no produto corrente-tempo (mAs) para alcançar a otimização, especialmente para as espessuras de mama maiores, para as quais a CNR relativa medida foi sempre muito abaixo do valor de tolerância estabelecido [16].

Com relação aos procedimentos de testes de controle de qualidade nos mamógrafos e digitalizadores CR, apenas o resultado para a uniformidade da imagem no HUCCF/UFRJ encontra-se relativamente muito acima da tolerância estabelecida [16]. Portanto, pode-se concluir que, exceto para o HUCCF/UFRJ, todos os sistemas mamográficos dos serviços avaliados apresentaram resultados de testes de controle de qualidade em conformidade com os valores esperados [11] [16].

5.2. Perspectivas e Sugestões

A partir dos resultados obtidos neste trabalho, será possível retornar para os serviços de mamografia visitados um relatório contendo os resultados de testes de controle de qualidade para cada mamógrafo, digitalizador CR e placa de imagem avaliado. A sugestão da calibração de novos valores de produto corrente-tempo (mAs) também será realizada para cada sistema mamográfico.

Além disso, uma sugestão para a continuação deste trabalho é a realização de visitas a uma quantidade maior de serviços de mamografia, tanto públicos quanto privados, para estabelecer uma base maior de dados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Bushberg, Jerrold T. et al. **The essential physics of medical imaging**. 3ª edição. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 2012.
2. Brasil. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. **Estatísticas de câncer**. Disponível em: <https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/cancer/numeros/> (acessado em 03/01/2023)
3. Brasil. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. **Deteção Precoce**. Disponível em: <https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/gestor-e-profissional-de-saude/controlado-cancer-de-mama/acoes/deteccao-precoce> (acessado em 03/01/2023)
4. National Health Service Cancer Screening Programmes. **Review of radiation risk in breast screening**. Report by a joint working party of the NHSBSP. London: National coordinating group for physics quality assurance and the national radiological protection board; 2003. NHSBSP Publication 54.
5. Pinheiro M.A., Almeida C.D., Peixoto J.E., Valverde M.A.S., Marin A.V. **Análise das tecnologias e doses glandulares médias em mamografia no Brasil no período de 2011 a 2016**. Braz. J. Rad. Sci. 06-03 (2018) 01-21.
6. Almeida C.D., **Otimização da dose glandular média na mama e da qualidade da imagem nos sistemas de mamografia digital**. [tese - Doutorado]. Rio de Janeiro, HUCFF, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2014.
7. Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. **Portaria nº 453, de 01 de junho de 1998, Aprova o Regulamento Técnico que estabelece as Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**. Diário oficial [da República Federativa do Brasil]. Brasília, 1998.
8. Secretaria de Estado de Saúde de Minas Gerais. **Programa Estadual de Controle de Qualidade em Mamografia**. Disponível em: <https://www.saude.mg.gov.br/component/gmg/page/319-programa-estadual-de-controle-de-qualidade-em-mamografia-pecqmamosesmg> (acessado em 08/08/2023).
9. G. Van Engen R, Young KC, Bosmans H, Thijssen M. **Addendum on digital mammography to chapter 3 of the: European guidelines for quality assurance in mammography screening**, EUREF, version 1.0, 2003.
10. EUREF, **European reference organization for quality assured breast screening and diagnostic services**. Type testing protocol, version 1.2, 2011. Disponível em: <https://euref.org/download/euref-type-test-protocol-version-1-2/> (acessado em 08/08/2023).
11. IAEA. **Quality assurance programme for digital mammography**. Human health series No. 17. IAEA 2011. Disponível em: <https://www.iaea.org/publications/8560/quality-assurance-programme-for-digital-mammography> (acessado em 08/08/2023).
12. Brasil. Ministério da Saúde. **Portaria No. 2.898, de 28 de novembro de 2013, Atualiza o Programa Nacional de Qualidade em Mamografia (PNQM)**. Diário oficial [da República Federativa do Brasil]. Brasília, 2013.
13. Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Instrução Normativa Nº 54 de 20 de dezembro de 2019**, Diário oficial [da República Federativa do Brasil]. Brasília, 2019.

14. Furquim T.A.C., COSTA P. C. **Garantia de Qualidade em Radiologia Diagnóstica**. Revista Brasileira de Física Médica, v. 3 (1), p. 91-99, 2009.
15. Coutinho C. M. C. **Avaliação da dose glandular em sistemas de mamografia convencional e digital utilizando um fantoma dosimétrico** [tese - doutorado]. Rio de Janeiro: COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2009.
16. Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Instrução Normativa N° 92 de 27 de Maio de 2021**, Diário oficial [da República Federativa do Brasil]. Brasília, 2021.
17. Brasil. **Recomendação sobre o pagamento da mamografia digital tipo DR e CR**. Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem. Disponível em: <https://cbr.org.br/recomendacao-sobre-o-pagamento-da-mamografia-digital-tipo-dr-e-cr/> (acessado em 03/08/2023)
18. Perry N, Broeders M, Wolf C, Törnberg S, Holland R, Karsa L, et al. **European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis**. 4ª edição. 2006.
19. Rowlands, J. A. **The physics of computer radiography**. Toronto: Sunnybrook and Women's College Health Science Centre, University of Toronto. 2002.
20. Reis C, Marques C, Lança L, Pascoal A, Pinto E, Santo A. **Avaliação da Dose Glandular Média (MGD) em três sistemas mamográficos**. Acta Radiol Port. 2009;21(81):21-2
21. Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde. Departamento de Gestão da Educação na Saúde. **Curso de atualização em mamografia para técnicos e tecnólogos em radiologia**. Brasília. 2014.
22. Van Engen R, Young KC, Bosmans H, Thijssen M. **European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening**. Part B: Digital Mammography. In: European guidelines for breast cancer screening, 4th edition. European Commission, 2006.
23. Attix, F. H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. Alemanha: John Wiley & Sons, Inc. 1986.
24. Okuno, E.; Yoshimura, E. **Física das radiações**. São Paulo: Oficina de textos. 2010.
25. Eisberg, R.; Resnick, R. **Física quântica: Átomos, moléculas, sólidos, núcleos e partículas**. 1ª edição. Editora GEN LTC. 1979.
26. Tauhata, L. et al. **Radioproteção e dosimetria: Fundamentos**. 10ª revisão. Rio de Janeiro: IRD/CNEN. 2014.
27. Durão, P. H. G. **Análise da influência da qualidade do feixe de raios X no coeficiente de calibração do TLD 100 LiF usado em mamografia**. 45 fls. [monografia – graduação] Rio de Janeiro: IF/UFRJ. 2019.
28. Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Radiodiagnóstico médico: Segurança e desempenho de equipamentos**. 1ª edição. Brasília: Editora Anvisa. 2005.
29. Dance, D. R. et al. **Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol**. Phys. Med. Biol. UK. 3225-3240. Junho/2000.
30. Chevalier, M. **La física de la mamografía**. Sociedad Española de Física Médica. Madrid: 2012.

31. Alves, F. R. et al. **Comparação entre os sistemas CR e DR utilizados na mamografia.** Revista Brasileira de Física Médica. 2015; 9(1): 2-6.
32. Young, K. C., Oduko, J. M. **Evaluation of Kodak DirectView Mammography Computerised Radiography System.** National Coordinating Centre for the Physics of Mammography. NHSBSP. UK: Dezembro/2005.
33. AAPM Report No 93. **Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems.** American Association of Physicists in Medicine. 2006. Disponível em: <https://www.aapm.org/pubs/reports/detail.asp?docid=94> (acessado em 07/03/2024)
34. IAEA-TECDOC-1958. **Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe.** Austria, 2021. Disponível em: <https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TE-1958web.pdf> (acessado em 15/12/2023)
35. PIRANHA. **Reference Manual – English – Version 5.7A.** Disponível em: <https://rtigroup.com/wp-content/uploads/2019/11/Piranha-Reference-Manual-English-v5.7A.pdf> (acessado em 13/03/2024)
36. IBM. **Estatísticas R-Squared.** 2022. Disponível em: <https://www.ibm.com/docs/pt-br/spss-statistics/saas?topic=model-r-squared-statistics> (acessado em 22/02/2024)
37. Thijssen MAO, Bijkerk KR. **Manual Contrast Detail Phantom Artinis CDMAM type 3.4,** University Medical Center Nijmegen, The Netherlands.
38. Almeida C.D., Peixoto J.E. **Otimização da dose e da qualidade da imagem em mamografia digital usando a razão contraste ruído.** Brazilian Journal of Radiation Sciences. Brazil. 09-01 (2021) 01-12
39. Hammerstein GR, Miller D W, White DR, Masterson ME, Woodard HQ and Laughlin JS. **Absorbed radiation doses in mammography.** Radiology 130, 485-91, 1979.
40. Evans DS, Workman A, Payne M. **A comparison of the imaging properties of CCD-based devices used for small field digital mammography.** Phys Med Biol. 2002; 47:117-35.
41. Young K.C. et al. **Optimal beam quality selection in digital mammography.** The British Journal of Radiology, 79 (2006), 981-990.
42. R. Bouwman, K. Young, B. Lazzari, V. Ravaglia, M. Broeders and R. van Engen. **An alternative method for noise analysis using pixel variance as part of quality control procedures on digital mammography systems.** Phys. Med. Biol. 54,6809–6822, (2009).
43. Johns PC and Yaffe MJ. **X-ray characterisation of normal and neoplastic breast tissues.** Phys. Med. Biol. 6, 675-695, 1987.
44. Clinifeminina. **Mama densa: O que é isso e o que representa?** Disponível em: <https://clinifeminina.com.br/mama-densa-o-que-e-e-o-que-isso-representa/> (acessado em 25/03/2024)
45. Costa, Paulo R. **Interação da Radiação com a Matéria. DFN/IFUSP.** Laboratório de Física Moderna. Disponível em: https://portal.if.usp.br/labdid/sites/portal.if.usp.br/labdid/files/Apostila_interacao_da_radiacao_com_a_materia_L.pdf (acessado em 25/03/2024)
46. Laboratório de Física Moderna. **Raios X-II.** IF/USP. Disponível em: <https://portal.if.usp.br/labdid/sites/portal.if.usp.br/labdid/files/Raios-X2%20%281%29.pdf> (acessado em 24/03/2024)

APÊNDICE 1

Tabela 25: Resultados obtidos para o kerma no ar de entrada e dose glandular média (DGM) para o *phantom* Mama (53 mm) a partir de incidências do tubo de raios X mamográfico operando com técnicas radiográficas (tensão, combinação alvo/filtro e produto corrente-tempo (mAs) determinadas pelo CAE de cada equipamento.

Teste	Hologic Lorad M-IV/AGFA CR 85-X	Siemens 3000 Nova/Carestream Classic CR	Hologic Lorad M- IV/Carestream Classic CR	GE Senographe DMR/AGFA CR 30- Xm
Tensão (kV)	28,0	27,0	28,0	27,0
Combinação alvo/filtro	MoRh	MoRh	MoMo	MoRh
Produto corrente-tempo (mAs)	82,4	121,0	114,0	146,0
Kerma no ar de entrada (mGy)	6,931	9,351	12,744	9,368
DGM (mGy)	1,408	1,861	2,247	1,865

Todos os resultados para a DGM estão dentro dos valores aceitáveis [22].

Tabela 26: Medidas de força de compressão (kgf), exatidão do indicador da tensão do tubo (kV), repetibilidade da tensão do tubo (CV), repetibilidade do CAE (CV) e precisão da indicação de espessura (mm) dos quatro mamógrafos avaliados neste trabalho de acordo com testes de controle de qualidade estabelecidos pelo Protocolo de Controle de Qualidade para Radiodiagnóstico na América Latina e no Caribe da AIEA [34].

Teste	Hologic Lorad M-IV	Siemens 3000 Nova	Hologic Lorad M-IV	GE Senographe DMR	Tolerância AIEA [34]
Força de compressão (kgf)	9,7	12,2	14,6	15,8	≤ 20,4
Exatidão do indicador da tensão do tubo (%)	1,07	1,1	2,74	1,33	≤ 10,0
Repetibilidade da tensão do tubo (CV)	0,002	0,0005	0,0007	0,0006	≤ 0,1
Repetibilidade do CAE (CV)	0,009	0,001	0,0	0,0	≤ 0,05
Indicação da medida da espessura (mm)	3,0	9,0	8,0	2,0	≤ 8,0

Com exceção da indicação da espessura da mama comprimida para o IFF/Fiocruz, de 9 mm, todos os outros serviços atenderam ao valor aceitável [34] de 8 mm para a precisão de indicação da medida da espessura. No que se refere às outras medidas, pode-se afirmar que todas estão em conformidade [34].

Tabela 27: Valores do coeficiente de determinação (R^2), uniformidade das placas de imagem e homogeneidade entre os detectores com relação ao produto corrente-tempo (mAs) e razão sinal ruído (SNR) dos quatro digitalizadores CR avaliados neste trabalho de acordo com testes de controle de qualidade estabelecidos pela AIEA [11] e pela IN 92 [16].

Teste	AGFA CR 85- X/MM 3.0 Mammo	Carestream Classic CR/EHR-M3	Carestream Classic CR/ EHR-M3	AGFA CR 30- Xm/MM 3.0 Mammo	Tolerância AIEA [11] e IN 92 [16]
Linearidade de resposta do detector (R^2)	0,9998	1	0,9999	1	$\geq 0,95$
Uniformidade da imagem (%)	31,2	4,9	4,3	5,4	$\leq 15,0$
Homogeneidade entre os detectores (mAs) (%)	2,4	0,2	0,2	2,0	$\leq 10,0$
Homogeneidade entre os detectores (SNR) (%)	7,8	2,3	2,4	12,0	$\leq 15,0$

Fonte: Autora.

Todos valores para R^2 obedecendo à tolerância mínima de 0,95 estabelecida pela AIEA [11]. Com exceção da uniformidade da imagem do detector AGFA CR 85-X/MM 3.0 Mammo, todas as outras medidas encontram-se dentro dos valores de tolerância estabelecidos pela IN 92 [16]. Muito provavelmente a uniformidade da placa de imagem do HUCCF/UFRJ encontra-se em não conformidade devido ao longo tempo de uso e artefatos que ali se acumularam ao longo dos anos.