UNIVERSIDADE ESTADUAL DE SANTA CRUZ
PRO-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA

KRIZIA ROSY CAPIZZI

OTIMIZAÇÃO EM MAMOGRAFIA DIGITAL COM VARIAÇÃO DE ESPESSURA E GLANDULARIDADE DA MAMA

PROFÍSICA – UESC

ILHÉUS-BA
2024

Krizia Rosy Capizzi

Otimização em mamografia digital com variação de espessura e glandularidade da mama

PROFÍSICA – UESC

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Física da Universidade Estadual de Santa Cruz, como parte das exigências para obtenção do título de Mestre em Física.
Área de concentração: Física Nuclear Teórica e Aplicada.

Orientador: Prof. Dr. Fermin Garcia Velasco

Coorientadores: Profª. Drª. Agnes Maria da Fonseca Fausto
Prof. Dr. Anderson William Mol

Ilhéus-BA
2024

C243 Capizzi, Krizia Rosy.
Otimização em mamografia digital com variação de espessura e glandularidade da mama / Krizia Rosy Capizzi. – Ilhéus, BA: UESC, 2024.
101 f. : il.

Orientador: Fermin Garcia Velasco.
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Santa Cruz. Programa de Pós-Graduação em Física (PROFÍSICA).
Inclui referências e apêndices.

1. Mamografia. 2. Mamas – Imagem. 3. Radiografia – Qualidade da imagem. 4. Diagnóstico por imagem. 5. Radiação. I. Título.

CDD 618.190757

KRIZIA ROSY CAPIZZI

Otimização em mamografia digital com variação de espessura e glandularidade da mama

Ilhéus-BA, 07 de agosto de 2024.

Prof. Dr. Fermin de La Caridad Garcia Velasco
UESC - Universidade Estadual de Santa Cruz
Orientador

Prof. Dr. Arturo Rodolfo Samana
UESC - Universidade Estadual de Santa Cruz
Examinador Interno

Prof. Dr. Paulo Eduardo Ambrosio
UESC - Universidade Estadual de Santa Cruz
Examinador Interno

Ilhéus-BA
2024

Agradecimentos

- À Universidade Estadual de Santa Cruz por conceder a infraestrutura para o desenvolvimento da pesquisa.
- Ao Programa de Pós-Graduação em Física - PROFÍSICA pela oportunidade de cursar o mestrado.
- À Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado da Bahia (FAPESB) pela concessão da bolsa de estudo
- À profª. Drª. Agnes Fausto e prof. Dr. Anderson Mol, pelos conhecimentos transmitidos, por toda a paciência, tempo dedicado à minha orientação e apoio que foram fundamentais na concepção, no desenvolvimento e conclusão desta dissertação.
- Ao prof. Dr. Fermin Velasco por viabilizar desenvolver a minha dissertação no CPqCTR e também pelo tempo dedicado à minha orientação.
- À toda a equipe do CPqCTR, por todo o apoio e amizade. Um especial agradecimento à Neiva Borges, Lívia Bastos, Samile de Cidra, Ívea Correia, Karla Karoline Soares, Davi Gimenes, Matheus Queiroz, Lucas Scher e Aroldo Dias pelos abraços, conversas, risadas que deixavam o dia mais alegre.
- Aos amigos da Física/UESC Beatriz Goulart, Luciano Santos, João Pedro Rocha e Thescon Bertolotti pelo incentivo, amizade e auxílio nas diferentes etapas da pesquisa.
- À minha mãe que me incentiva e torce por um final feliz.
  Finalmente, agradeço a Deus por tudo.

"É para o diagnóstico precoce que devemos nos voltar em busca de qualquer progresso material na cura do cancêr." Jonh Lockhart - Mummery, 1926

Otimização em mamografia digital com variação de espessura e glandularidade de mama

Resumo

A mamografia digital é hoje uma das principais ferramentas para a detecção precoce do câncer da mama. Os protocolos atuais, deste tipo de exame radiológico, utilizam parâmetros otimizados para os valores mais comuns de espessura e glandularidade do tecido mamário. O principal objetivo desta investigação é realizar um estudo de otimização em mamografia digital, que considere diferentes valores de espessura da mama e de glandularidade. Para isto, pretende-se investigar duas questões em aberto na literatura. A primeira se refere à aplicação direta da métrica (IQF_{inv}) na imagem processada. A segunda está relacionada com a possibilidade de utilização da grandeza experimental Kerma no ar no lugar da dose glandular media (DGM) como parte da FOM utilizada. O estudo foi validado utilizando os phantoms padrões ACR, TORMAM e CIRS. Comparou-se os valores da dose e das métricas CNR, SDNR e SNR obtidos nas imagens geradas com os parâmetros otimizados, e os parâmetros automáticos AEC (T_0, T_1, T_2 e T_3) que definem a dose.A comparação da FOM padrão calculada na base do IQF_{inv} e na dose (DGM), com a nova proposta FOM_2 simplificada, na base do IQF_{inv} e no Kerma mostrou que, para as espessuras grandes sob estudo, a otimização resulta em parâmetros equivalentes, pelo que pode ser utilizada. Foi comprovado que a qualidade da imagem *raw* e processada, na métrica de IQF_{inv} são equivalentes estatisticamente, o que informa que o processamento da imagem não altera significativamente as informações das estruturas relevantes para o diagnostico médico. O estudo realizado com mamas grandes, mostrou que valores de qualidade da imagem (IQF_{inv}) obtida a partir dos parâmetros otimizados pela FOM foram equivalentes com os obtidos pelo sistema AEC do equipamento. Porém a dose MGD absorvida aumenta, mas, dentro dos parâmetros recomendados pelas normas internacionais. Com base nos resultados obtidos com as FOMs aplicadas em mamas grandes de 7,5 cm, 8,5 cm e 10 cm de espessura foi concluído para as mamas de 8,5 cm e 10 cm de espessura, é recomendável utilizar a otimização obtida pelas FOMs trabalhadas.

Palavras-chave: Otimização. FOM. IQF_{inv}. Imagem processada. Mamografia digital.

Optimization in digital mammography with variation in breast thickness and glandularity

Abstract

Digital mammography is now one of the primary tools for early detection of breast cancer. Current protocols for this type of radiological examination use optimized parameters for the most common values of breast thickness and glandularity. The main objective of this investigation is to conduct an optimization study in digital mammography, considering different values of breast thickness and glandularity. Two open questions in the literature are investigated. The first concerns the direct application of the IQF_{inv} metric to the processed image. The second is related to the possibility of using the experimental quantity Kerma in air instead of average glandular dose (DGM) as part of the Figure of Merit (FOM) used. The study was validated using ACR, TORMAM, and CIRS standard phantoms. Values of dose and metrics such as CNR, SDNR, and SNR obtained from images generated with optimized parameters were compared against those from automatic AEC parameters (T_0, T_1, T_2, and T_3) that define the dose. Comparison of the standard FOM calculated based on IQF_{inv} and DGM with the new proposed simplified FOM_2 based on IQF_{inv} and Kerma showed that for the large thicknesses studied, optimization results in equivalent parameters, thus it can be used. It was confirmed that the *raw* and processed image quality in terms of IQF_{inv} metric are statistically equivalent, indicating that image processing does not significantly alter information crucial for medical diagnosis. The study with large breasts showed that image quality values (IQF_{inv}) obtained from parameters optimized by FOM were equivalent to those obtained by the equipment's AEC system. However, the absorbed MGD dose increased, but within the parameters recommended by international standards. Based on the results obtained with FOMs applied to breasts of 7.5 cm, 8.5 cm, and 10 cm thicknesses, it was concluded that only for breasts of 8.5 cm and 10 cm thickness, it is recommended to use the optimization obtained by the worked FOMs.

Keywords: Optimization. FOM. IQF_{inv}. Image processed. Digital mammogram.

Lista de figuras

Figura 1 – Estimativa de novos casos de câncer de mama em mulheres, no mundo, em 2022 . . . 1
Figura 2 – Esquema morfológico da mama. . . . 8
Figura 3 – Gráfico da variação dos coeficientes de atenuação linear com a energia do fóton, para os três tipos de tecidos da mama . . . 9
Figura 4 – Mamógrafo com os principais componentes. . . . 10
Figura 5 – Orientação do cátodo e ânodo e direção do tudo de raios X. . . . 11
Figura 6 – Comparação de espectros de energia de raios X em mamografia. . . . 12
Figura 7 – Tipos de grade antiespalhamento utilizados na mamografia. . . . 14
Figura 8 – Esquema de captura indireta no sistema DR. . . . 15
Figura 9 – Esquema de captura direta no sistema DR. . . . 16
Figura 10 – Esquema de imagem digital de mama, uma matriz de pixels e matriz com os valores correspondente de cada pixel. . . . 17
Figura 11 – Comparação dos diferentes formatos de imagem digital de mama obtidas na projeção crânio-caudal. . . . 18
Figura 12 – Comparação do teste de pares de linhas na resolução espacial. . . . 19
Figura 13 – Representação de sinais no detector e gráfico do MTF . . . 20
Figura 14 – Representação da formação da imagem no detector. . . . 21
Figura 15 – Representação do ruído numa imagem. . . . 22
Figura 16 – Influência da textura do ruído no sinal da imagem. . . . 23
Figura 17 – Representação da ROI na imagem para obter as medidas de sinal e ruído para o cálculo do CNR. . . . 24
Figura 18 – Representação das ROIs na imagem para obter as medidas para o cálculo da métrica do SDNR. . . . 25
Figura 19 – Representação da ROI na imagem para obter as medidas para o cálculo da métrica do SNR. . . . 26
Figura 20 – Esquema geral da metodologia. . . . 27
Figura 21 – Metodologia da primeira etapa de aquisição de imagem. . . . 28
Figura 22 – Metodologia da segunda etapa do cálculo de grandezas para qualidade de imagem. . . . 29
Figura 23 – Metodologia da terceira etapa da definição das Figuras de Mérito $FOMs$. . . . 29
Figura 24 – Metodologia da quarta etapa da otimização dos parâmetros físicos. . . . 30
Figura 25 – Metodologia da quinta etapa para os testes de validação. . . . 30
Figura 26 – Mamógrafo digital Selenia. . . . 32
Figura 27 – Modelo de mama utilizado por Dance (1900,2000). . . . 35

Figura 28 – Arranjo experimental para medir o $K_{a,i}$. 39
Figura 29 – Arranjo experimental para obter as medidas para calcular o HVL. . . 40
Figura 30 – Phantom ACR. 41
Figura 31 – Phantom TORMAM. 42
Figura 32 – Phantom CIRS. 43
Figura 33 – CDMAM. 45
Figura 34 – Posicionamento do CDMAM. 46
Figura 35 – Curvas contraste - detalhe obtidos utilizando o software CDMAM V.1.2. 48
Figura 36 – $Software$ CDMAM V.1.2. 48
Figura 37 – Imagem do ACR feita no modo AEC com alvo/filtro de Mo/Rh, tensão de 28 kV_p e 84 mAs. 53
Figura 38 – Flutuação do CNR ao longo do período da investigação. 54
Figura 39 – Flutuação do SNR ao longo do período da investigação. 54
Figura 40 – Gráfico do IQF_{inv} em função do kV_p 58
Figura 41 – Gráfico da MGD em função do kV_p. 62
Figura 42 – Gráficos da FOM_1 em função do kV_p. 65
Figura 43 – Gráficos da FOM_2 em função do kV_p. 67
Figura 44 – Gráficos da IQF_{inv} *versus* mAs em imagens processadas. 70
Figura 45 – Gráficos da FOM_1 em função do mAs para espessura de mama de 7,5 cm. 73
Figura 46 – Gráficos da FOM_1 em função do mAs para espessura de mama de 8,5 cm. 74
Figura 47 – Gráficos da FOM_1 em função do mAs para espessura de mama de 10 cm. 75
Figura 48 – Gráficos da nova FOM_2 em função do mAs. 77
Figura 49 – Comparação do CNR entre os parâmetros AEC das quatro tabelas da Hologic (T_0, T_1, T_2, T_3) e os parâmetros otimizados para diferentes phantoms utilizados para espessura de 7,5 cm. 86
Figura 50 – Comparação do CNR entre os parâmetros AEC das quatro tabelas da Hologic (T_0, T_1, T_2, T_3) e os parâmetros otimizados para diferentes phantoms utilizados para espessura de 8,5 cm. 87
Figura 51 – Comparação do CNR entre os parâmetros AEC das quatro tabelas da Hologic (T_0, T_1, T_2, T_3) e os parâmetros otimizados para diferentes phantoms utilizados para espessura de 10 cm. 87
Figura 52 – Comparação do SDNR entre os parâmetros AEC das quatro tabelas da Hologic (T_0, T_1, T_2, T_3) e os parâmetros otimizados para diferentes phantoms utilizados para espessura de 7,5 cm. 88

Figura 53 – Comparação do SDNR entre os parâmetros AEC das quatro tabelas da Hologic (T_0, T_1, T_2, T_3) e os parâmetros otimizados para diferentes phantoms utilizados para espessura de 8,5 cm. 89
Figura 54 – Comparação do SDNR entre os parâmetros AEC das quatro tabelas da Hologic (T_0, T_1, T_2, T_3) e os parâmetros otimizados para diferentes phantoms utilizados para espessura de 10 cm. 89
Figura 55 – Comparação do SNR entre os parâmetros AEC das quatro tabelas da Hologic (T_0, T_1, T_2, T_3) e os parâmetros otimizados para diferentes phantoms utilizados para espessura de 7,5 cm. 90
Figura 56 – Comparação do SNR entre os parâmetros AEC das quatro tabelas da Hologic (T_0, T_1, T_2, T_3) e os parâmetros otimizados para diferentes phantoms utilizados para espessura de 8,5 cm. 91
Figura 57 – Comparação do SNR entre os parâmetros AEC das quatro tabelas da Hologic (T_0, T_1, T_2, T_3) e os parâmetros otimizados para diferentes phantoms utilizados para espessura de 10 cm. 91
Figura 58 – Estudo do CIRS 100
Figura 59 – Dados de densidade e volume do CIRS 100
Figura 60 – Dados das placas de PMMA - BR12A 101

Lista de tabelas

Tabela 1 – Valores de densidade e coeficiente de atenuação dos tecidos e estruturas da mama. 9
Tabela 2 – Definições das Tabelas do mamógrafo digital Selenia 31
Tabela 3 – Identificação das projeções no mamógrafo digital Selenia 33
Tabela 4 – Modos de exposição do mamógrafo Selenia. 33
Tabela 5 – Fator-g (mGy/mGy) para mamas com espessura de 7-10 cm a HVL de 0,45 mmAl. 36
Tabela 6 – Valor do fator-s para cada combinação de alvo/filtro e suas incertezas 37
Tabela 7 – Coeficientes da equação polinomial para calcular a glandularidade da mama de acordo com a faixa etária. 38
Tabela 8 – Fator-c (mGy/mGy) para mamas com espessura de 7-10 cm a HVL de 0,45 mmAl em diferentes glandularidades. 38
Tabela 9 – Composição do phantom CIRS para diferentes espessuras. 44
Tabela 10 – Parâmetros físicos testados 55
Tabela 11 – Valores obtidos do IQF_{inv} para as imagens raw e processada 57
Tabela 12 – Medidas obtidas do $Kerma$ para diferentes espessuras de mama . . 59
Tabela 13 – Valores obtidos do HVL para diferentes espessuras de mama 60
Tabela 14 – Valores de MGD para mama com 7,5 cm de espessura e diferentes glandularidades 61
Tabela 15 – Valores de MGD para mama com 8,5 cm de espessura e diferentes glandularidades 61
Tabela 16 – Valores de MGD para mama com 10 cm de espessura e diferentes glandularidades 61
Tabela 17 – Variação da FOM_1 calculada com MGD em função da tensão para 7,5 cm 63
Tabela 18 – Variação da FOM_1 calculada com MGD em função da tensão para 8,5 cm 64
Tabela 19 – Variação da FOM_1 calculada com MGD em função da tensão para 10 cm 64
Tabela 20 – Valores da FOM_2 em função do kV_p para as espessuras de mama de 7,5 cm, 8,5 cm e 10 cm. 66
Tabela 21 – Valores de kV_{p1} e kV_{p2} ótimos para as espessuras de mama de 7,5 cm, 8,5 cm e 10 cm. 68
Tabela 22 – Dados do IQF_{inv} em função do mAs. 69
Tabela 23 – Valores de MGD para mama com 7,5 cm de espessura e diferentes glandularidades 71

Tabela 24 – Valores de MGD para mama com 8,5 cm de espessura e diferentes glandularidades 71
Tabela 25 – Valores de MGD para mama com 10 cm de espessura e diferentes glandularidades 71
Tabela 26 – Valores de FOM_1 para mama com 7,5 cm de espessura e diferentes glandularidades 72
Tabela 27 – Valores de FOM_1 para mama com 8,5 cm de espessura e diferentes glandularidades 72
Tabela 28 – Valores de FOM_1 para mama com 10 cm de espessura e diferentes glandularidades 72
Tabela 29 – Valores de FOM_2 para mamas com 7,5 cm, 8,5 cm e 10 cm de espessura 76
Tabela 30 – Comparação dos parâmetros físicos no modo AEC e otimizados aplicando as propostas de FOM_1 e FOM_2 para as três espessuras de mama 7,5 cm, 8,5 cm e 10 cm. 78
Tabela 31 – Comparação dos resultados das propostas de FOM_1 e FOM_2 no modo AEC e otimizados para as três espessuras de mama 7,5 cm, 8,5 cm e 10 cm. 78
Tabela 32 – Parâmetros automáticos (AEC) e otimizado para os phantoms ACR e TORMAM de 7,5 cm e 50% de glandularidade. 80
Tabela 33 – Parâmetros automáticos (AEC) e otimizado para os phantoms ACR e TORMAM de 8,5 cm e 50% de glandularidade. 81
Tabela 34 – Parâmetros automáticos (AEC) e otimizado para os phantoms ACR e TORMAM de 10 cm e 50% de glandularidade. 82
Tabela 35 – Parâmetros automáticos (AEC) e otimizado para o phantom CIRS de 7,5 cm com diferentes glandularidades. 83
Tabela 36 – Parâmetros automáticos (AEC) e otimizado para o phantom CIRS de 8,5 cm com diferentes glandularidades. 84
Tabela 37 – Parâmetros automáticos (AEC) e otimizado para o phantom CIRS de 10 cm com diferentes glandularidades. 85

Lista de abreviaturas e siglas

ACR	*American College Radiology* – Colégio Americano de Radiologia
AEC	*Automatic Exposure Control* – Controle de Exposição Automática
A/F	Alvo/Filtro
a-Si	Silício amorfo
a-Se	Selênio amorfo
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
Be	Berílio
CPqCTR	Centro de Pesquisas em Ciências e Tecnologias das Radiações
CNR	*Contrast to Noise Ratio* – Razão Contraste Ruído
CDMAM	*Contrast Detail Mammography* – Mamografia com Contraste de Detalhe
CIRS	*Computerized Imaging Reference Systems, Inc.*
CsI	Iodeto de Césio
DCEX	Departamento de Ciências Exatas
DICOM	*Digital Imaging in Communications in Medicine* – Imagem Digital em Comunicações em Medicina
FOM	*Figure of Merit* – Figura de Mérito
HVL	*Half - Value Layer* – Camada Semi - Redutora
HTC	*High Transmission Cellular Grid* – Grade Celular de Alta Transmissão
IAEA	*International Atomic Energy Agency*
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
IQF_{inv}	*inverted Image Quality Factor* – Fator de Qualidade de Imagem Invertida
Kerma	*Kinetic Energy Released per unit Mass* – Energia Cinética Liberada por Unidade de Massa
kV_p	Kilovoltagem pico

LCI	Laboratório de Calibração de Instrumentos
LRAD	Laboratório de Radiologia
MGD	*Mean Glandular Dose* – Dose Glandular Média
Mo	Molibdênio
MTF	*Modulation Transfer Function*
mAs	Miliampére por segundo
MVP	*Mean Value Pixel* – Valor Médio de Pixel
PROFISICA	Programa de Pós-Graduação em FÍSICA
PMMA	*Poly methyl methacrylate* – Poli metil metacrilato
Rh	Ródio
ROI	*Region of Interest* – Região de Interesse
SNR	*Signal to Noise Ratio* – Razão Sinal Ruído
SDNR	*Signal Diference to Noise Ratio* – Razão de Diferença de Sinal Ruído
TORMAM	*TOR MAM Mammography phantom* – *Phantom* de mamografia TOR-MAM
TFT	*Thin Film Transistor*
UESC	Universidade Estadual de Santa Cruz
W	Tungstênio

Sumário

1 – Introdução **1**
1.1 Contextualização e Motivação 3
1.2 Estado da Arte 3
1.3 Objetivos 6
1.3.1 Objetivos gerais 6
1.3.2 Objetivos específicos 6

2 – Fundamentação Teórica **8**
2.1 Morfologia da mama 8
2.2 Equipamento de raios X para mamografia 10
2.3 Sistema de Radiografia DR 15
2.3.1 Captura Indireta 15
2.3.2 Captura Direta 16
2.4 Imagem Digital 16
2.4.1 Formação da imagem digital 16
2.5 Qualidade da imagem 18
2.5.1 Resolução Espacial 18
2.5.2 Função de Transferência de Modulação MTF 19
2.5.3 Contraste 20
2.5.4 Ruído 22
2.5.5 Espectro de Potência de Ruído - *Noise Power Spectrum* (NPS) . . . 22
2.5.6 Razão Contraste Ruído 23
2.5.7 Diferença de Sinal Ruído 24
2.5.8 Razão Sinal Ruído 25

3 – Metodologia **27**
3.1 Esquema Metodológico 27
3.2 Caracterização do equipamento 31
3.3 Dose Glandular Média. Método do Dance 33
3.4 Procedimentos experimentais 38
3.4.1 Medição do Kerma ($K_{a,i}$) 38
3.4.2 Camada Semi - Redutora - CSR 39
3.4.3 Objetos Simuladores de mama 41
3.4.3.1 *American College Radiology* - ACR 41
3.4.3.2 *TORMAM Mammography Phantom* - $TORMAM$ 42
3.4.3.3 *Computerized Imaging Reference Sysytem* - $CIRS$ 43

3.5 Qualidade de Imagem 44
3.5.1 *Contrast Detail Mammograph - CDMAM* 44
3.5.2 *Inverted Image Quality Factor - IQF_{inv}* 46
3.6 Figura de Mérito - FOM 49
3.7 Obtenção dos Parâmetros Físicos ótimos e Validação das propostas de otimização 50
3.8 Incerteza das medidas 51

4 – Resultados e Discussão 53
4.1 Primeira etapa 53
4.1.1 Aquisição de imagem 55
4.2 Segunda etapa 56
4.2.1 Cálculo do IQF_{inv} 56
4.2.2 Medições do $Kerma$ $(K_{a,i})$ 59
4.2.3 Cálculo do HVL e dose 59
4.2.4 Cálculo da MGD 60
4.3 Terceira etapa 63
4.3.1 Otimização do kV_p 63
4.4 Quarta etapa 68
4.4.1 Otimização do mAs 68
4.5 Quinta etapa 79
4.5.1 Teste de Avaliação da Imagem Otimizada 79

5 – Conclusões 93

Referências 94

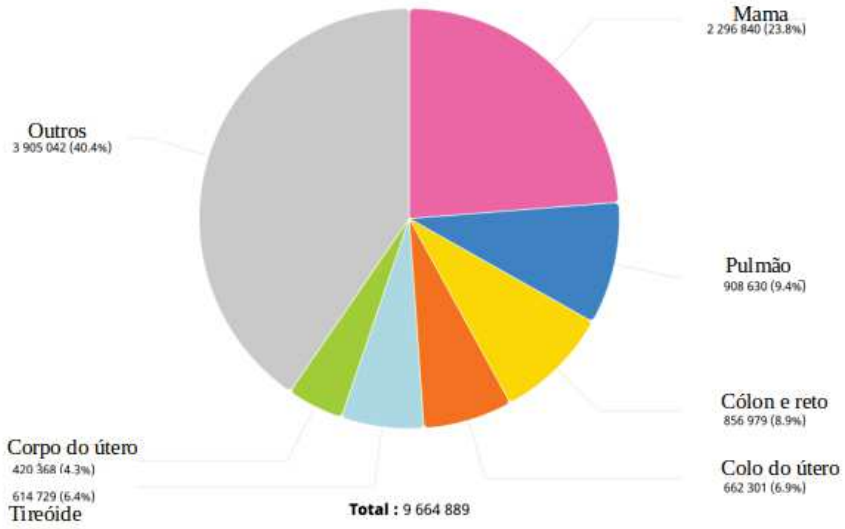
Apêndices 99

APÊNDICE A – Parâmetros físicos dos phantoms CIRS 100

1 Introdução

A prevenção, a detecção e o tratamento do Câncer de Mama são hoje um grande objetivo para a melhoria da saúde da mulher. Segundo a base de dados mais recente do *World Health Organization* (CANCER, 2022), o câncer de mama é o tipo de câncer mais incidente em mulheres no mundo, seguido pelo câncer de pulmão, como apresentado na Figura 1. O câncer de mama, em mulheres, corresponde a um quarto do total de novos casos, enquanto que nos homens, o câncer de mama é raro e representa a ±1 % da taxa de incidência total de novos casos. (INCA, 2023).

Figura 1 – Estimativa de novos casos de câncer de mama em mulheres, no mundo, em 2022



Fonte: Cancer, 2022

A mudança na qualidade de vida da população feminina contribui para o desenvolvimento da doença, como fatores que incluem idade (acima de 50 anos), fatores reprodutivos, hormonais, dietéticos e metabólicos, radioterapia prévia no tórax, displasia mamária ou neoplasia prévia (FICO et al., 2023), além da familiaridade e hereditariedade associadas a 80% e 90% dos casos diagnosticados. O câncer de mama foi o que causou o maior número de mortes por câncer em mulheres e é também o de maior incidência (ORGANIZATION, 2023). No Brasil, a taxa de mortalidade de mulheres por câncer de mama acompanha os dados globais (INCA, 2023) sendo o câncer de maior incidência, correspondendo para o triênio de 2023 a 2025, a taxa de novos casos anual de 30.1% (73 mil) do total de tipos de câncer relatados. Portanto, o câncer de mama é um problema de saúde pública.

O exame de mamografia é recomendado tanto para o rastreamento do câncer de mama como também nos procedimentos de exame clínico. Isso se deve ao fato de que este tipo de imagem apresenta características físicas suficientes para indicar a possível presença da doença antes deste ser diagnosticado no exame clínico. No Brasil, o Ministério da Saúde preconiza que o rastreamento pode acontecer por demanda espontânea ou organizada. Porém, para que este rastreamento seja confiável e eficaz, recomenda-se que sejam implementados rigorosos Programas de Garantia de Qualidade e desta forma controlar tanto a qualidade de imagem quanto a dose de radiação fornecida à paciente (ANVISA, 2022).

O avanço tecnológico proporcionou o aprimoramento do exame mamográfico, bem como, a necessidade de pesquisas nos processos de garantia de controle de qualidade. Os processos de otimização, considerando-se as doses, passaram a ter um papel fundamental tornando-se necessário atuar no desenvolvimento de metodologias de otimização da dose de radiação em relação à qualidade da imagem mamográfica, de acordo com novos conceitos e parâmetros de avaliação, que reduza a dose de radiação praticada nos exames de mamografia digital e que mantenha ou até melhore a qualidade da imagem diagnóstica.

Em termos gerais, um sistema de obtenção de imagem é projetado para apresentar uma imagem médica que contenha um sinal que um observador tenta reconhecer e localizar um achado significativo em um fundo de ruído. Um dos problemas em aberto na literatura atual na área da mamografia se refere que a maioria das Figuras de Mérito (FOM) propostas na otimização da imagem diagnóstica em mamografia, utilizam as imagens *raw* (brutas) (IAEA, 2011), (BORG; KONSTANTINIDIS, 2017), (PERRY et al., 2006). Assim, neste processo, na prática atual se assume, sem comprovação direta, que os parâmetros otimizados obtidos a partir de imagens *raw* sejam aplicáveis também para as imagens processadas, o qual tem sido questionado por Bektemur et al. (2018).

As propostas de FOM utilizadas neste trabalho consideram o fator do *inverted Image Quality Factor* (IQF_{inv}) como parâmetro de qualidade de imagem através do limiar de visibilidade de pequenas estruturas em menor contraste e obtida nas imagens processadas, estas originadas a partir de técnicas de ajuste de imagem, uma vez que o diagnóstico médico é realizado analisando as imagens processadas. Nesta pesquisa, será estudado um novo conjunto de parâmetros otimizados para o exame mamográfico em diferentes espessuras de mama classificadas como mamas grandes quando comprimidas, visto ausência de trabalhos aplicados, bem como, os protocolos da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) e da *International Atomic Energy Agency* (IAEA) não aplicar testes de controle de imagem e dose em mamas com grandes espessuras e com diversas composições de glandularidades. Dessa maneira, a utilização do IQF_{inv} em imagens processadas obtidas em mamas grandes poderá representar

um avanço na otimização na área da mamografia, visto que até o momento não houve estudos que abordassem tal proposta.

1.1 Contextualização e Motivação

A intuição e a análise humana desempenham uma importante função na compreensão da percepção visual em uma imagem. A transição para a radiologia digital proporcionou novas oportunidades para melhorar a qualidade da imagem, possibilitada pela maior eficiência quântica de detecção e recursos de pós-processamento de novos sistemas de imagem e aplicativos avançados que possibilitam a aquisição rápida de imagens digitais (SAMEI et al., 2005). Tais imagens são subjetivamente avaliadas dentro do programa de controle de qualidade, de modo que o sistema de imagem e os parâmetros de visualização do observador sejam equivalentes. Assim, como fatores importantes no controle de qualidade de imagens médicas, é avaliar as métricas de Resolução Espacial, Contraste e Ruído, uma vez que tais fatores não são independentes e influenciam na qualidade da imagem.

A mamografia é o exame específico para identificar estruturas presentes na mama onde é possível obter imagens que podem detectar sinais radiológicos do câncer de mama, como a densidade de massa, microcalcificações, assimetria entre as mamas e distorções arquitetônicas dos padrões de tecido (IAEA, 2011). Esses fatores podem ser analisados com maior segurança quando a qualidade da imagem é garantida. Porém, os desafios atuais que a mamografia apresenta é obter uma maior visibilidade de microestruturas em baixo contraste. Para isso, tem-se implementado testes de controle de qualidade de imagens, utilizando diferentes métricas que medem quantitativamente valores de contraste e ruído para controlar a qualidade das imagens digitais, garantindo melhor diagnóstico na prática clínica.

1.2 Estado da Arte

A mama é composta por tecidos muscular, glandular e adiposo. A variada composição e densidade nos tecidos adiposo e glandular produzem contrastes singulares representados como escuro e claro na imagem mamográfica. Ter um programa de controle de qualidade eficaz é necessário para garantir maior proteção radiológica e qualidade de imagem. De maneira confiável, a dose de raios X deve ser tão baixa quanto razoavelmente possível, ao mesmo tempo que é compatível com os requisitos de qualidade de imagem (IAEA, 2011).

Na prática, a *Mean Glandular Dose* (MGD) não é medida diretamente, para isso, a dose é calculada pelo produto do *Kinetic Energy for released per unit of mass* $(Kerma)$

no ar com fatores de conversão. Inicialmente, Hammerstein et al. (1979) estabeleceram valores de fator de conversão de acordo com a composição elementar da mama com 50% de glandularidade, qualidade do feixe e espessura, uma vez que o estudo abordou indicadores de dose de risco para mamas médias. Em seguida, Dance (1990) e Dance et al. (2000), estabeleceram que a MGD é calculada utilizando fatores de conversão obtidos por simulação Monte Carlo. A princípio, os fatores simulados sugeridos por Dance consideram como parâmetros a composição de mama de 50% e o *Half - Value Layer* (HVL). Sendo mais tarde, estendida para diferentes composições de mama onde as glandularidades são tabuladas para mulheres nas faixas etárias 40-49 e 50-64 anos, e espessuras variando de 2-11 cm, quando utilizado uma fórmula matemática, além da combinação do alvo/filtro. Tais fatores foram adotados pelo programa de controle de qualidade (IAEA, 2011) e vigente até então, uma vez que a MGD é aplicada para radiação eletromagnética.

O $Kerma$ é uma energia transferida na superfície da mama e utilizado como método para calcular a MGD. Assiamah et al. (2005) avaliaram a magnitude da dose absorvida pela mama a partir de feixes de raios X. No estudo valores médios de dose glandular (DMG) foram obtidos utilizando a tensão entre 25 a 32 kV_p e cargas de tubos, usando medidas diretas do $Kerma$ na superfície de um simulador de mama com espessuras de 20, 30, 40, 50 and 60 mm PMMA e também a partir de medidas espectrais adquiridas com um detector de estado sólido. Como resultado observou-se que as duas técnicas para obter a MGD podem ser adaptadas, de forma que, o método de medição do Kerma no ar pode ser tão exato como o método dos dados espectrais medidos. Dado que o $Kerma$ é equivalente a dose absorvida pelo órgão quando em baixa energia. Dessa maneira, Tanabe e Araki (2021) estimaram a dose superficial em tempo real nos raios X, estimando a relação entre o $Kerma$ no ar e a dose na superfície, os autores concluem que é possível estimar a dose a partir da relação com o $Kerma$ independente da qualidade do feixe, considerando a incerteza de mais de 10% na estimativa da dose superficial. Com isso, os estudos de otimização em mamografia tem considerado o valor da dose sendo calculada através do $Kerma$ e fatores de conversão para ser relacionada com uma métrica de qualidade de imagem.

De acordo com Perry et al. (2006), a qualidade da imagem deve ser avaliada em termos de contraste do limiar de visibilidade. Para isso, deve-se garantir medidas que forneçam melhor imagem de modo a obter um maior contraste entre o objeto e o plano de fundo da imagem. O contraste é obtido pela diferença dos coeficientes de atenuação dos tecidos, na qual o espectro dos raios X depende das medidas do kV_p e da combinação de alvo/filtro. No estudo sobre a otimização em mamografia digital Borg et al. (2012), afirmaram que as métricas *Signal to Noise Ratio* (SNR) e *Contrast to Noise Ratio* (CNR) tem sido muito utilizadas para a avaliação do desempenho do sistema mamográfico como também da qualidade de imagem. O autor afirma que parâmetros como o CNR

correspondem a um limiar e dependem do sistema do equipamento. Além disso, o autor propõe o uso de uma Figura de Mérito (FOM) como ferramenta em mamografia digital, onde a imagem é avaliada quantitativamente, em termos de qualidade de imagem e dose do paciente. As imagens digitais podem ser manipuladas para qualquer nível de contraste desejado, por isso, Samei et al. (2005) analisaram a intensidade do sinal nos objetos e fundo da imagem com o ruído, os autores definiram e utilizaram para avaliar a imagem digital a métrica *Signal Difference to Noise Ratio* (SDNR). Como técnica de otimização em mamografia digital, o autor relacionou SDNR quadrado pela unidade de exposição e avaliou o resultado do SDNR em imagens obtidas com as combinações de alvo/filtro de W/Rh e Mo/Mo, concluiu que o aumento do SDNR ocorre para o alvo/filtro de W/Rh.

Associado a definição do contraste, o fator *inverted Image Quality Factor* (IQF_{inv}) é relacionado a métrica do contraste - detalhe e estabelecido também como protocolo para avaliar a imagem digital em mamografia. A sua aplicação representa o limite de visibilidade das menores estruturas com menor contraste (KARSSEMEIJER; THIJSSEN, 1996) de modo que a imagem será melhor se obtiver o maior valor do IQF_{inv}, uma vez que menores estruturas foram visualizadas. Os autores Fausto et al. (2017), Rojas et al. (2017) e Villarreal et al. (2022) utilizaram o fator IQF_{inv} para avaliar a qualidade da imagem aplicando-a na proposta de otimização em imagem *raw*. Em Fausto et al. (2017), a proposta de otimização foi aplicada em mamas com espessuras de 3,5 cm, 5,5 cm e 7,0 cm e com 50% de glandularidade, onde obteve melhores parâmetros de imagem na mama com menor espessura. Rojas et al. (2017), aplicaram a metodologia da FOM, utilizando o IQF_{inv} em mamas com 4,5 cm e 7,5 cm e 50% de glandularidade, como resultado, obteve uma redução na dose de radiação com a qualidade de imagem melhor ou equivalente comparado com o sistema automático. Em seguida, Villarreal et al. (2022) aplicaram o estudo de otimização com o uso da FOM, fixando a espessura de mama em 6 cm e variando a glandularidade da mama em 20%, 30% e 50%, conseguindo reduzir a dose em 50% e mantendo a qualidade de imagem.

Bektemur et al. (2018) compararam os valores obtidos do IQF_{inv} em imagens de mamografia *raw* e processada em três diferentes sistemas automáticos de mamógrafos, resultando na diferença de valores de 1,34%, 5,6% e 6,7% nos resultados obtidos. Outros autores Znca et al. (2009) compararam o estudo da curva do contraste - detalhe nas imagens digitais do CDMAM nos formatos *raw* e processadas, utilizando a combinação de alvo/filtro de W/Rh (Tungstênio/Ródio) e, analisou se existe uma diferença entre a curva do contraste-detalhe nos dois tipos de imagem quando aplicada na proposta de otimização. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre imagens *raw* e processadas, fica em aberto o estudo utilizando outras combinações de alvo/filtro. O estudo recente de Kretz et al. (2019) também compararam as curvas do contraste - detalhe obtidas com o uso do objeto de teste CDMAM *Contrast Detail*

Mammography com o modelo alternativo onde considerou-se a área da curva ROC, como resultado, a nova proposta apresentou semelhante precisão utilizando um menor conjunto de imagens. Assim, a métrica do contraste tem sido amplamente utilizada nos estudos para melhorar a visualização de menores estruturas sendo também para avaliar o sistema em mamografia digital.

Na prática clínica, não há um protocolo para otimização de imagem mamográfica utilizando menor dose para mamas grandes, de modo que tem-se realizado imagens em condições específicas definido pelo sistema automático otimizado pelo fabricante considerando somente as mamas pequenas e médias. Além disso, na literatura não foram reportados estudos aplicando as $FOMs$ em mamas grandes e com diferentes glandularidades, uma vez que tais mamas são desafiadoras e não são consideradas nos protocolos de testes de controle de qualidade de imagem em mamografia digital (PERRY et al., 2006), (IAEA, 2011) e (IAEA, 2023). Isso contribui para que as imagens feitas de mamas grandes não sejam boas, sendo necessário refazer o exame o que implica maior exposição a dose.

Assim, verificamos na literatura científica vários problemas em aberto que são de interesse direto desse trabalho: i) A FOM trabalhada considerando o IQF_{inv} ao quadrado dividido pela dose pode ser eficiente em imagens processadas? ii) Quais são as regularidades dos parâmetros otimizados de mamografia digital para mamas grandes? iii) E será viável a utilização de uma FOM que no lugar da MGD utilize diretamente o $Kerma$? Dessa maneira, esse estudo visa implementar uma proposta de otimização prática para que seja implementada pelo fabricante de mamógrafo digital na otimização do equipamento abrangendo as mamas grandes com diferentes glandularidades.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivos gerais

Estudar a otimização da mamografia digital utilizando duas FOMs aplicadas em imagens processadas de mamas grandes variando-se a glandularidade.

1.3.2 Objetivos específicos

1. Validar o uso da imagem processada para a otimização em mamografia digital.
2. Testar uma nova proposta de otimização em mamografia digital.
3. Comparar os parâmetros físicos otimizados nas duas FOMs em diferentes espessuras de mama grandes e glandularidades.

4. Comparar a qualidade das imagens processadas, obtidas com os parâmetros físicos otimizados, com as imagens obtidas no modo AEC utilizando as métricas de qualidade CNR, SDNR e SNR.

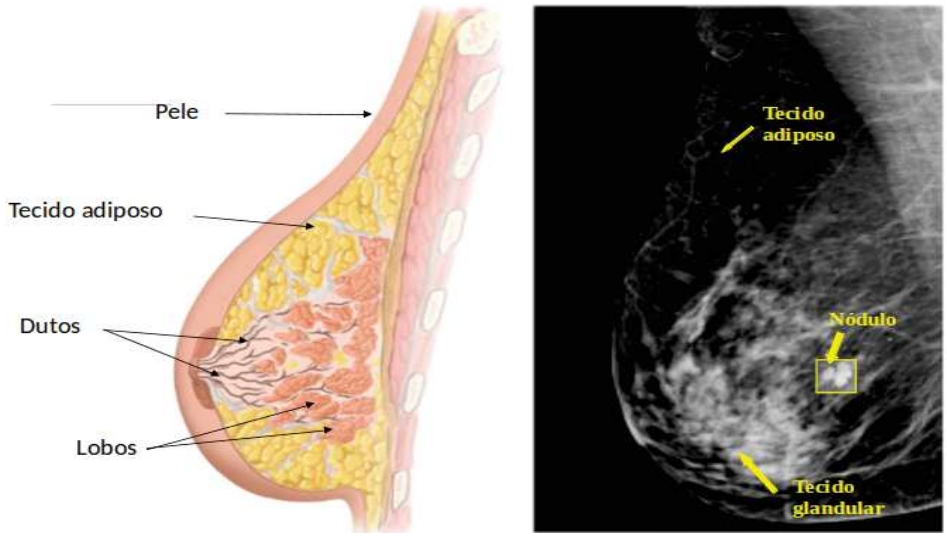
2 Fundamentação Teórica

2.1 Morfologia da mama

A mama é um órgão constituído por diferentes proporções de tecidos epitelial (pele), glandular, muscular e adiposo. A densidade e composição da mama variam conforme a idade da paciente e condição hormonal, sendo classificadas como mamas glandular, friboadiposa ou adiposa. A classificação é obtida considerando a maior composição do tecido presente, de modo geral, mulheres com idades até 30 anos apresentam mamas com maior quantidade de tecido glandular em relação ao tecido adiposo, pacientes com idades entre 30 a 50 anos, geralmente possuem mamas classificadas como fibroadiposas, ou seja, possuem mais tecido adiposo em relação ao tecido glandular. Já pacientes com idades acima de 50 anos, apresentam mamas com maior composição de tecido adiposo, uma vez que após o período reprodutivo há atrofiamento do tecido glandular convertendo-se em tecido adiposo.

A mama feminina apresenta um tecido glandular desenvolvido composto por regiões de lobos, onde há produção do leite materno e canais de ductos por onde transportam o leite até a região do mamilo, como apresentado na Figura 2a.

Figura 2 – Esquema morfológico da mama.



(a) Anatomia da mama. (b) Imagem radiográfica da mama.

Fonte: Jesinger, 2014

Os tecidos da mama apresentam composições e densidades diferentes refletindo na absorção e no espalhamento dos fótons de raios X, como visto na Figura 2b, na imagem as regiões mais brancas interagiram mais com a radiação ao contrário das

regiões escuras. Na Tabela 1 mostram-se os valores das densidades dos tecidos e das estruturas encontradas na mama.

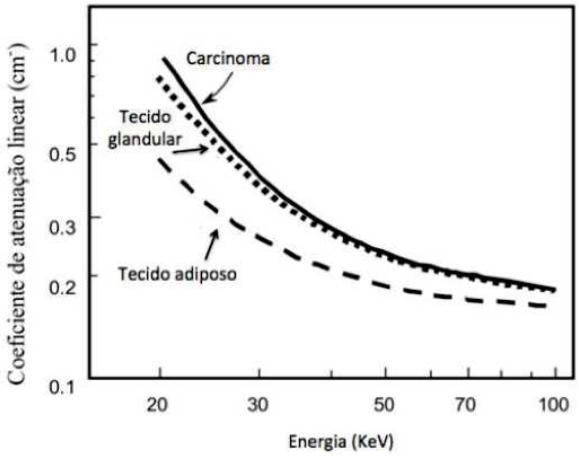
Tabela 1 – Valores de densidade e coeficiente de atenuação dos tecidos e estruturas da mama.

Tipo de tecido	Densidade (g/cm^3)	Coeficiente de atenuação em 20 keV (cm^{-1})
Adiposo	0,95	0,45
Glandular	1,02	0,80
Carcinoma	1,04	0,85
Pele	1,09	0,80
Calcificação	2,2	12,5

Fonte: MS, 2014

Observa-se que as densidades possuem valores semelhantes próximo a 1 g/cm^3, sendo o tecido adiposo menos denso. Além disso, a tabela mostra que há diferenças entre os coeficientes de atenuação linear, isto ocorre devido à densidade e ao número atômico que compõe o tecido, ou seja, a composição química dos tecidos e estruturas sólidas indicam a resposta deles à radiação, de modo que os elementos de alto número atômico (Z), absorvem melhor o feixe de raios X em relação aos de baixo (MS, 2014), no caso da mama as calcificações. O coeficiente de atenuação representa a interação dos fótons com a espessura dos tecidos da mama, de modo que no mamograma cada valor de coeficiente de atenuação indica um tom diferente de cinza na imagem. De acordo com a Tabela 1 os tecidos glandular, pele e o carcinoma (tumor de mama) apresentam valores semelhantes do coeficiente de atenuação, de modo que um baixo contraste é gerado na interação da radiação com eles na formação da imagem mamográfica.

Figura 3 – Gráfico da variação dos coeficientes de atenuação linear com a energia do fóton, para os três tipos de tecidos da mama



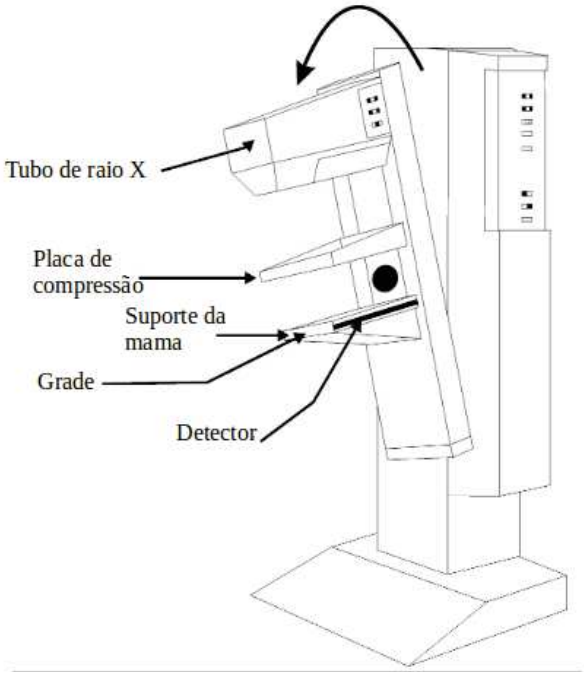
Fonte: IAEA, 2014

Na Figura 3 pode-se observar uma redução no valor do coeficiente com um aumento de energia, isso resulta numa redução da dose de radiação para formar a imagem como também menor contraste (IAEA, 2014). Além disso, observa-se que nas faixas até 20 KeV há maior diferenciação entre os valores do coeficiente de atenuação entre o Carcinoma e o tecido glandular, entre 20 KeV e 35 KeV, que corresponde ao espectro de energia utilizado no exame de mamografia, os coeficientes de atenuação se aproximam cada vez mais. A partir de 40 KeV as curvas dos coeficientes lineares de atenuação dos raios X nas células tumorais (Carcinoma) e tecido glandular se sobrepõem dificultando a diferenciação de resposta deles à radiação. A visualização das estruturas da mama é importante para definir o equipamento de raios X utilizado na mamografia.

2.2 Equipamento de raios X para mamografia

A mamografia é o exame que utiliza a técnica de raios X mais eficaz para a detecção precoce de microestruturas que podem ser um indicativo do câncer de mama. O mamógrafo de maneira simples é composto por um tubo de raios X, filtros adicionais, compressor de mama, grade antiespalhamento e sistema receptor de imagem (Detector), como mostra a Figura 4.

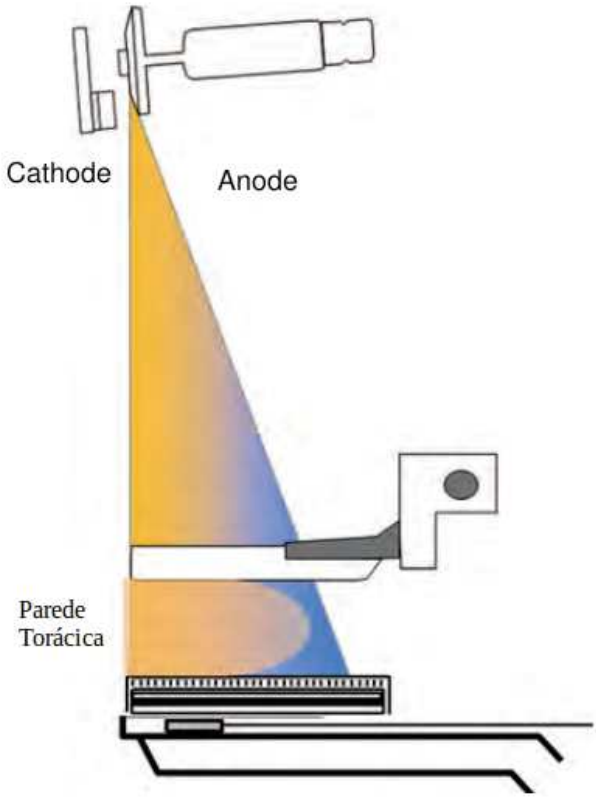
Figura 4 – Mamógrafo com os principais componentes.



Fonte: IAEA, 2014

O tubo de raios X é composto por um cátodo, onde se encontra o filamento de Tungstênio, este possui elevado ponto de fusão por onde saem os elétrons, e o ânodo, que é o alvo e pode ser formado por Molibdênio (Mo) sendo o mais comum, como também pode ser composto por Ródio (Rh) ou Tungstênio (W). Os elétrons são liberados pelo filamento quando aquecido e acelerados, devido a uma aplicação de diferença de potencial (kV) formando uma corrente (mAs) e se chocam no ânodo onde os raios X são produzidos. Para alcançar a área de cobertura do campo na mamografia, o tudo de raios X deve ser posicionado de modo inclinado com valor de angulação em torno de 22° para cobrir a área de campo de 24 x30 cm (BUSHBERG et al., 2012), isso permite uma melhor distribuição do feixe de radiação, uma vez que, com a compressão se mantém uniforme a espessura da mama em qualquer ponto, como observado na Figura 5

Figura 5 – Orientação do cátodo e ânodo e direção do tudo de raios X.



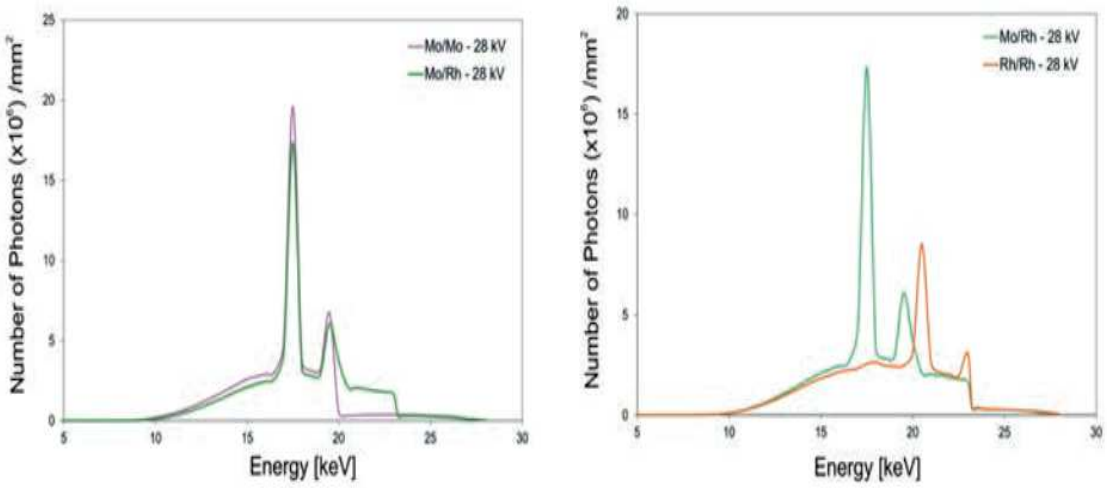
Fonte: Bushberg, 2012

O feixe de raios X é produzido em maior quantidade na direção do cátodo e por isso o seu posicionamento é paralelo a região mais espessa da mama (parede torácica). A região do alvo onde são produzidos os raios X é chamado de ponto focal e o seu tamanho influencia na resolução da imagem capaz de detectar microcalcificações. Os mamógrafos atuais possuem tamanho de ponto focal de 0,3 mm para foco grosso e 0,10 mm para foco fino.

O mamógrafo utiliza tubo de raios X com diferentes combinações de ânodo

(alvo) e filtro, quando comparado com o sistema de raios X convencional, uma vez que tem como objetivo produzir feixe de baixa energia. Contudo, o feixe deve ter energia suficiente para penetrar mamas com diferentes densidades e espessuras, visto que cada paciente apresenta diferentes composições e tamanhos de mama. A janela do tubo de raios X possui um filtro de Berílio (Z=4) e sua espessura é de 0,8 mm, absorvendo fótons de menor energia. Os filtros adicionais que resultam em diversas combinações de alvo e filtro melhoram a distribuição de energia de saída do feixe na mamografia, removendo os elétrons de energia mais baixa e mantendo o feixe com a energia desejada. Atualmente, algumas combinações de alvo filtro mais comuns são Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh e W/Al. Na mamografia digital, a combinação Mo/Mo possui energia e comprimento de onda discreto e a dose de radiação no paciente é menor comparado com as outras combinações, além de ser a combinação mais utilizada na prática clínica. Na radiografia geral, tenta-se definir um espectro que forneça um compromisso adequado entre a dose de radiação e a qualidade de imagem. Dessa maneira, na mamografia, a forma do espectro de energia é definido pela tensão do tubo de raios X, a escolha do material para o alvo e o filtro. Os espectros de energia de Molibdênio (Mo) são adequados para gerar imagens de mamas pequenas e médias e, para mamas classificadas como grandes (acima de 7 cm mama comprimida) e densas é desejável um espectro de energia mais alta, utilizando filtros com maior número atômico em relação ao Molibdênio, por exemplo, o uso do filtro de Ródio (Rh), que possui maior capacidade de atenuação deixando passar do feixe os fótons de raios X com maior capacidade de penetração. A Figura 6 apresenta comparação de espectros de energias obtidos em diferentes combinações de alvo filtro.

Figura 6 – Comparação de espectros de energia de raios X em mamografia.



(a) Espectro de raios X para Mo/Mo e Mo/Rh. (b) Espectro de raios X para Mo/Rh e Rh/Rh.

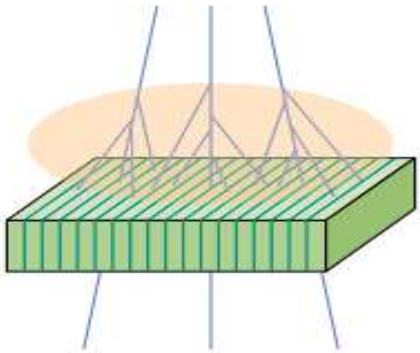
Fonte: IAEA, 2014

Na Figura 6a, o espectro resultante com o filtro de Rh é semelhante ao do Mo, uma vez que o número atômico do Rh (Z=45) é próximo ao do Mo (Z=42). Observa-se porém, com a utilização do filtro de Rh, há uma pequena redução do número de fótons em baixas energias. Em torno de 23 keV, há uma borda de absorção que proporciona forte atenuação para os raios X, além disso, a combinação Mo/Rh com kV ligeiramente aumentado, fornece um espectro com maior penetração em comparação com a combinação Mo/Mo. Melhorias adicionais no desempenho da imagem podem ser obtidas ajustando a energia usando outros materiais para o alvo em combinação com filtros apropriados, a Figura 6b é um exemplo do uso de um tubo de raios X com o alvo e filtro de Rh.

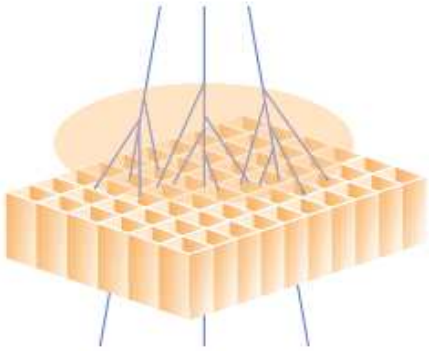
Além das particularidades no tubo do raios X, como a combinação de alvo filtro e ponto focal, a resolução do sistema de imagem deve ser a maior possível para visualizar os detalhes na imagem mamográfica, com isso, um sistema de compressão precisa estar alinhado com o tubo de raios X. A placa de compressão é composta de Poli metil metacrilato (PMMA) com baixo número atômico para evitar interação por onde passa o feixe de raios X e, o seu uso tem como principais objetivos (a) fixar a mama reduzindo o borramento na imagem devido ao movimento, (b) reduzir a dose de radiação devido a redução na espessura da mama e (c) separar as estruturas sobrepostas facilitando a avaliação da imagem (MS, 2014). A força de compressão aplicada varia de acordo com a espessura de mama que para mamas grandes, são aplicados valores entre 160 - 170 N.

Outro componente importante na mamografia é a grade antiespalhamento, na qual tem como finalidade reduzir as radiações primária e espalhada, transmitidos pela mama. A radiação primária transfere informações sobre as propriedades dos coeficientes de atenuação da mama e fornece o máximo contraste no detector. A radiação espalhada é uma distribuição adicional da radiação na imagem, que varia de forma gradual e que degrada o contraste do objeto aumentando o ruído (BUSHBERG et al., 2012). Geralmente, o tipo de grade utilizada é linear, com linhas paralelas, mas também existe a grade celular de alta transmissão *High Transmission Cellular Grid (HTC)* ou grade de espalhamento cruzada em 2D que esta projetada para aumentar a absorção da radiação de espalhamento com linhas paralelas cruzadas, como pode ser observado na Figura 7.

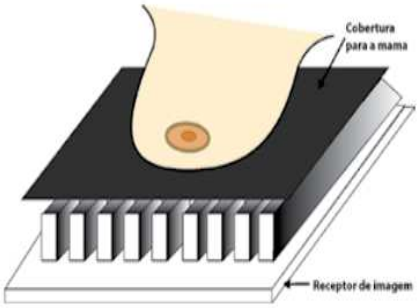
Figura 7 – Tipos de grade antiespalhamento utilizados na mamografia.



(a) Grade antiespalhamento linear.



(b) Grade antiespalhamento cruzada em 2D.



(c) Grade antiespalhamento cruzada em 2D.

Fonte: Bushberg, 2012; MS, 2014

A grade antiespalhamento está localizada entre o suporte da mama e o receptor de imagem (detector), Figura7c. As grades em mamografia transmitem cerca de 60% a 70% dos raios X primários e absorvem de 75% a 85% da radiação espalhada (BUSHBERG et al., 2012), de modo que a grade contribui para o aumento da dose absorvida no paciente, sendo o seu uso justificado pela melhora na qualidade da imagem, bem como, reduz o espalhamento do feixe que causa borramento na imagem.

O contraste que qualifica a imagem, nos equipamentos digitais está associada na redução do nível de ruído. Dessa maneira, existe a necessidade em controlar a quantidade de radiação que atinge o receptor de imagem com o objetivo de reduzir a dose de radiação, bem como, obter uma melhor qualidade de imagem. Nesse sentido, na década de 1980, alguns fabricantes de mamógrafos implementaram nos equipamentos o sistema automático de exposição *Automatic Exposure Control* (AEC) (HOGG et al., 2015) com o objetivo de desempenhar um papel fundamental na mamografia, em compensar as variações na densidade do tecido e da espessura da mama, selecionando os melhores parâmetros físicos (Alvo/Filtro, tensão e corrente) para a exposição. Dessa maneira,

durante o exame mamográfico, o sistema AEC se ajusta na área central da mama, ou seja, na região mais densa para receber um valor de dose necessária para formar a imagem, sendo a exposição interrompida quando atingido o valor de dose, evitando uma maior exposição do paciente à radiação. Nos mamógrafos digitais, o sistema AEC é realizado pelos próprios detectores que formam a imagem digital, enquanto que, nos equipamentos analógicos, o AEC é um sensor de radiação separado.

2.3 Sistema de Radiografia DR

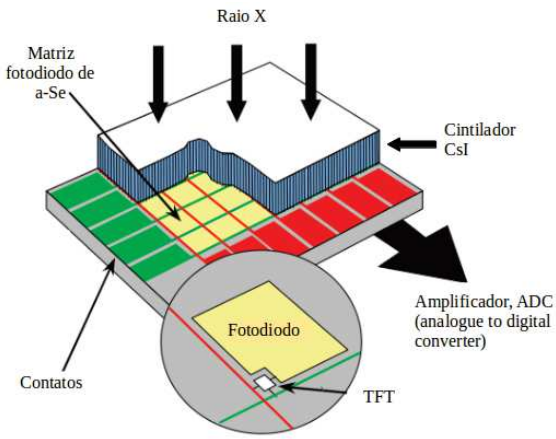
Os sistemas de mamografias digitais utilizam detectores do tipo *Digital Radiography* DR que capturam os raios X e transformam em carga elétrica, sendo a imagem formada visualizada em computador que possui alta resolução. A vantagem desse sistema é possibilitar manipular as imagens para melhorar a visualização, utilizando recursos de imagem como o *zoom*, variação de contraste e brilho.

O sistema DR pode ser classificado de duas formas, de acordo com a forma em que os raios X são transformados em energia elétrica. Assim, existem dois tipos de detectores, os de captura indireta e os de captura direta, explicados a seguir.

2.3.1 Captura Indireta

Os detetores indiretos de mamografia usam um processo de duas etapas para a detecção de raios X. De modo que na primeira etapa, um cintilador de Iodeto de Césio (CsI) absorve o feixe de raios X produzindo uma cintilação luminosa. Em seguida, a luz é captada por fotodiodos feitos de Selênio amorfo (a-Se) que convertem a luz em carga elétrica, que por sua vez, a carga é captada por um transistor de filme fino ou *thin film transistor (TFT)*, que irá ampliar e gerar o sinal elétrico, como mostra a Figura 8.

Figura 8 – Esquema de captura indireta no sistema DR.

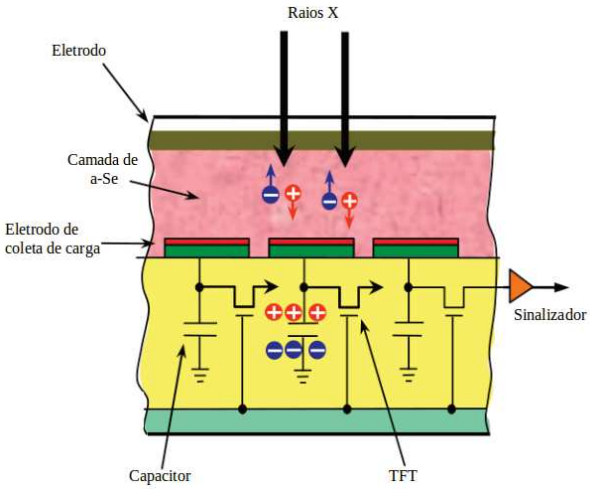


Fonte: IAEA, 2011

2.3.2 Captura Direta

No sistema de captura direta, os fótons de raios X são convertidos diretamente em carga elétrica, essa interação ocorre numa placa fotocondutor de amorfo Selênio (a-Se). Um campo elétrico é gerado através das placas colocadas acima e abaixo do fotocondutor para coletar os pares elétron-buraco para atrair os elétrons liberados na absorção dos raios X. A Figura 9 mostra o esquema de captura direta.

Figura 9 – Esquema de captura direta no sistema DR.



Fonte: IAEA, 2011

Esse sistema possui um detector de tela plana que utiliza uma matriz de TFT, onde acumula a energia dos elétrons armazenada nos capacitores. Em seguida, a carga armazenada é lida linha por linha e elemento por elemento e, em seguida, amplificada e convertendo em sinal digital para processamento e visualização. Cada sinal ativado representa um elemento na imagem.

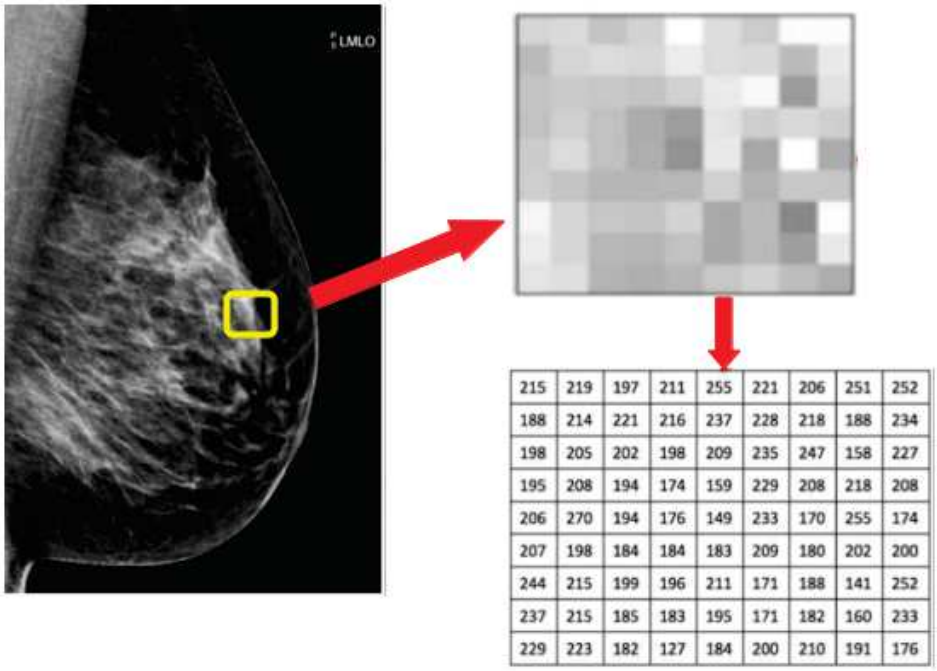
2.4 Imagem Digital

2.4.1 Formação da imagem digital

Cada sinal ativado no detector DR forma uma matriz bidimensional, que é convertida em imagem digital. Dessa maneira, a matriz corresponde um conjunto de pontos definidos por um par coordenado onde cada ponto representa um tom de cinza na imagem digital, assim os elementos que compõem a matriz caracterizam um *pixel*. O *pixel* é o elemento de imagem e o seu tamanho qualifica a imagem, ou seja, quanto mais pixels na imagem, mais informação ela terá (GONZALEZ; WOODS, 2010). Dessa maneira, a resolução da imagem é determinada pela quantidade de tons de cinza que são representados. Assim, numa codificação de 8 *bits*, a quantidade total de tons de

cinza varia numa escala de 0 a 255, sendo o 0 tom preto e 255 o branco (SILVA et al., 2019). A Figura 10 mostra como uma imagem mamográfica digital é formada a partir de uma codificação de *bits* onde cada pixels quantifica um tom na escala de cinza.

Figura 10 – Esquema de imagem digital de mama, uma matriz de pixels e matriz com os valores correspondente de cada pixel.

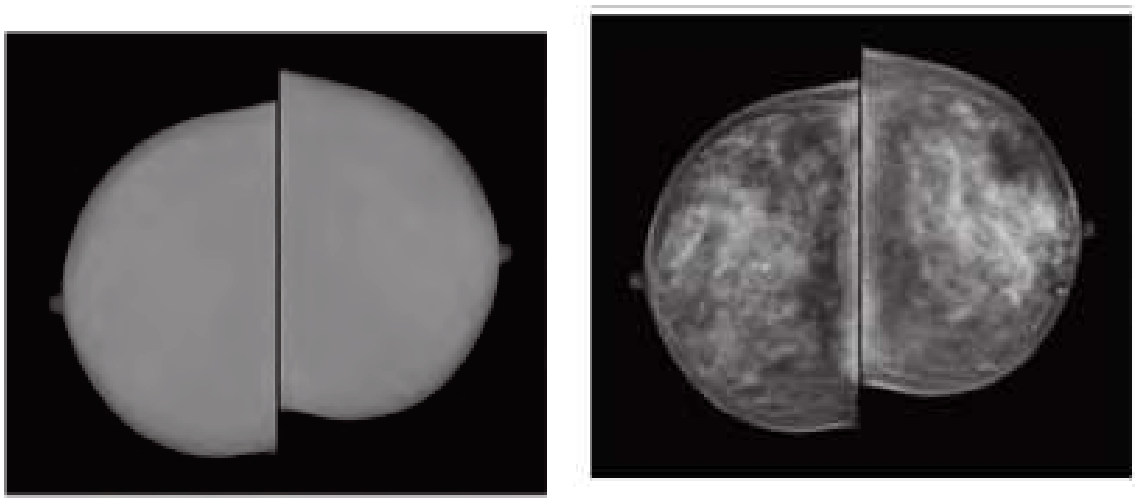


Fonte: Adaptado pela autora

Uma abordagem importante nos processos de aquisição e processamento de imagens de mamografia digitais são a opção de escolher entre a imagem *raw* (bruta) ou a imagem processada adquiridas do DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), sendo este um modelo padrão de informações técnicas sobre a imagem.

A imagem *raw* corresponde a primeira imagem formada, ou seja, a imagem que não foi submetida a nenhum processamento digital, sendo obtida diretamente pela atenuação dos feixes de raios X. Apresenta menor contraste, bem como, maior área de captura, além de que o alcance da radiação por ser amplo dificulta a distinção entre os tecidos e estruturas na imagem, tornando-se difícil para o olho humano identificar regiões com diferentes contraste para interpretação na imagem mamográfica. A partir da aquisição da imagem *raw* é possível obter a sua imagem equivalente, a processada ou *for presentation*, que é a imagem para "ser apresentada"ao médico. Esta é a imagem final, utilizada no diagnóstico clínico e adquirida após aplicação de alguma técnica de processamento digital que ajusta ou evidencia a área de interesse.

Figura 11 – Comparação dos diferentes formatos de imagem digital de mama obtidas na projeção crânio-caudal.



(a) Imagem digital no formato *raw* (b) Imagem digital no formato processada

Fonte: Bushberg, 2012

A qualidade da imagem *raw*, Figura 11a, depende do tipo de detector utilizado na aquisição da imagem, geralmente, esse formato apresenta uma resolução de contraste de 14 *bits* por pixel, enquanto que a sua equivalente processada tem resolução de 12 *bits*, Figura 11b. O protocolo europeu, Perry et al. (2006), recomenda que os testes de qualidade em imagens, bem como, a avaliação do limiar de detectabilidade do detalhe-contraste sejam aplicados em imagens *raw*, uma vez que técnicas de processamento de imagens podem introduzir artefatos na imagem processada (BORG et al., 2014). Entretanto, para alguns sistemas mamográficos a imagem *raw* é inacessível e, nesse caso o protocolo europeu sugere que a metodologia de análise do limiar de detectabilidade seja aplicada em imagens processadas, dado que se os algoritmos do processamento não sofrerem atualização, então, a qualidade de imagem é mantida.

2.5 Qualidade da imagem

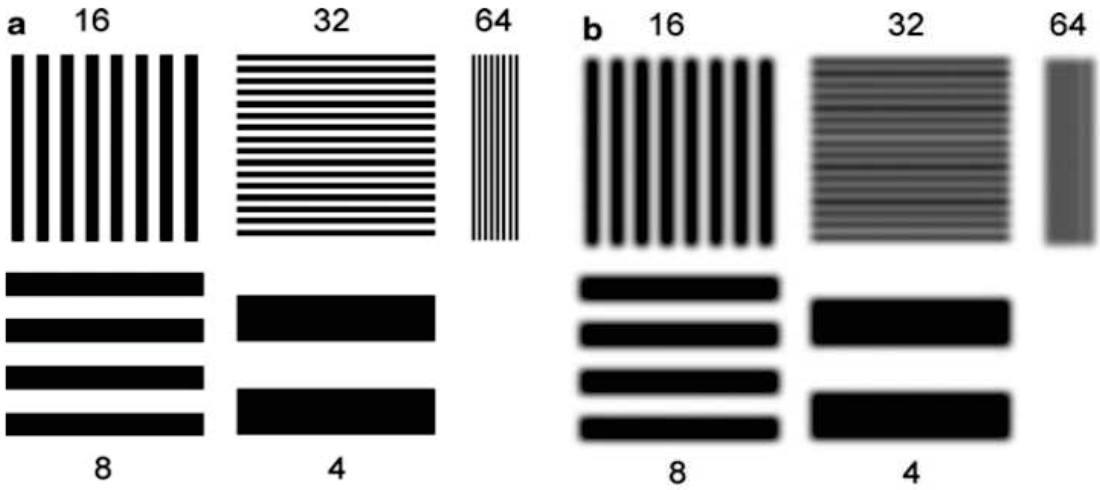
Uma boa imagem está associada a capacidade de percepção do observador humano em visualizar e identificar as informações contidas nela. Alguns conceitos básicos como Resolução espacial, Contraste e Ruído são envolvidos como parâmetros na avaliação da qualidade de imagem.

2.5.1 Resolução Espacial

Um dos parâmetros que determinam a qualidade da imagem é a resolução espacial do sistema. Ela descreve o nível de detalhe que pode ser visto. Em imagens

de raios X simples, é comum testar e medir a resolução espacial de um sistema em termos de pares de linha por milímetro (ou centímetro) (BOURNE, 2010). Para o teste utiliza-se um objeto de teste que compreende uma série de linhas paralelas brancas e pretas, organizadas alternadamente e em alto contraste, como observado na Figura 12a.

Figura 12 – Comparação do teste de pares de linhas na resolução espacial.



(a) Análise da resolução espacial em sistema perfeito.

(b) Análise da resolução espacial em sistema imperfeito.

Fonte: Bourne, 2010

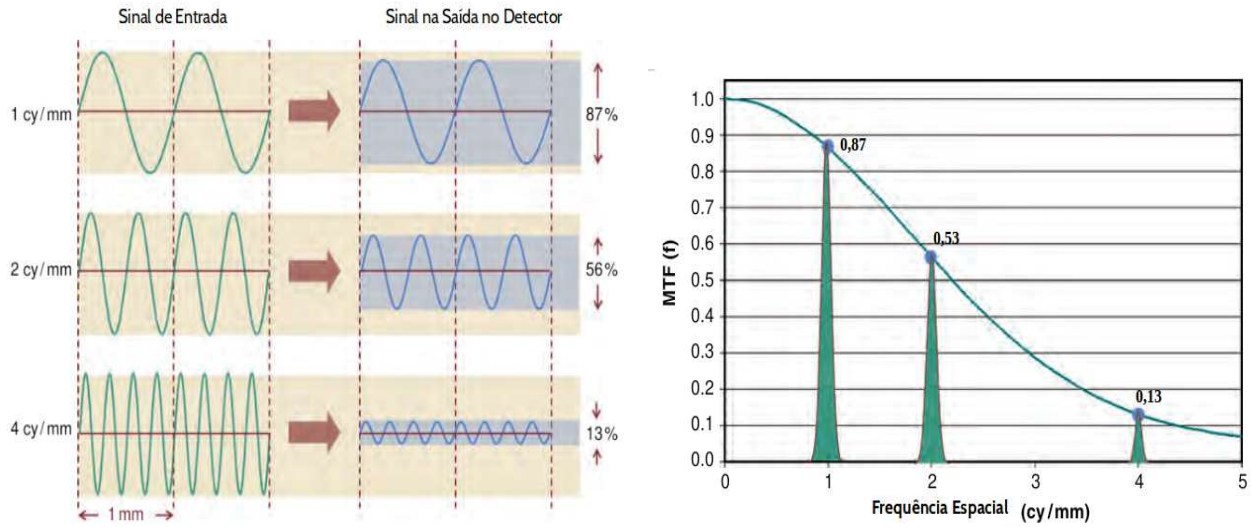
Quando o objeto de teste é visualizado em um sistema imperfeito, a imagem formada apresenta os pares de linha desfocados, com perda de detalhes de borda e contraste, de modo que as linhas se tornam indistintas, conforme apresenta a Figura 12b. Em sistemas digitais, a resolução espacial é limitada pelo tamanho do elemento (pixel) na imagem e esta estabelece um limite de resolução devido a baixa capacidade de distinguir estruturas em baixo contraste. Contudo, é verdade que não se pode resolver um objeto que seja menor que o tamanho do pixel, bem como, é possível detectar um objeto de alto contraste e menor que o tamanho do pixel se a amplitude do sinal for grande o suficiente para afetar o valor na escala de tons de cinza (BUSHBERG et al., 2012). Além disso, imagens com pixels pequenos fornecem um alto potencial de resolução espacial, mas, outros fatores afetam a resolução espacial, não sendo o pixel um fator limitante.

2.5.2 Função de Transferência de Modulação MTF

Para descrever quantitativamente a resolução espacial, utiliza-se a Função de Transferência de Modulação, em inglês *Modulation Transfer Function* (MTF). O MTF relaciona as variações de contraste do sinal obtido nas imagens com os pares de linha por unidade de distância. De acordo com IAEA (2011), na mamografia digital, o principal

fator físico relacionado ao sistema que afeta a resolução espacial é o desfoque de sinal no detector e a integração de sinal sobre a área para formar uma única leitura. Para isso, calcula-se o MTF a partir da propagação do sinal na imagem de alto contraste. Dessa maneira, pode compreender melhor na Figura 13a onde são apresentados, no lado esquerdo, três ondas senoidais com o seu respectivo valor de frequência espacial variando de 1 a 4 cy/mm e, a direita o sinal medido no detector que corresponde a amplitude (altura da onda senoidal) variando nos valores de 87%, 56% e 13%. Observa-se que a amplitude é reduzida em maior frequência espacial devido a perdas de resolução no sistema de imagem.

Figura 13 – Representação de sinais no detector e gráfico do MTF



(a) Ondas senoidais do sinal de entrada (esquerda) e ondas senoidais do sinal medido no detector (direita).

(b) Gráfico do MTF (sinal medido) em função da frequência espacial.

Fonte: Bushberg, 2012

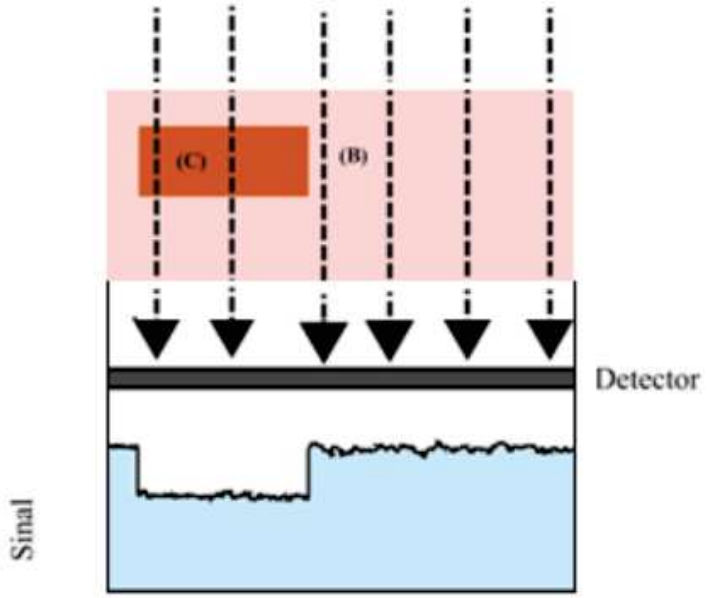
A amplitude de saída do sinal em função da frequência é plotado conforme apresentado na Figura 13b. Assim, a MTF corresponde ao gráfico que relaciona o sinal de saída no detector, que gera o contraste, pela frequência espacial, sendo, portanto, o MTF apresenta a redução do contraste do objeto no sistema de imagem em função do seu tamanho (BUSHBERG et al., 2012).

2.5.3 Contraste

O contraste corresponde a diferença das densidades radiográficas entre regiões adjacentes. De forma que é gerado pelas diferenças do coeficiente de atenuação dos raios X pelos tecidos irradiados. O contraste é afetado por vários parâmetros (tensão no tubo de raios X, combinação alvo/filtro) e a capacidade do sistema de converter

diferentes densidades dos tecidos do paciente em informação na imagem é definido como resolução de contraste.

Figura 14 – Representação da formação da imagem no detector.



Fonte: Massera, 2018

O contraste numa imagem pode ser resultado tanto das características do material do objeto quanto das propriedades físicas do detector. O contraste no detector está associado à habilidade do receptor de imagem em converter o sinal que incide sobre ele em imagem, uma vez que o feixe não possa ser medido na realidade até atingir um detetor, portanto, o conceito de contraste do objeto envolve a interação fundamental entre o feixe de raios X e o objeto. Assim, a Figura 14, o feixe de fótons monoenergéticos em paralelo incide com intensidade (I) tanto numa estrutura anômala, dado em (C), como na região de tecido sadio (B). Assim, o contraste é definido utilizando a Equação (1).

$$CNR = \frac{|I_C - I_B|}{I_B} \tag{1}$$

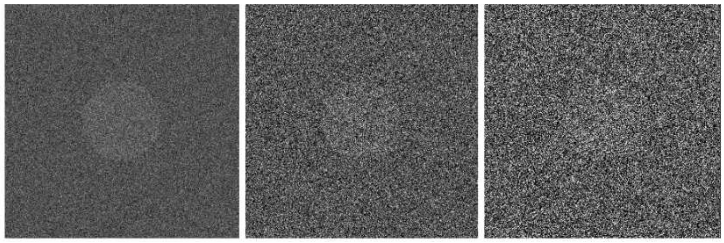
onde:
I_C e I_B: Correspondem a intensidade do feixe que incide no detector como nível de sinal nas regiões C e B.

Desta forma, como o contraste é variável, torna-se mais significativo em imagens digitais para representar a qualidade de imagem.

2.5.4 Ruído

O ruído em uma imagem radiográfica corresponde à incerteza com que o sinal é registrado, onde se sobrepõe à informação. Nas imagens radiográficas, afeta diretamente a resolução de contraste Figura15.

Figura 15 – Representação do ruído numa imagem.



Fonte: IAEA, 2014

Uma imagem gravada com poucos fótons de raios X geralmente tem um alto grau de incerteza e é muito ruidosa, enquanto que muitos fótons tornam a imagem mais precisa. Porém, muitos fótons podem estar associados com altas doses de radiação. Em imagens digitais, o ruído pode ser quantificado de forma simples em termos do desvio padrão, σ^2, do sinal na imagem.

2.5.5 Espectro de Potência de Ruído - *Noise Power Spectrum* (NPS)

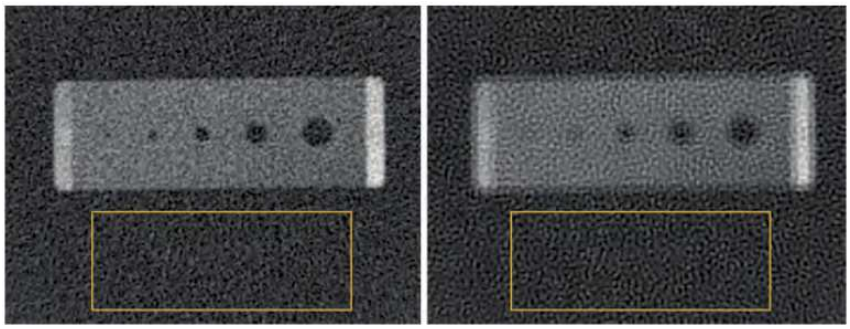
Um dos problemas de quantificar o ruído utilizando a variância σ^2 do sinal na imagem é o fato dela não quantificar a distribuição espacial do ruído, Figura 16, onde as imagens possuem mesma variância, mas diferente percepção de ruído. As características espaciais ou temporais das flutuações de ruído podem ser descritas pelo Espectro de Potência de Ruído (NPS), o qual pode ser expresso pela Equação 2.

$$NPS(f_x, f_y) = \left| \int_x \int_y \left[I(x,y) - \bar{I} \right] e^{-2\Pi i(xf_x + yf_y)} d_x d_y \right|^2 \tag{2}$$

onde:
f_x e f_y: Correspondem às frequências nas dimensões x e y.
$\bar{I}$: É o sinal médio na imagem I(x,y).

O MTS fornece uma medida aceitável e dependente de como um sistema de imagem opera para uma determinada frequência espacial em um sinal de entrada, o NPS produz uma medida informativa e dependente de frequência de como o sistema de imagem funciona com a entrada de ruído.

Figura 16 – Influência da textura do ruído no sinal da imagem.



Fonte: Bushberg, 2012

O NPS é essencialmente um desdobramento dependente da frequência da variância e, de fato, a integral do NPS em todas as frequências é igual a variância σ^2, expressada pela Equação 3.

$$\sigma^2 = \int_{f_x} \int_{f_y} NPS(f_x, f_y) df_x df_y \tag{3}$$

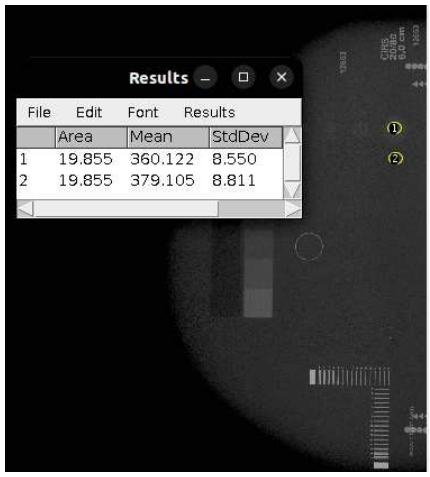
O espectro de potência de ruído é uma ferramenta analítica utilizada por cientistas de imagem, mas geralmente não é usada na radiologia clínica. É uma medida importante quando se considera o design de novos sistemas de imagem e na avaliação abrangente de sistemas de imagem de pesquisa.

2.5.6 Razão Contraste Ruído

A razão contraste ruído, do inglês *Contrast to Noise Ratio* (CNR) é uma métrica muito utilizada que descreve a qualidade de imagem a partir da ativação do sinal de uma estrutura em relação ao ruído do plano de fundo da imagem.

Como o contraste é variável no sistema digital, torna-se mais significativo representar a qualidade de imagem em CNR. Para isso, o CNR é calculado utilizando os dados referentes á média do sinal (pixel) e o ruído de fundo ambos delimitados numa região de interesse (ROI), conforme representa a Figura 17, onde a ROI_1 delimita o objeto e a ROI_2 o fundo da imagem em uma região sem estruturas.

Figura 17 – Representação da ROI na imagem para obter as medidas de sinal e ruído para o cálculo do CNR.



Fonte: *Autora*

O valor médio do sinal ou pixel (MVP) corresponde a medida dada em inglês *mean*, enquanto que o ruído é o *StdDev*. Quantitativamente, o CNR é definido pela Equação (4):

$$CNR = \frac{|MVP_{Obj.} - MVP_{Fundo}|}{\sigma_{Fundo}} \tag{4}$$

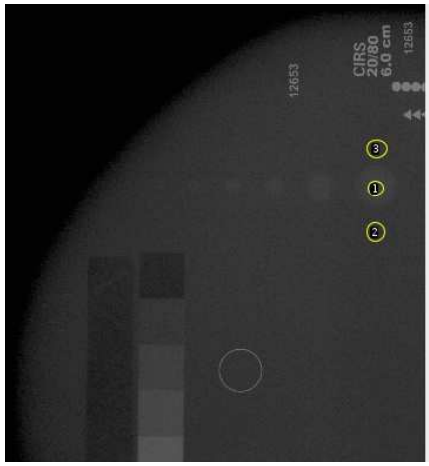
onde:
$MVP_{Obj.}$: corresponde ao valor médio de sinal (pixel) no objeto delimitado numa área.
MVP_{Fundo}: corresponde ao valor médio de sinal (pixel) delimitado numa área no plano de fundo da imagem sem estruturas.
σ_{Fundo}: é o ruído no plano de fundo da imagem.

O uso do CNR implica em otimizar a tensão (kV) de uma imagem em estudo para aumentar o contraste, mantendo um nível de dose de radiação.

2.5.7 Diferença de Sinal Ruído

A Diferença de Sinal Ruído ou do inglês *Signal Difference to Noise Ratio* (SDNR), é uma métrica que avalia a qualidade de imagem relacionando o contraste com o ruído do plano de fundo da imagem. O estudo de Monin et al. (2019), generalizam o uso da SDNR para mostrar melhora na precisão de objetos pequenos, não uniformes ou com aprimoramento de borda. Dessa maneira, muitos autores consideram o SDNR equivalente ao CNR. Entretanto, tais métricas em mamografia digital são diferentes, uma vez que a aquisição das medidas médias de sinal diferem em cada métrica.

Figura 18 – Representação das ROIs na imagem para obter as medidas para o cálculo da métrica do SDNR.



Fonte: *Autora*

A abordagem do SDNR requer análise das ROIs sendo estas posicionadas uma dentro do objeto (ROI_1) e as outras em regiões do plano de fundo da imagem (ROI_2 e ROI_3), como ilustrado na Figura 18. Assim, a detecção do objeto é feita considerando o sinal e um plano uniforme de ruído de fundo obtido através da média dos valores do sinal e ruído nas ROI_2 e ROI_3, uma vez que o ruído difere em cada região da imagem.

O cálculo da métrica do SDNR difere entre as diferentes diretrizes para o controle de qualidade de imagem EUREF e IAEA (NAGAMI et al., 2016). A Equação (5) corresponde ao cálculo proposto para obter o SDNR.

$$SDNR = \frac{\left|MVP_{Obj.} - MV\bar{P}_{Fundo}\right|}{\sigma_{\bar{Fundo}}} \tag{5}$$

onde:
$MVP_{Obj.}$: corresponde ao valor médio de sinal delimitado numa ROI no objeto.
$MV\bar{P}_{Fundo}$: corresponde ao valor médio de sinal delimitado em diferentes ROIs no plano de fundo da imagem sem estruturas.
$\sigma_{\bar{Fundo}}$: é o valor médio do ruído delimitado em diferentes ROIs no plano de fundo da imagem sem estruturas.

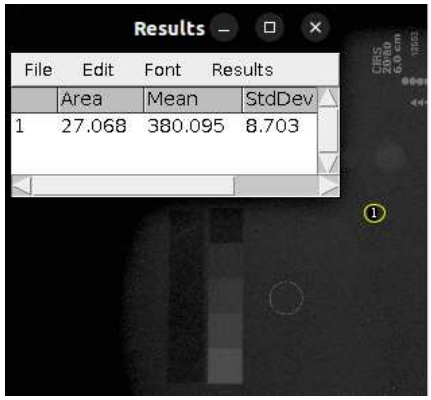
O uso da formulação do SDNR é proposta como uma alternativa proposta pelos protocolos de controle de imagem para avaliar a qualidade da imagem digital.

2.5.8 Razão Sinal Ruído

A Razão Sinal Ruído ou *Signal to Noise Ratio* (SNR) é uma grandeza útil para caracterizar o desempenho do detector quanto ao sinal e ao ruído, ou seja, relaciona o

maior sinal em relação ao ruído. Diferente das métricas CNR e SDNR, o SNR independe do sinal do objeto, sendo o seu cálculo feito considerando somente o sinal e ruído delimitado por uma ROI no plano de fundo da imagem, como ilustra a Figura 19.

Figura 19 – Representação da ROI na imagem para obter as medidas para o cálculo da métrica do SNR.



Fonte: *Autora*

Para estimar o SNR, o valor médio do sinal, delimitado numa região da imagem é dividido pelo valor do ruído. A Equação (6) representa o cálculo para obter o SNR.

$$SNR = \frac{MVP_{Fundo}}{\sigma_{Fundo}} \tag{6}$$

onde:
$MV\bar{P}_{Fundo}$: corresponde ao valor médio de sinal delimitado no plano de fundo da imagem sem estruturas.
$\sigma_{F\bar{u}ndo}$: é o valor do ruído delimitado no plano de fundo da imagem sem estruturas.

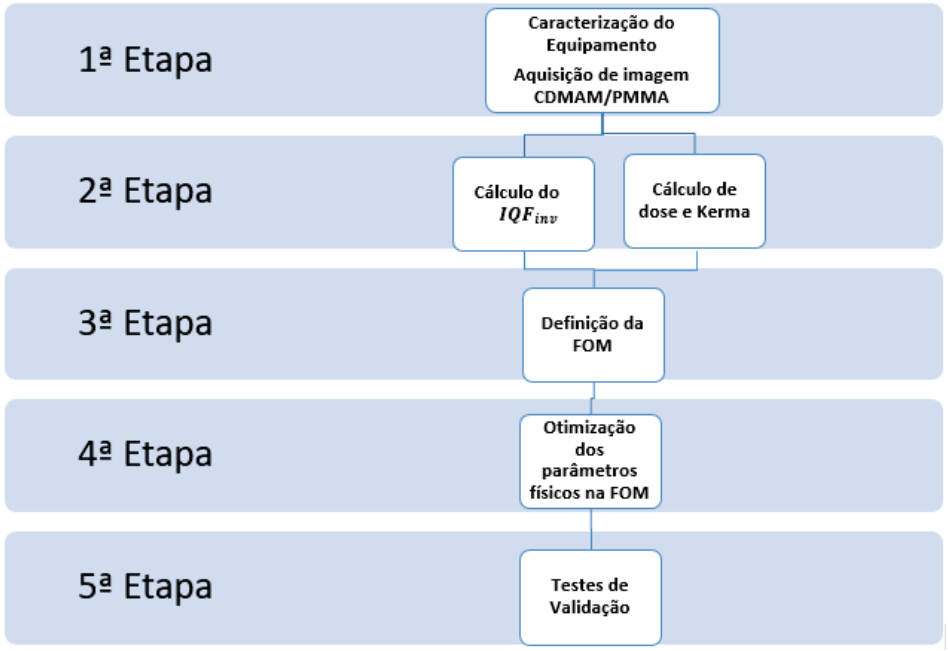
3 Metodologia

Neste capítulo são descritas as etapas metodológicas de acordo com as definições que foram aplicadas para desenvolver a pesquisa e alcançar o objetivo geral proposto.

3.1 Esquema Metodológico

Na Figura 20 é apresentado o esquema resumido de todas as etapas desenvolvidas no estudo, sendo este composto em cinco etapas, de acordo com o planejamento de aquisição dos objetivos específicos.

Figura 20 – Esquema geral da metodologia.



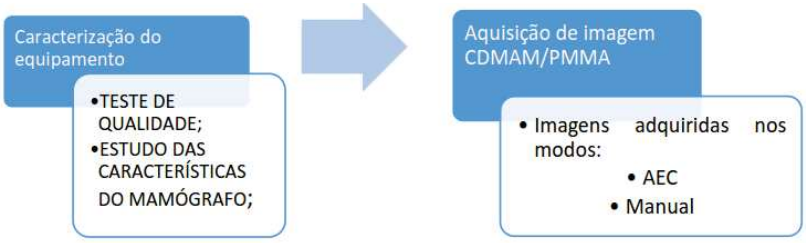
Fonte: Autora

Os fluxogramas das Figuras 21 a 25, apresentam resumidamente a estrutura de cada etapa metodológica do trabalho.

Primeira etapa: A primeira etapa da pesquisa foi dividida em duas fases, como mostra a Figura 21. Na primeira fase foi realizada a caracterização técnica do mamógrafo digital estudado para conhecer suas funções e o seu funcionamento. Em paralelo, foram realizados testes diários para avaliar a estabilidade do sistema através da qualidade da imagem antes e depois de realizar medidas experimentais, conforme recomendado pela ANVISA (2022). Na segunda fase, foram obtidas inicialmente imagens no modo manual do equipamento com o objetivo de obter a melhor combinação dos parâmetros físicos,

de modo que seja atingido o valor médio de pixel recomendado pelo fabricante, além disso, que possa fornecer a melhor qualidade de imagem e, ao mesmo tempo, a menor dose de radiação. Assim, os parâmetros físicos são a combinação de alvo/filtro, (A/F) sendo que neste estudo será utilizado a combinação de Mo/Rh, pois nos trabalhos anteriores Bohórquez (2016) e Villarreal (2019) concluíram que era a melhor combinação. A diferença de tensão aplicada no tubo de raios X, o kV_p (kilo voltagem pico) que influencia na energia, ou seja, na qualidade do feixe de raios X e o produto corrente – tempo, o mAs (miliampere por segundo) associado a carga que influencia na quantidade de elétrons. Portanto, tais parâmetros físicos (A/F, kV_p e mAs) são responsáveis na formação e qualidade da imagem, por isso precisam ser otimizados.

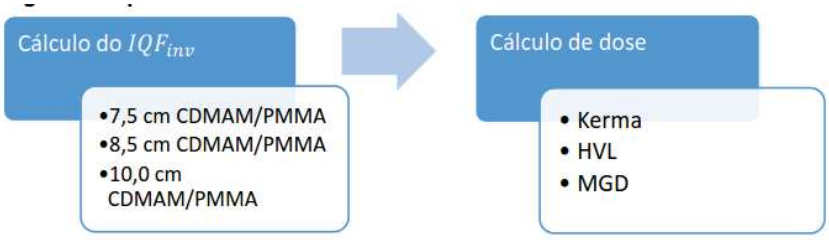
Figura 21 – Metodologia da primeira etapa de aquisição de imagem.



Fonte: Autora

Segunda etapa: A segunda etapa é composta por duas fases. A Figura 22 mostra que na primeira fase, realizou-se o cálculo do *inverted Image Quality Factor*, o IQF_{inv}, nas imagens obtidas com as combinações dos parâmetros físicos nos modos de exposição automática (AEC) e manual para espessuras de mama com 7,5 cm, 8,5 cm e 10 cm simuladas com o arranjo experimental composto pelo objeto de teste *Contrast Detail Mammography* (CDMAM) e placas de poli metil metacrilato (PMMA). Tais medidas de espessuras de mama foram escolhidas por classificarem mamas grandes presente no biotipo de mulheres de diferentes continentes como também em pacientes com Gigantomastia, que corresponde ao crescimento excessivo da mama. Além disso, os estudos presentes na literatura tem aplicado propostas de otimização somente em mamas com pequenas e médias espessuras. Na segunda fase, foi feita a obtenção do valores de *Kinetic Energy Release per Unit for Mass* , o $Kerma$, que corresponde a energia transferida do fóton à matéria, no ar e, utilizada para calcular o *Half - Value Layer* (HVL) ou Camada Semi Redutora (CSR), sendo esta um indicador de qualidade do tubo de raios X de acordo com a espessura. O resultado do HVL determina o valor da *Mean Glandular Dose* (MGD) que corresponde a dose absorvida no tecido glandular da mama. A MGD foi obtida para os valores de kV_p utilizados nas imagens feitas para as diferentes espessuras estudadas e o cálculo feito de acordo com a proposta do Dance et al. (2000) onde os fatores são adotados pelo Protocolo Europeu de Controle de Qualidade (PERRY et al., 2006).

Figura 22 – Metodologia da segunda etapa do cálculo de grandezas para qualidade de imagem.



Fonte: Autora

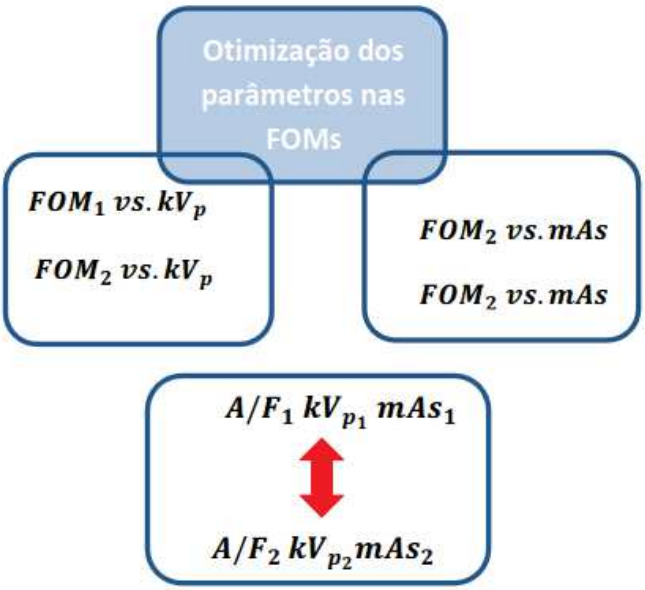
Terceira etapa: Nesta etapa, são testadas as duas $(FOMs)$, apresentadas na Figura 23, utilizadas como ferramentas de otimização dos parâmetros físicos (A/F, kV_p e mAs). As duas propostas de FOM fornecem indicador que relaciona a qualidade de imagem com o risco radio – induzido no exame de mamografia. Dessa maneira, nesta etapa foram calculados e analisados os valores obtidos das $FOMs$ para investigar a possibilidade de utilizar mais de uma definição objetiva de FOM para a otimização em mamografia digital.

Figura 23 – Metodologia da terceira etapa da definição das Figuras de Mérito $FOMs$.

Fonte: Autora

Quarta etapa: Na quarta etapa utiliza-se os resultados obtidos nas metodologias de otimização, $FOMs$, dos parâmetros físicos das imagens obtidas em diferentes espessuras de mama, no mamógrafo digital modelo Selenia, da Hologic. A Figura 24 apresenta as duas fases dessa etapa, sendo que na primeira etapa, foram aplicadas as $FOMs$ para cada valor de kV_p disponível dentro de uma faixa de sinal apropriado do mamógrafo. Em seguida, foi construído o gráfico FOM *vs.* kV_p para identificar o kV_p ótimo sendo aquele que apresenta o maior valor de FOM no gráfico. A segunda fase, ocorre a partir dos valores otimizados de kV_p no A/F de Mo/Rh onde será possível encontrar o valor de mAs otimizado calculando-se, novamente, as $FOMs$ para a faixa de mAs cujo apresenta o MVP recomendado. Analogamente, fez-se o gráfico da FOM *vs.* mAs e a corrente otimizada é aquela que no gráfico está relacionada ao maior valor de FOM. Ao final dessa etapa obteve-se os valores dos parâmetros físicos otimizados (A/F_1, kV_{p1}, mAs_1) e (A/F_2, kV_{p2}, mAs_2) nas duas propostas de $FOMs$.

Figura 24 – Metodologia da quarta etapa da otimização dos parâmetros físicos.



Fonte: Autora

Quinta etapa: Na quinta etapa do trabalho, Figura 25, teve-se como objetivo validar os resultados das propostas de otimização, aplicando as métricas SNR, CNR e SDNR nas imagens dos phantoms ACR, TORMAM e CIRS adquiridas com os parâmetros físicos otimizados e comparando com os valores das métricas obtidas com os parâmetros adquiridos no sistema de exposição automático AEC, nas quatro tabelas do mamógrafo da Hologic, que são os parâmetros propostos pelo fabricante, ou seja, a otimização proposta pelo fabricante do mamógrafo. Dessa maneira, será analisada se as imagens obtidas a partir dos parâmetros otimizados apresentam uma qualidade superior as otimizações utilizadas pelo fabricante (sistema AEC).

Figura 25 – Metodologia da quinta etapa para os testes de validação.

Fonte: Autora

3.2 Caracterização do equipamento

O equipamento de mamografia digital utilizado no estudo encontra-se instalado no Laboratório de Radiologia (LRAD), no Centro de Pesquisas em Ciências e Tecnologia das Radiações (CPqCTR). O mamógrafo digital é o modelo Selenia, fabricado pela Hologic. Antes de realizar as imagens para o estudo, o equipamento foi submetido a manutenção preventiva, sendo testada toda a parte mecânica e elétrica de acordo com as definições propostas pelo fabricante para avaliar a estabilidade e a funcionalidade do equipamento. O técnico retornou ao CPqCTR onde foi realizada uma aquisição de imagens, desta vez, aplicando as quatro diferentes definições de tabelas otimizados pela Hologic (HOLOGIC, 2009). A Tabela 2, apresenta a classificação das quatro tabelas com o valor de dose incidente no phantom padrão *American College Radiology* (ACR) de acordo com os parâmetros físicos para a aquisição de imagens e sendo uma delas escolhidas como referência durante a instalação do equipamento.

Tabela 2 – Definições das Tabelas do mamógrafo digital Selenia.

Tabela	Definição	Dose phantom ACR
T_0	Dose de triagem padrão	1.6 mGy
T_1	Dose de triagem alta	1.9 mGy
T_2	Dose LCRB (personalizado para Holanda)	N/A
T_3	Auxiliar (apenas caso IRB)	1.45 mGy

Fonte: Hologic, 2009

O mamógrafo apresentado na Figura 26, é o equipamento instalado no CPqCTR. O equipamento possui um tubo de raios X com alvo (ânodo) de Molibdênio (Mo), há um filtro de janela dos raios X de Berílio (Be) com 0,8 mm de espessura e uma combinação de filtros adicionais a saída do feixe de Mo ou Ródio (Rh), ambos com espessura de 0,03 mm. A escolha do filtro de saída varia de acordo com a espessura da mama. O tubo possui voltagens disponíveis de 20 a 39 kV_p (Kilovoltagem pico) e o produto corrente tempo altera de 4 a 400 mAs (HOLOGIC, 2014).

Figura 26 – Mamógrafo digital Selenia.

Fonte: Autora

O Selenia possui um sistema de aquisição de imagens utilizando um detector do tipo campo plano e de conversão direta, uma vez que fotocondutores de selênio absorvem os raios X e convertem em sinal eletrônico, proporcionando nitidez e contraste na imagem. O receptor possui área de 24 cm x 29 cm e o tamanho do pixel é de 70 µm.

Para adquirir a imagem, o operador, inicialmente, cria o perfil de um paciente, adicionando os dados de identificação e, em seguida, é selecionado o tipo de procedimento sendo o mais comum o bilateral, no qual se ativa a lateralidade da mama, ou seja, se a mama será a direita ou à esquerda, além da projeção de incidência a ser investigado. As projeções de incidência disponíveis no equipamento são apresentadas na Tabela 3.

Tabela 3 – Identificação das projeções no mamógrafo digital Selenia.

Projeção	Identificação
RCC	Crânio Caudal Direita *(Rigth Caudal Cranio)*
LCC	Crânio Caudal Esquerda *(Left Caudal Cranio)*
RMLO	Médio Lateral Oblíquo Direita *(Rigth Medial Lateral Oblique)*
LMLO	Médio Lateral Oblíquo Esquerda *(Left Medial Lateral Oblique)*

Fonte: Adaptado pela Autora

Após adicionar o paciente no sistema de banco de dados do mamógrafo digital e escolher a projeção de incidência, é possível selecionar o modo de exposição, no qual os parâmetros físicos são escolhidos. No mamógrafo Selenia existem cinco modos de exposição, apresentados na Tabela 4. Durante a investigação foram utilizados os modos Auto - Filter e o Manual.

Tabela 4 – Modos de exposição do mamógrafo Selenia.

Modos de Exposição	Parâmetros Automáticos	Ajustes do Operador
Auto-Filter	Filtro, kV_p, mAs	Posição do sensor AEC
Auto-kV	kV_p, mAs	Filtro e posição do sensor do AEC
Auto-Time	mAs	Filtro, kV_p e posição do sensor do AEC
TEC	Filtro, kV_p, mAs	Densidade da Mama e os parâmetros automáticos
Manual	Não Aplica	Seleciona todos os parâmetros de exposição

Fonte: Adaptado pela autora

Após definir os parâmetros físicos, as imagens obtidas depois da exposição, são transferidas para uma estação de trabalho e podem ser exibidas em dois formatos, a *raw* que corresponde a imagem bruta e a imagem processada, esta utilizada no diagnóstico clínico. Ambas as imagens ficam arquivadas no sistema. As imagens obtidas no mamógrafo Selenia possuem o padrão DICOM *(Digital Imaging na Communications in Medicine)*, de modo que nesse padrão são armazenadas todas as informações técnicas de aquisição da imagem como também dados sobre o paciente.

3.3 Dose Glandular Média. Método do Dance

A *Mean Glanular Dose* (MGD) ou Dose Glandular Média (DGM), corresponde a uma grandeza dosimétrica que quantifica a dose de radiação absorvida pela paciente durante a mamografia. A estimativa da MGD é importante para entender o risco

associado à radiação em exames de radiografia de mama (NIROSHANI et al., 2022), tornando-se necessário o seu cálculo. O estudo inicial realizado por Hammerstein et al. (1979), sugeriram que a dose média nos tecidos glandulares da mama é uma quantidade dosimétrica adequada para caracterizar o risco de carcinogênese tendo sido recomendada pela (PROTECTION; NCRP, 1986), (ICRP, 1987) e (IPSM, 1989). A dose de radiação para mamografia foi determinada como uma função da exposição à superfície, da qualidade do feixe e da profundidade. Na mamografia, medidas de exposições foram feitas utilizando diferentes técnicas. De acordo com Hammerstein (1979), há poucas informações específicas sobre a relação entre a exposição e a dose em profundidade para a mamografia, mantendo-se o princípio da linearidade entre elas de acordo com a intensidade da energia incidente, de forma que maior exposição reflete numa maior dose absorvida o que aumenta o risco da radiação na mamografia. Assim, há redução da dose quando aumentado o filtro (Z) e o kV_p, mas, isso não é muito consistente considerando somente as medições de exposições.

O Método de Dance para o cálculo da *Mean Glandular Dose (MGD)* ou Dose Glandular Média (MGD), é realizado com base em um código computacional baseado no método de Monte Carlo de transporte de radiações. Este código simula de forma randômica e probabilística, todas as interações de cada fóton gerado por simulação na fonte com os tecidos da mama (glandular e adiposo). Cada cálculo é realizado para uma fonte de raios X determinada com seu espectro energético específico, além disso, a composição, estrutura e geometria do alvo (mama) também são fixados em cada simulação. São calculados os valores da energia depositada em cada *voxel* localizado na região glandular da mama do modelo geométrico que simula a mama. A seguir é encontrada a energia total depositada em todo o tecido glandular e dividida por sua massa, determinando MGD da mama simulada. Partindo deste valor de MGD, a metodologia proposta por Dance (1990), no intuito de facilitar o cálculo da MGD sem necessidade de fazer cada vez as trabalhosas simulações por Monte Carlo partiu da ideia de encontrar um fator de conversão g que pudesse determinar a MGD calculada no seu trabalho como um produto linear do $Kerma$ no ar, como a Equação 7 a seguir:

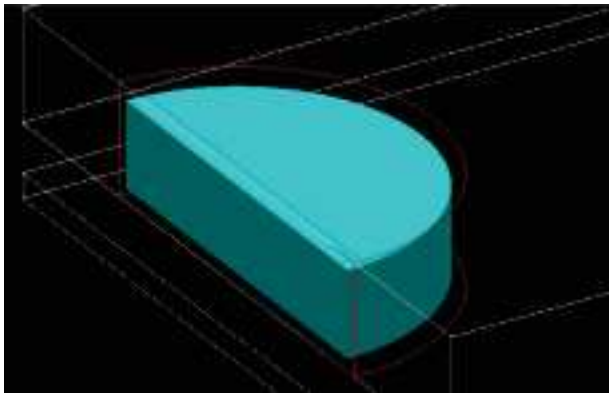
$$MGD = k_{a,i} * g \tag{7}$$

onde:
$k_{a,i}$: Kerma no ar incidente na superfície da mama.
g : O fator de conversão do kerma no ar em MGD para uma mama com 50% de glandularidade.

O fator g foi baseado por simulação Monte Carlo onde utilizou-se o modelo de mama padrão adaptado pelo *Institute of Physical Sciences in Medicine* (IPSM, 1989),

sendo um semicírculo de secção circular com 16 cm de diâmetro, 4,5 cm de espessura e composição de mama com 50% de glandularidade, conforme demonstra a Figura 27 a seguir:

Figura 27 – Modelo de mama utilizado por Dance (1900,2000).



Fonte: Villarreal, 2019

A região dos tecidos glandular e muscular da mama é revestida por uma camada de tecido adiposo com 0.5 cm de espessura.

A simulação realizada por Dance utilizou o programa XCOM: *Photon Cross Sections on a Personal Computer* onde foram calculados todas as secções transversais das interações por efeito fotoelétrico e por espalhamento. Cada fóton simulado sai do tubo de raios X e segue até identificar se a energia é absorvida ou não pelo sistema a partir da interação dos fótons com a placa compressora e a grade antiespalhamento. A partir da definição do conceito de dose, onde dose = E/m, e a expressão proposta por Dance, a Equação (7), teremos a Equação (8).

$$g = \frac{E_{|gla|}}{K_{a,i} * m_{gla}} \tag{8}$$

onde:
$E_{|gla|}$: É a energia absorvida pelo tecido glandular.
m_{gla}: É a massa do tecido glandular.
$K_{a,i}$: Corresponde ao Kerma no ar incidente na superfície da mama.

O cálculo da simulação do Dance foi feito para um conjunto de espectros do raios X. Para generalizar o estudo da simulação, Dance fez cálculos de simulação utilizando um conjunto de espectros energéticos de raios X diferentes que podem ser caracterizados pelo seu correspondente HVL (Camada Semi - Redutora), ver 3.4.2. Além disso, calculou também para diferentes espessuras de mama e glandularidade de 50%, como se pode ver na Tabela 5.

Tabela 5 – Fator-g (mGy/mGy) para mamas com espessura de 7-10 cm a HVL de 0,45 mmAl.

Espessura mama (cm)	HVL$(0,45mmAl)$
7	0,163
8	0,140
9	0,123
10	0,109

Fonte: Tomado da tabela do Dance, 2000

Os resultados da tabela acima correspondem a densidade da mama com 50% de glandularidade, mostrando que para um valor fixo de espessura de mama, o aumento do valor do HVL faz aumentar o valor do fator g, isso representa que o aumento da energia faz aumentar a MGD.

Equação 7 pressupõe uma composição da estrutura padrão da mama (4,5 cm e 50% glandularidade). A estimativa da dose glandular para mamas foi realizado, aplicando a fórmula proposta por Dance et al. (2000) e recomendada pelas *European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services* (PERRY et al., 2006) e *International Atomic Energy Agency* (IAEA, 2011). Neste trabalho, Dance amplia a aplicação de seu método fazendo cálculo de simulação para diversas espessuras de mama fixadas entre 2-11 cm. Além disso, introduz dois novos parâmetros (c e s) que são fatores de detalhamento em relação ao fator g obtido para uma composição de mama com 50% de glandularidade, tais parâmetros visam contemplar de forma mais precisa outros valores de glandularidades e efeitos devidos a diferentes combinações de alvo/filtro. A nova equação para o cálculo da MGD é expressa:

$$MGD_{glan} = K_{a,i} * g_t * c_t * s \tag{9}$$

Na Equação (9):
$K_{a,i}$: é o Kerma no ar incidente à superfície da mama.
s: é o fator de conversão dependente da combinação de alvo/filtro.
c_t: é o fator de conversão para a glandularidade de uma mama com espessura t (mm).
g_t: é o fator que converte o $K_{a,i}$ em MGD para uma mama com diferentes glandularidades.

No trabalho Dance et al. (2000), os autores observaram que comparando os fatores de conversão g obtidos deste trabalho com os obtidos em (DANCE, 1990) ambos calculados para 50% de glandularidade estes apresentaram uma diferença entre eles, pequena mas não desprezível de até 11%. Foi encontrado que a dependência do fator g da grandeza HVL, considera de forma integral os principais efeitos na atenuação

do feixe devidos as características dos espectros dos raios X. Porém, as diferenças observadas acima, apontaram para os autores que era necessário ainda fazer pequenas correções no valor do g para cada alvo/filtro. Assim foi introduzido o fator-s. A Tabela 6 apresenta os valores do fator-s para diferentes espectros e o percentual de erro relativo para cada fator quando utilizado.

Tabela 6 – Valor do fator-s para cada combinação de alvo/filtro e suas incertezas.

Alvo/Filtro	fator-s	Erro $(\%)$
Mo/Mo	$1,000$	$3,1$
Mo/Rh	$1,017$	$2,2$
Rh/Rh	$1,061$	$3,6$
Rh/Al	$1,044$	$2,4$
W/Rh	$1,042$	$2,1$

Fonte: Dance, 2000

De acordo com Dance, a estimativa para diferentes composições de mama está relacionada com a sua espessura e também com a faixa etária. A dependência entre a glandularidade da mama e a espessura foi estimada em dois estudos: Guildford (YOUNG et al., 1998) e Northern Region (BECKETT; KOTRE, 2000), os quais compararam os fatores selecionados pelo AEC e a espessura de cada mama comprimida, com os valores obtidos para phantoms de igual espessura e diversas porcentagens de glandularidade (BOH6RQUEZ, 2016). Desse modo, foram comparados os valores do mAs obtidos, no modo automático e comparando as espessuras dos phantoms com as da mama e sua densidade, sendo possível obter o tipo de mama. Portanto, o estudo sugere aplicar a Equação (10) para calcular diferentes composições da mama para faixas etárias distintas, a primeira de 40 a 49 e de 50 a 64.

$$g_t(\%) = at^3 + bt^2 + ct + d \tag{10}$$

Na equação polinomial os valores de a, b, c e d são coeficientes constantes para cada faixa etária e os valores podem ser vistos na Tabela 7. E t corresponde a espessura da mama comprimida dada em mm.

Tabela 7 – Coeficientes da equação polinomial para calcular a glandularidade da mama de acordo com a faixa etária.

Coeficiente	Idade 40-49	Idade 50-64
a	$0,00005209$	$-0,0001118$
b	$0,00125494$	$0,03921$
c	$-1,988$	$-4,544$
d	$138,8$	$176,0$

Fonte: Dance, 2000

O fator-c foi obtido por Dance através da simulação Monte Carlo, sendo um fator de correção para a grandeza de $g_t(\%)$. A Tabela 8, apresenta uma parte dos resultados do fator-c obtidos por Dance. Para o nosso estudo, foi feito uma interpolação para obter os valores do Fator-c para as glandularidades de 20% e 30%.

Tabela 8 – Fator-c (mGy/mGy) para mamas com espessura de 7-10 cm a HVL de 0,45 mmAl em diferentes glandularidades.

HVL $(mmAl)$	Espessura (cm)	20%	25%	30%	50%
0,45	7	1,166	1,129	1,109	1,000
0,45	8	1,175	1,137	1,115	1,000
0,45	9	–	1,135	–	1,000
0,45	10	1,178	1,138	1,117	1,000

Fonte: Tomado da tabela do Dance, 2000

Para esse trabalho, optou-se por aplicar o estudo na faixa etária de 50 a 64 anos de idade, uma vez que o fator de risco para o câncer de mama aumenta a partir dos 50 anos de idade (INCA, 2021).

3.4 Procedimentos experimentais

3.4.1 Medição do Kerma ($K_{a,i}$)

O *Kinetic energy release per unit of mass* $(Kerma)$ corresponde a energia transferida no ar das partículas ionizadas para a matéria. Os valores de Kerma no ar são obtidos utilizando-se a câmara de ionização. O conjunto dosimétrico utilizado no trabalho é composto por um eletrômetro modelo 9015 acoplado a câmara de ionização dedicada à mamografia modelo 10 x 5 – 6M, ambos fabricados pela Radcal e calibrados em 08/02/2023, conforme estabelecido no certificado de calibração nº 0010/2023 emitido pelo Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI), do Instituto de Pesquisas Ener-

géticas e Nucleares (IPEN). A câmara de ionização possui volume ativo de 6 cm^3 e opera na faixa de energia entre 10 keV a 40 keV (RADCAL, 2011). O posicionamento da câmara de ionização no mamógrafo e o conjunto da RADCAL são apresentados na Figura 28.

Figura 28 – Arranjo experimental para medir o $K_{a,i}$.

(a) Posicionamento da câmara de ionização para medir o $K_{a,i}$ no mamógrafo digital.

(b) Conjunto dosimétrico da RADCAL modelo 9015 com a câmara de ionização modelo 10 x 5-6M.

Fonte: Autora

O arranjo experimental para a obtenção da medida do Kerma no ar consiste no posicionamento da câmara de ionização a 4,0 cm da borda torácica e a altura de 4,5 cm do detector, conforme os protocolos IAEA (2011), ANVISA (2022).

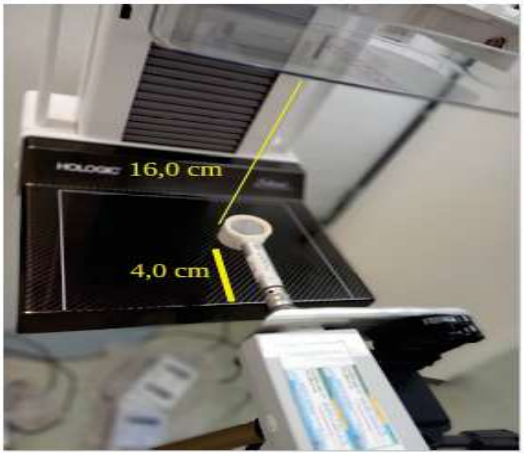
Para obter o valor do $K_{a,i}$, a câmara de ionização foi posicionada a 4,0 cm da borda torácica e alturas com relação ao detector variando de 7,5, 8,5 e 10 cm de acordo com as espessuras de mama em estudo. A distância do detector em relação ao ponto focal foi de 31,5 cm, uma vez que este foi o maior valor medido para a realização do procedimento, mantendo-se a área do campo focal em 15 cm x 15 cm cobrindo a região ativa incidente da câmara. Em seguida, foi colocado sob o detector uma camada de proteção de Chumbo (Pb) com espessura de 1,0 cm. Após posicionar a câmara de ionização, foram feitas duas medidas para cada espessura estudada sendo os valores de $K_{a,i}$ registrados e comparados. Em paralelo, foram feitas medidas para calcular o HVL e a MGD.

3.4.2 Camada Semi - Redutora - CSR

O *Half Value Layer - HVL* ou Camada Semi Redutora (CSR), correspondem a um indicador para verificar a qualidade do tubo de raios X. Sua frequência de aquisição é anual e o teste é feito para cada valor de kV_p definido (IAEA, 2011).

O arranjo instrumental necessário para obter as medidas é composto pela câmara de ionização para a mamografia, apresentado na secção 3.3.1, e lâminas de alumínio (Al) com 99,9 % de pureza e espessura de 0,1 mm onde são colocadas no compressor do mamógrafo. Ajustado o arranjo experimental, foram realizadas medidas de atenuação do feixe de raios X utilizando as placas de Al até atingir medidas próximas à metade da leitura inicial da exposição, ou seja, do $Kerma$ para em seguida, calcular o HVL. A câmara de ionização é posicionada a 4,0 cm da borda torácica e a altura em relação ao detector variando de 7,5, 8,5 e 10 cm. As placas de alumínio colocadas no compressor a uma altura de 16 cm em relação a câmara de ionização. O posicionamento da câmara de ionização e o modelo das lâminas de alumínio são apresentadas na Figura 29.

Figura 29 – Arranjo experimental para obter as medidas para calcular o HVL.



(a) Posicionamento da câmara de ionização para medir o kerma correspondente a L_1 e L_2 no mamógrafo digital.

(b) Conjunto das lâminas de alumínio.

Fonte: Autora

O valor do HVL é calculada utilizando a Equação (11), conforme publicado pelo protocolo de controle de qualidade para imagem mamográfica (IAEA, 2023), apresentado a seguir:

$$HVL = \frac{x_1 ln(2\frac{L_2}{L_0}) - x_2 ln(2\frac{L_1}{L_0})}{ln(\frac{L_2}{L_1})} \tag{11}$$

onde:
L_0: indica a leitura inicial da exposição.
L_1: indica a leitura de exposição. imediatamente inferior a $\frac{L_0}{2}$.
L_2: indica a leitura de exposição imediatamente superior a $\frac{L_0}{2}$.
x_1: indica a espessura de Al correspondente à leitura L_1.
x_2: indica a espessura de Al correspondente à leitura L_2.

O valor obtido para o HVL deve estar dentro de um intervalo de tolerância. O cálculo para essa tolerância do HVL está descrito na Equação (12), onde C representa a espessura para o conjunto de lâminas de alumínio (Al) para a combinação de alvo/filtro do equipamento.

$$\frac{kV_p}{100} + 0,003mmAl < HVL < \frac{kV_p}{100} + CmmAl \tag{12}$$

onde:
kV_p é a tensão pico aplicada e C = 0,19 mmAl para Mo/Rh.

A partir do valor do HVL foi calculada a dose de radiação que é absorvida pelo tecido glandular da mama, como apresentado no próximo tópico.

3.4.3 Objetos Simuladores de mama

No trabalho, foram utilizados três diferentes objetos simuladores de mama, o ACR, o TORMAM e o CIRS para realização da proposta de otimização. Tais objetos serão descritos a seguir, uma vez que foram utilizados substituindo uma mama grande real que são desafiadoras nos testes de avaliação de qualidade de imagem.

3.4.3.1 *American College Radiology* - ACR

O ACR é um objeto padrão de qualidade em mamografia desenvolvido e creditado pela *American College Radiology*. Para o estudo, utilizou-se o phantom modelo Mammo 156, fabricado pela *Sun Nuclear Medical Company*, como apresentado a seguir:

Figura 30 – Phantom ACR.

(a) Posicionamento do phantom ACR no mamógrafo digital.

(b) Imagem do ACR.

(c) Conjunto de estruturas internas do ACR.

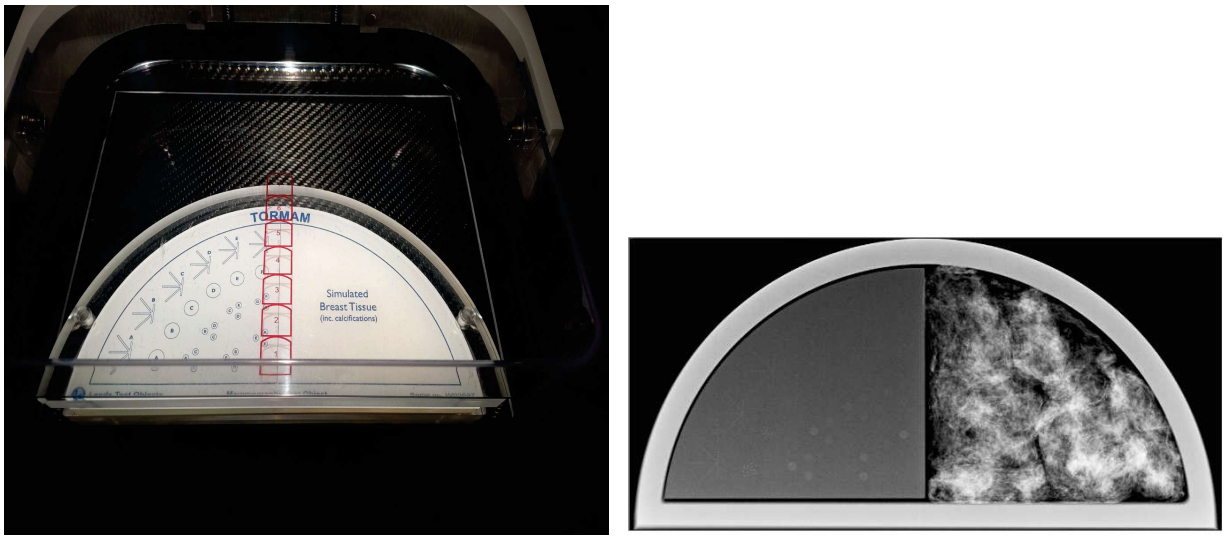
Fonte: Autora; < www.sunnuclear.com >

O phantom imita o tecido mamário e proporciona um mecanismo constante para a melhoria na detecção de estruturas, de modo que ajuda a estabelecer o padrão de repetibilidade e reprodutibilidade de imagem mamográfica (RADIOLOGY, 2023a). O ACR é composto por uma camada de cera e acrílico equivalente a uma mama compressa com 4.5 cm de espessura. Possui composição de tecidos com 50% de glandularidade e 50% de adiposo. Os objetos embutidos apresentados na Figura 30c, imitam estruturas que podem aparecer na mama como micro calcificações (7 a 11), estruturas fibrosas (1 a 6) e massas tumorais (12 a 16) (RADIOLOGY, 2023b).

3.4.3.2 *TORMAM Mammography Phantom* - $TORMAM$

O phantom antropomórfico $TORMAM$, fabricado pela *Leeds Test Objects*, tem como proposta fornecer uma verificação contínua do desempenho da imagem através da visualização das estruturas internas a mama, reproduzindo uma imagem mais "natural"daquela obtida durante o exame real (OBJECTS, 2021), classificado como *phantom* antropomórfico. O $TORMAM$ possui um formato semi cilíndrico com 1,5 cm de espessura e composição de tecido com 50% de glandularidade. Na Figura 31 pode-se observar os detalhes dele.

Figura 31 – Phantom TORMAM.



(a) Posicionamento do phantom TORMAM no mamógrafo digital.

(b) Imagem obtida do TORMAM.

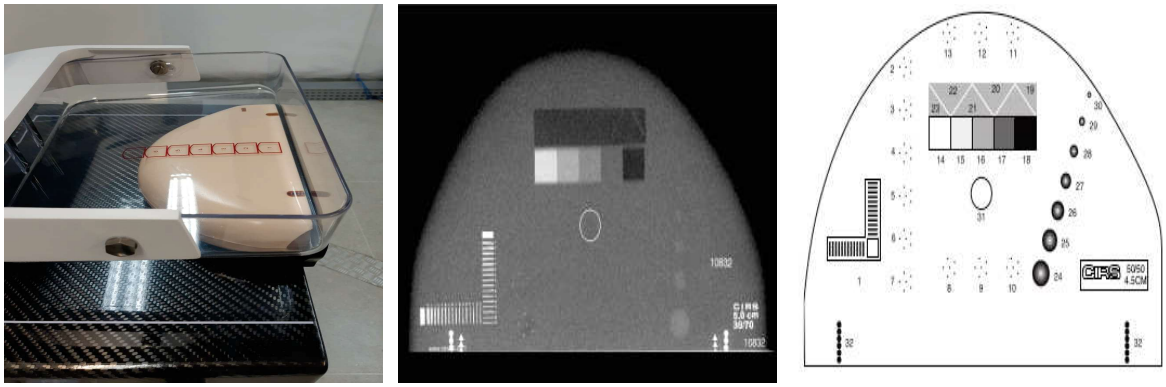
Fonte: Autora; Leeds Test Object, < leedstestobjects.com >

No lado esquerdo da Figura 31 a, contém conjuntos que representam estruturas que podem aparecer na mama, como os filamentos (6 grupos de A a F multi -direcional), as micro calcificações (6 grupos circular de A a F) e as estruturas de baixo detalhe contraste (6 conjuntos com 3 círculos). No lado direito das imagens, b, há uma simulação dos tecidos internos da mama onde contém dispersas as micro calcificações (6 conjuntos), conforme especificado pelo fabricante Objects (2021), representando as características realistas dessas estruturas numa imagem. Dessa maneira, o $TORMAM$ fornece uma imagem de teste fácil, prático e útil para avaliação.

3.4.3.3 *Computerized Imaging Reference Sysytem - $CIRS$*

O $CIRS$ apresenta morfologia com o objetivo de simular uma mama sendo o mais próximo possível da mama real e classificada também como antropomórfica. Dessa maneira, o phantom apresenta o formato da mama comprimida durante o exame de mamografia, uma combinação de tecidos equivalentes ao glandular e adiposo, além de componentes internos que simulam estruturas normais que podem aparecer na mama, como apresentando na Figura 32.

Figura 32 – Phantom CIRS.



(a) Posicionamento do phantom CIRS no mamógrafo digital. (b) Imagem obtida do CIRS. (c) Estrutura interna do CIRS.

Fonte: Autora; Sun Nuclear Medical Company, < www.cirsinc.com >

A estrutura básica do phantom é composta por uma capa removível com 0,5 cm de espessura equivalente a pele. A parte interna do phantom possui microcalcificações feitas de carbonato de cálcio puro (C_aCO3) (CIRS, 2010), visto que, as calcificações reais presente na mama são compostas por sais de cálcio (HENROT et al., 2014). A estrutura externa do phantom é feita de resina (epóxi) que possui semelhante coeficiente de atenuação dos fótons sendo análoga aos tecidos da mama. Dessa maneira, o phantom torna-se adequado para monitorar a performance do sistema de imagem clínica.

A Tabela 9 apresenta as diferentes densidades do $CIRS$, composto por tecidos glandular e adiposo de acordo com a espessura, conforme descrito pelo fabricante. Além disso, as dimensões dos objetos de teste, bem como, os valores de densidade e volume do conjunto da $CIRS$ foram obtidos com o objetivo de comparar com os dados presente no manual do fabricante e também em estudar a possibilidade de utilizar o phantom sem considerar a estrutura removível. Dessa maneira, os resultados podem ser vistos em apêndice. .

Tabela 9 – Composição do phantom CIRS para diferentes espessuras.

Espessura cm	Tecido glandular $\%$	Tecido adiposo $\%$
4,0	50	50
5,0	30	70
6,0	20	80

Fonte: CIRS, 2010

Em Villarreal et al. (2022), o estudo utilizou os phantoms $CIRS$ fixando a espessura em $6,0$ cm para todas as composições. Para este estudo, foram fixadas as espessuras de $7,5$ cm, $8,5$ cm e 10 cm, acoplando sob os phantoms, placas com formato semicircular de Poli metil metacrilato $(PMMA)$ com $0,5$ cm e $1,0$ cm de espessuras para obter as alturas desejadas. Dessa maneira, obteve-se as imagens do $CIRS$ com parâmetros físicos nos modos automáticos e otimizados, sendo aplicadas a validação utilizando as métricas para o controle de qualidade.

3.5 Qualidade de Imagem

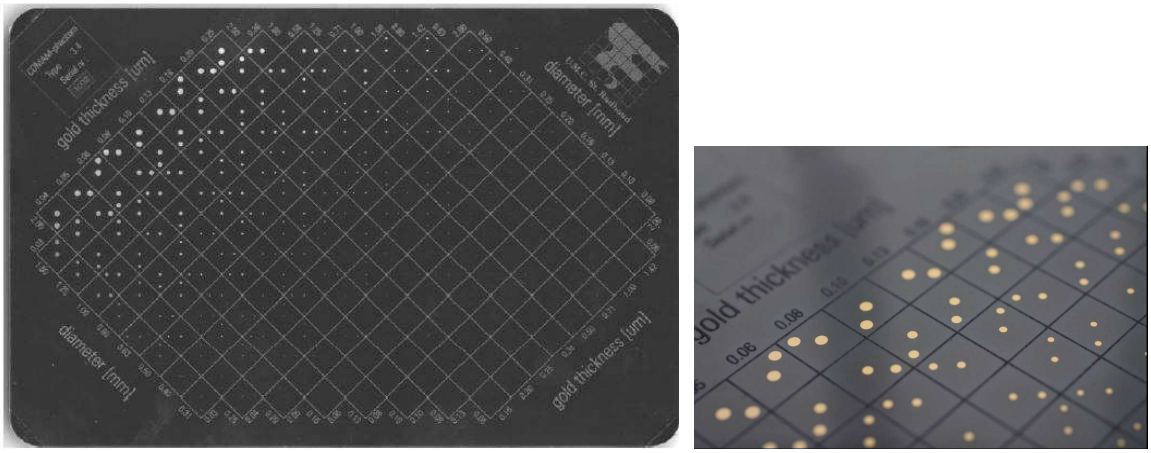
Na mamografia é essencial que possam ser distinguidos objetos com contraste e diâmetro muito pequenos. Nesse sentido, protocolos de controle de qualidade de imagem sugerem que os aspectos técnicos do equipamento mamográfico devem ser monitorados em intervalos regulares. Contudo, para analisar a relação contraste-detalhe, faz-se o uso de um objeto de teste específico e associado a um fator de qualidade de imagem, descritos a seguir.

3.5.1 *Contrast Detail Mammograph - CDMAM*

O objeto de teste $CDMAM$, na versão 3.4 é o simulador de controle de qualidade para otimização e avaliação do desempenho da imagem em sistemas mamográficos. Como apresentado na Figura 33, o CDMAM 3.4 desenvolvido pela *Artinis Medical System*, é o objeto de teste considerado modelo padrão, uma vez que as imagens obtidas

possibilita avaliar a qualidade da imagem através do parâmetro contraste - detalhe, ou seja, avaliar a imagem em termos do limiar de visibilidade de estruturas em relação ao diâmetro e plano de fundo da imagem. Por isso, seu uso é descrito pelas diretrizes de controle de qualidade de imagens em mamografia digital propostas pela *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis* (PERRY et al., 2006) e pela *National Health Service Breast Screening Programme* (NHSBSP A et al., 2009).

Figura 33 – CDMAM.



(a) Objeto de teste CDMAM digital.

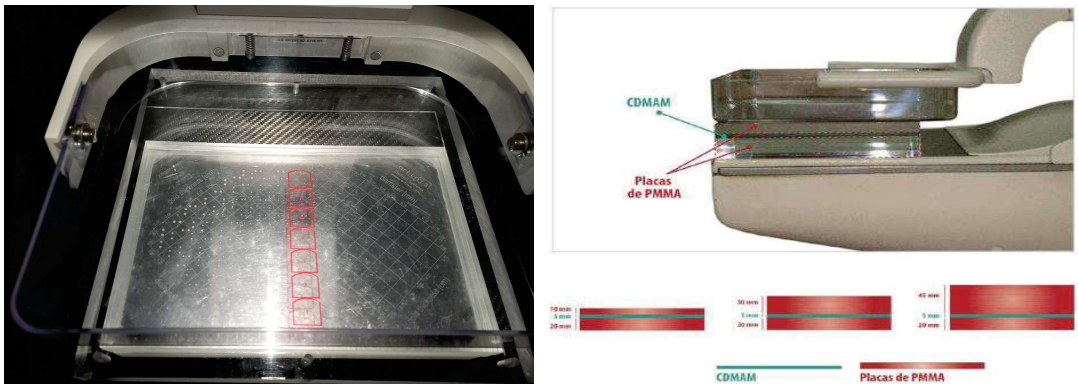
(b) Posicionamento dos cilindros de ouro no CDMAM.

Fonte: Artinis Medical System, < https://www.phantoms.artinis.com >

A visualização de estruturas com menor contraste, bem como maior resolução espacial torna necessária uma melhoria contínua na qualidade de imagem em mamografia (BIEGAŁA et al., 2023). Para isso, o $CDMAM$ foi desenvolvido sendo composto por uma placa de alumínio (Al) 1050 com $99,5\%$ de pureza e 0,5 mm de espessura, sob a placa de Al discos de ouro são depositados por vaporização no total 672 cilindros de ouro com $99,9\%$ de pureza, em 16 níveis de medidas com espessuras entre 0,03 a 2,00 μm e diâmetros com valores entre 0,06 a 2,00 mm distribuídos aos pares ao longo de 21 (vinte e uma) células quadradas (ARTINIS, 2021a). Na Figura 33 mostra que um dos cilindros é posicionado no centro da célula e o outro em um dos vértices de maneira aleatória, a superfície do CDMAM 3.4 é protegida com uma camada de PMMA além de possuir um conjunto de placas adicionais de PMMA para simular diferentes espessuras.

Para obter as imagens do CDMAM 3.4, o conjunto do CDMAM/PMMA é ajustado conforme apresentado na Figura 34. As placas de PMMA são colocadas abaixo e acima do CDMAM 3.4 de modo que a atuação do feixe de raios X no arranjo seja equivalente a atenuação no tecido da mama real. Durante este estudo, considerou-se o posicionamento do $CDMAM$ a 2,0 cm acima do detector do mamógrafo, como é possível observar na Figura 34.

Figura 34 – Posicionamento do CDMAM.



(a) Posicionanemto do CDMAM 3.4 no mamógrafo digital Selenia.

(b) Posicionamento experimental do CDMAM entre as placas de PMMA.

Fonte: Autora; Fausto, 2017.

A partir da imagem do CDMAM 3.4 é possível determinar a curva do contraste – detalhe e detectar microestruturas em menor contraste, no limiar de visibilidade no sistema em função dos parâmetros físicos $alvo/filtro$, kV_p e mAs. No intuito de tornar a medição da curva mais objetiva e eficaz, Karssemeijer e Thijssen (1996) desenvolveram um $software$ de análise, o CDCOM onde executa uma leitura automática das imagens digitais do $CDMAM$ no padrão *Digital Imaging and Communication in Medicine* $(DICOM)$, permitindo obter informações de procedimentos em mamografia digital.

Para verificar as imagens do CDMAM 3.4, a *Artinis Medical System* desenvolveu um $software$ de análise comercial com base no CDCOM, o CDMAM V.1.2, e utilizado neste estudo onde determina a curva de contraste - detalhe, detecta a espessura limite em diferentes diâmetros e calcula o fator detalhe - contraste. (ARTINIS, 2021b)

3.5.2 *Inverted Image Quality Factor* - IQF_{inv}

A grandeza calculada pelo $software$ CDMAM V.1.2, fabricado pela *Artinis* é o IQF_{inv}, sendo um valor que determina o limiar do contraste em cada detalhe. O fabricante recomenda o uso de um conjunto contendo oito (8) imagens para obter o valor da grandeza. Entretanto, foi possível analisar que o valor do IQF_{inv} apresenta elevada flutuação quando aplicada a recomendação do fabricante, de modo que, o coeficiente apresenta uma menor flutuação quando utilizada um conjunto contendo a partir de dezesseis (16) imagens.

Mantendo os parâmetros físicos para analisar as diversas imagens e obter a curva do contraste – detalhe, inicialmente, para calcular o valor atribuído ao IQF_{inv}, foi considerada a Equação (13), como vista a seguir:

$$IQF = \sum_{i=1}^{16} C_i.D_i \tag{13}$$

onde C_i corresponde a espessura e D_i os diâmetros dos cilindros no limite máximo de visibilidade contidos no CDMAM 3.4. O IQF corresponde a região abaixo da curva do contraste – detalhe e o seu resultado é o somatório do produto C_i e D_i dos cilindros visíveis em todas as 16 colunas, representando o limiar de visibilidade, ou seja, é o resultado da detecção dos cilindros com os menores valores de espessura e contraste.

É considerado que quanto menor o valor do IQF, melhor é a qualidade da imagem, uma vez que obtêm-se o produto das dimensões dos menores cilindros. Contudo, é aceita a definição do IQF_{inv} como a mais adequada, assim, quanto menor o valor do IQF maior será o IQF_{inv}, como mostra a Equação (14).

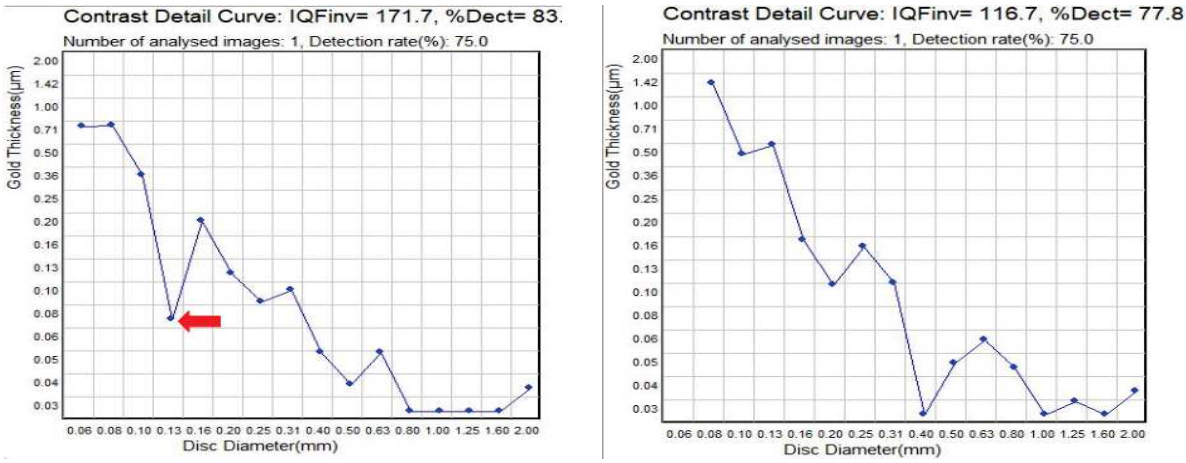
$$IQF_{inv} = \frac{1}{IQF} \tag{14}$$

Substituindo a Equação (13) na Equação (14), tem-se a fórmula geral, Equação (15), para o cálculo do IQF_{inv}, onde o algarismo 100 (cem) é um fator de escala. A equação a seguir é utilizada pelo *software* de análise CDMAM V.1.2.

$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_{i=1}^{16} C_i.D_i} \tag{15}$$

A curva do contraste - detalhe feita pelo *software* CDMAM V.1.2 apresenta uma taxa de detecção dos cilindros que pode variar de $62,5\%$ a 75%, esse percentual corresponde ao limite de respostas corretas das estruturas detectadas para calcular curvas de contraste - detalhe sob o conjunto de imagens. Assim, a detectabilidade é a capacidade de identificar os cilindros menores presentes no CDMAM 3.4, isso implica na construção da curva do contraste - detalhe, como mostra a Figura 35. Observa-se na imagem "(a)"maior valor do IQF_{inv} de forma que a região de IQF, é a área abaixo da curva do contraste - detalhe, é menor, uma vez que foram detectados os cilindros com menores espessuras e diâmetros, sendo na imagem "(a)"o menor cilindro visualizado em destaque. Enquanto na Figura 35b, a região limiar do IQF (abaixo da curva) é maior, de forma que os cilindros de maiores dimensões foram visualizados, logo, o resultado do IQF_{inv} é menor e, consequentemente, a qualidade da imagem não é boa.

Figura 35 – Curvas contraste - detalhe obtidos utilizando o software CDMAM V.1.2.

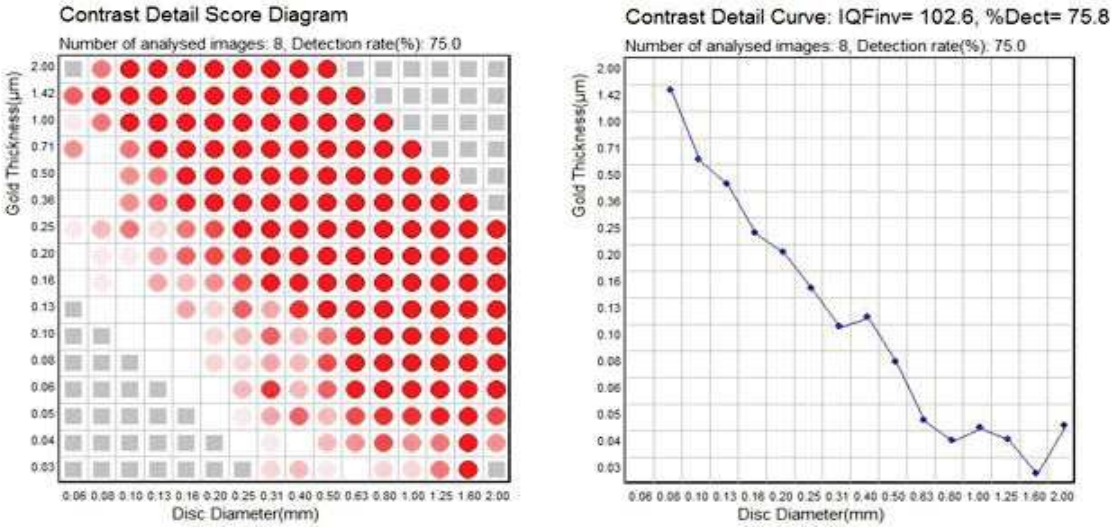


(a) (b)

Fonte: Autora

A Figura 36 apresenta uma análise para um conjunto com 8 imagens mostrando o limiar de detectabilidade das estruturas associado a curva do contraste – detalhe numa taxa de detectabilidade de 75%

Figura 36 – $Software$ CDMAM V.1.2.



(a) Matriz do limiar de detectabilidade (b) Curva do contraste - detalhe.

Fonte: Artinis.

Na Figura 36a, é mostrado o diagrama do contraste - detalhe definido pelos eixos que representam as dezesseis dimensões referentes ao diâmetro e a espessura dos cilindros localizados no objeto de teste CDMAM. Sendo que os pontos em vermelho mais escuros indicam que em todas as imagens $DICOM$ do conjunto foram detectados os maiores cilindros, enquanto que os pontos mais claros representam a identificação parcial ou nula dos cilindros de menor tamanho. Na Figura 36b, é apresentada a curva de pontuação do IQF_{inv} ou curva do contraste - detalhe sendo esta associada ao diagrama do contraste - detalhe, onde a curva é ajustada utilizando o método de mínimos quadrados para cada ponto identificado no diagrama. Com o uso do *software* CDMAM V.1.2 é possível se obter o valor do IQF_{inv} que está relacionado com a melhor qualidade de imagem, quando é detectado as menores dimensões dos cilindros como também aplicar a métrica do IQF_{inv} em metodologias de otimização de imagem, pois a grandeza relaciona a visibilidade das menores estruturas em baixos contrastes.

3.6 Figura de Mérito - FOM

A *Figure of Merit* (FOM) corresponde a um conceito de avaliação da performance do sistema em equipamentos de mamografia digital, sendo aplicada em diversos estudos de otimização em sistemas mamográficos. No conceito geral, a FOM é um número que reflete o desempenho geral do sistema, de modo que, quanto maior for o valor da FOM melhor a sua performance (FAUSTO, 2013) e (BORG; KONSTANTINIDIS, 2017).

Para este trabalho foram aplicadas duas propostas de FOM. A primeira proposta foi utilizada por Fausto et al. (2017), Rojas et al. (2017) e Villarreal et al. (2022), onde o valor da FOM_1 é diretamente proporcional ao quadrado do IQF_{inv} e inversamente a MGD. Esta proposta se torna útil para comparar a compensação entre diversas métricas de qualidade de imagem, como o IQF_{inv} relacionadas a dose de radiação no paciente. E assim, a FOM é definida pela Equação (16):

$$FOM_1 = \frac{IQF_{inv}^2}{MGD} \tag{16}$$

onde:
IQF_{inv}: representa a métrica de qualidade de imagem.
MGD: é a dose glandular média.

A FOM sendo um indicador de qualidade do sistema mamográfico, torna-se possível obtê-lo em diversas variações em sua definição. Dessa maneira, a segunda proposta de FOM_2 aplicada neste estudo teve como objetivo tornar a aplicação mais prática e direta nos testes de controle de qualidade de imagem. A partir do estudo de Samei et al. (2005) demonstrou-se a necessidade de aplicar a otimização em imagens digitais. Nesse sentido, foi considerada como proposta de otimização na mamografia

a relação entre a métrica do contraste e a energia de exposição incidente na superfície da mama, ou seja, o $Kerma$. O $K_{a,i}$ refere-se à transferência de energia e em baixas doses é equivalente a dose absorvida (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Neste trabalho, analisou-se obter a FOM_2 relacionando o quadrado do fator do IQF_{inv} em relação ao $Kerma$, conforme Equação (17) apresentada a seguir:

$$FOM_2 = \frac{IQF_{inv}^2}{K_{a,i}} \tag{17}$$

Com o objetivo de assegurar equivalência entre as duas propostas de FOM assegurou-se o mesmo valor de pixel nas imagens para a combinação de $alvo/filtro$ de Mo/Rh e cada valor de kV_p e mAs estudado.

3.7 Obtenção dos Parâmetros Físicos ótimos e Validação das propostas de otimização

Os parâmetros físicos ($Alvo/filtro$, kV_p e mAs) otimizados são definidos pelas FOMs de modo a comparar com os parâmetros otimizados por uma metodologia de aquisição automático nas quatro tabelas, T_0, T_1, T_2 e T_3, proposto pela Hologic. A otimização da combinação de $Alvo/Filtro$ foi realizada no estudo de Bohórquez (2016), onde considerou espessuras de mama de 4,5 cm e 7,5 cm com glandularidade de 50% e, obteve como a melhor escolha para mamas grandes a combinação de Mo/Rh. Nesse sentido, o conjunto otimizado de Mo/Rh também foi utilizado por Villarreal (2019), quando fixou a espessura de mama em 6 cm e diferentes composições de mama com 20%, 30% e 50% de glandularidade.

Para este trabalho, manteve-se o $Alvo/Filtro$ de Mo/Rh e, obteve-se imagens com variação de kV_p e mAs. A otimização do kV_p foi realizada utilizando as propostas de FOMs, foram construídos gráficos da FOM_1 *vs.* kVp e FOM_2 *vs.* kV_p feitas imagens variando a tensão entre 27kV_p a 32 kV_p, nas três diferentes espessuras de mama. O valor de mAs variou correspondente a cada tensão, visto que, em cada imagem feita garantiu-se o mesmo valor de sinal no detector para poder comparar todas as imagens, dado pelo *Mean Value Pixel* (MVP) ou Valor Médio de Pixel (VMP) com valor próximo de 400 pixels, que é o recomendado pelo fabricante na publicação *National Health Service Breast Screening Programme* (NHSBSP A et al., 2009). A análise do MVP e do ruído na imagem foram feitas utilizando o $software$ aberto *Image J*, em áreas delimitadas de *Region of Interest*(ROI), com área circular de 29 mm^2. Dessa maneira, foram selecionados os parâmetros que tivessem o valor de sinal padronizado.

Os gráficos de FOMs *vs.* kV_p foram construídos com os valores do IQF_{inv}, MGD e $Kerma$, utilizados para calcular as FOMs de acordo com as Equações 16 e 17. Dessa maneira, o kV_p ótimo (kV_p^*) corresponde no gráfico ao maior valor da FOM, visto que, foi definida a tensão otimizada de acordo com os maiores valores para a FOM_1 e FOM_2, comparando-os em seguida e definindo o kV_p^*. Para obter o mAs ótimo (mAs^*), já fixada a combinação de $Alvo/Filtro$ e kV_p^*, equivalentes para as duas propostas de FOM, foram feitos os gráficos de FOM_1 *vs.* mAs e FOM_2 *vs.* mAs. Analogamente, obteve-se o IQF_{inv}, o MGD e o $Kerma$ para calcular as FOMs correspondente a cada valor de mAs. O mAs que apresenta o maior valor de FOM nos gráficos é o mAs otimizado. Assim, ao final dessa etapa é possível obter os parâmetros físicos otimizados (Mo/Rh, kV_p^*, mAs^*).

Com a obtenção dos parâmetros físicos otimizados pelas duas FOMs (Mo/Rh, kV_p^*, mAs^*), torna-se necessária comparar com as imagens feitas com os parâmetros físicos (Mo/Rh, kV_p^0, mAs^0) obtidos em imagens no modo automático do mamógrafo. Para isso, utiliza-se os phantoms ACR, TORMAM e CIRS, nas espessuras de 7,5 cm, 8,5 cm e 10 cm. Foram realizados dois conjuntos de imagens, sendo um conjunto de imagens utilizando os parâmetros otimizados e outro com os parâmetros definidos nas quatro tabelas no modo AEC, de modo que foram feitas três imagens para todas as espessuras no modo AEC do equipamento e também para todas as espessuras e em cada phantom com os parâmetros otimizados pelas FOMs. A validação das imagens é feita analisando a qualidade delas obtidas comparando-se os parâmetros de ruído e contraste além da visibilidade das estruturas presentes em cada phantom. Assim, utiliza-se as métricas de CNR, SDNR e SNR para definir com qual combinação de parâmetros se obteve uma boa imagem utilizando menor MGD entre o sistema otimizado e automático.

3.8 Incerteza das medidas

A incerteza é um parâmetro associado ao resultado de uma medição, que reflete a falta de conhecimento exato do valor medido (METROLOGY, 2020). A incerteza pode ser composta por dois tipos, na qual uma é definida pela distribuição estatística dos valores provenientes do valor médio das medidas. Sendo calculada pela Equação (18).

$$\sigma_{\bar{Z}} = \frac{\sigma}{\sqrt{n}} \tag{18}$$

onde:
σ é o desvio padrão da medida;
n corresponde a quantidade de medidas;

O outro tipo de incerteza, de modo indireta, é baseada na experiência de experimentos passados como em certificados de calibração, em especificações do fabricante

e a partir de equações. Dessa maneira, para calcular a incerteza de uma grandeza dependente Z com diferentes variáveis, é necessário conhecer a incerteza de cada uma para calcular a incerteza total da grandeza. Para isso, a incerteza total (σ_Z) é calculada utilizando a Equação (19).

$$\sigma_Z^2 = (\frac{\partial_Z}{\partial_x})^2\sigma_x^2 + (\frac{\partial_Z}{\partial_y})^2\sigma_y^2 + \cdots \tag{19}$$

onde:
σ_x e σ_y são as incertezas de x e y, respectivamente.
Assim, o resultado é apresentado através da Equação (20):

$$Z \pm \sigma_Z \tag{20}$$

Para o presente estudo, foi utilizada a Equação (18) para calcular a incerteza do IQF_{inv} utilizando o *software* de análise CDMAM V 1.2 e para as medidas de L_0, L_1, L_2 e o $Kerma$ obtidas pela câmara de ionização.

A incerteza da câmara de ionização foi proveniente do certificado de calibração fornecido pelo Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI), do IPEN, sendo de (0,02 μGy). A incerteza do IQF_{inv} foi calculada em estudo anterior de modo que o valor obtido é de $\pm 6\%$. Para obter a incerteza da MGD pelo método do Dance et al. (2000) e das $FOMs$, uma vez que estas grandezas são calculadas através de equação, calculou-se a derivada parcial em função de cada variável correspondente e a incerteza foi obtida utilizando a Equação (19). E os resultados objetos deste estudo são apresentados de acordo com a Equação (20).

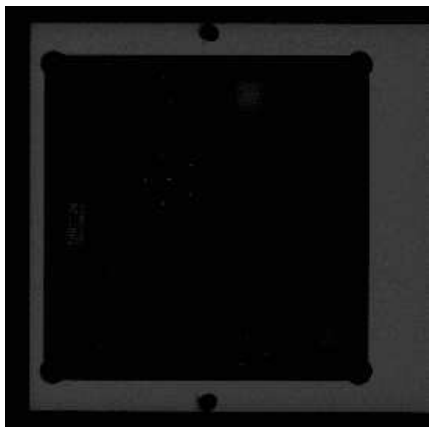
4 Resultados e Discussão

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos de acordo com a metodologia descrita. Inicialmente, os testes automáticos de estabilidade e imagem no mamógrafo Selenia, seguido dos conjuntos de medidas analisadas no modo AEC e manual para obter os valores do HVL e do IQF_{inv}. Posteriormente, são apresentados os resultados da otimização do kV_p e do mAs para as espessuras de mama de 7,5 cm, 8,5 cm e 10 cm, bem como, os resultados calculados com as propostas de otimização em estudo para definir os parâmetros físicos otimizados. Por último, os resultados obtidos do teste de validação utilizando as métricas CNR_m, $SDNR_m$ e SNR_m.

4.1 Primeira etapa

A primeira etapa foi iniciada realizando-se a caracterização do mamógrafo digital, instalado no CPqCTR identificando a composição e o desempenho do equipamento. Testes diários de controle de qualidade e calibração semanal foram realizados para garantir o bom desempenho do sistema, de acordo com as normas do fabricante (HOLOGIC, 2014). Os testes diários foram realizados no modo automático de exposição (AEC), conforme recomendação proposta na mais atual norma nacional vigente, a RDC n° 611 da ANVISA (2022), onde determina que antes e depois de realizar qualquer medida experimental ou clínico, seja feita uma imagem de teste para verificar visualmente as estruturas possíveis presente no objeto de teste *American College Radiology* (ACR), espessura de 4,5 cm e 50% de glandularidade, como apresenta a Figura 37, de modo a verificar um bom desempenho do sistema que forneça imagens sem artefatos.

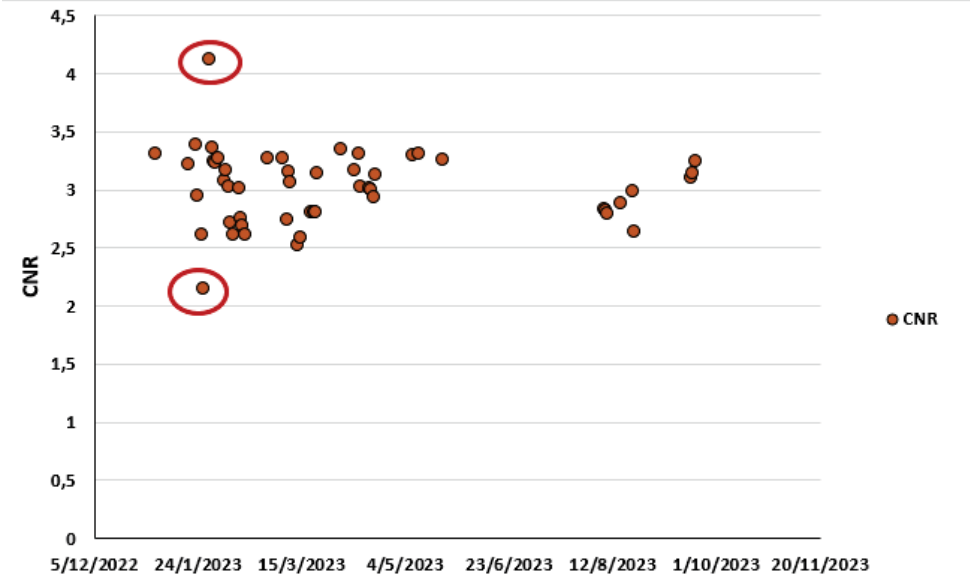
Figura 37 – Imagem do ACR feita no modo AEC com alvo/filtro de Mo/Rh, tensão de 28 kV_p e 84 mAs.



Fonte: *Autora*

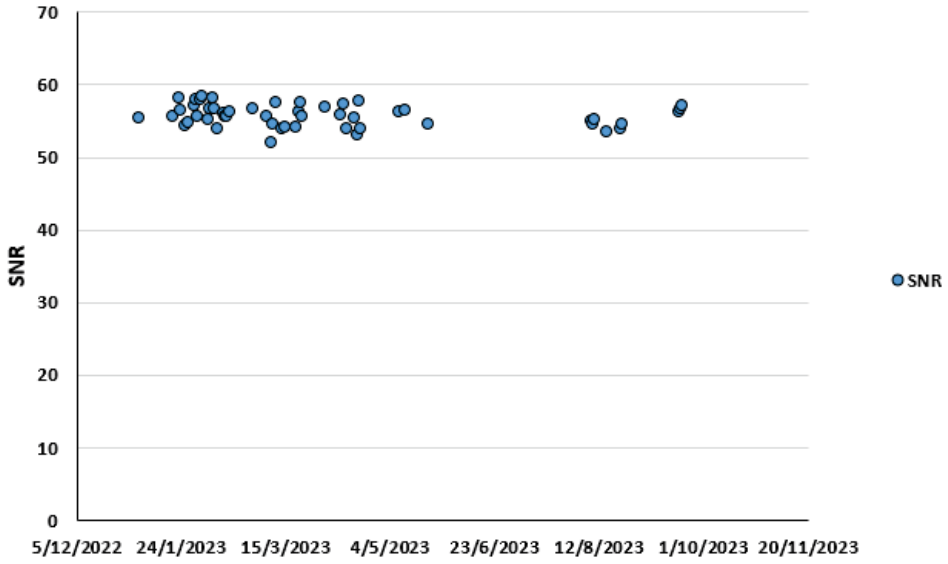
Na imagem teste do ACR, foram calculados os valores para as métricas CNR e SNR para avaliar a estabilidade do sistema, conforme apresentado nas Figuras 38 e 39.

Figura 38 – Flutuação do CNR ao longo do período da investigação.



Fonte: *Autora*

Figura 39 – Flutuação do SNR ao longo do período da investigação.



Fonte: *Autora*

Os valores médios das métricas são CNR = 3,0 ± 0,3 e para o SNR = 56,0 ± 1,5. As flutuações ocorridas ao longo das medidas estão relacionadas aos fatores da temperatura do detector, da sala, umidade e da calibração. Os resultados de CNR e SNR mostram que o equipamento está em bom funcionamento, uma vez que a qualidade da imagem indica que o valor da CNR na imagem não pode variar mais de 15% do

valor da CNR medido no teste de aceitação e o valor da SNR deve ser sempre maior ou igual a 50. A opção de calibração é disponibilizado no sistema do equipamento, sendo acessível na tela do operador e realizada uma vez por semana, conforme descrito no manual da HOLOGIC (2014).

4.1.1 Aquisição de imagem

Nesta etapa, foram testadas as tensões na faixa de 25 kV_p a 34 kV_p nas três diferentes espessuras de mama estudadas, mantendo a combinação $alvo/filtro$ de Mo/Rh, conforme discutido na secção 3.4. Para cada medida de kV_p foi selecionado o valor de mAs correspondente a obter um valor próximo de 400 pixels, numa região de interesse (ROI) delimitada na imagem para o conjunto CDMAM/PMMA, como apresentado o arranjo experimental na secção 3.4.1. Todas as imagens foram feitas utilizando a maior área do campo focal no mamógrafo de 24x29 cm. Na Tabela 10 são apresentados as combinações obtidas.

Tabela 10 – Parâmetros físicos testados.

			mAs
Espessura (cm)	Modo	kV_p	Mo/Rh
7,5			
	Manual	27	375
		28	300
		29	240
		30	190
		31	150
		32	120
		33	100
		34	80
8,5			
	Manual	28	400
		29	300
		30	240
		31	140
		32	150
		33	120
		34	100
10			
	Manual	32	375
		33	300
		34	220

Fonte: Autora

A partir das combinações obtidas dos parâmetros físicos (Mo/Rh, kV_p, mAs), foram feitas imagens para analisar qual combinação de parâmetros melhor apresenta a relação entre qualidade de imagem e menor dose de radiação. Além disso, para a espessura de 10 cm obteve-se menos medidas, uma vez que para a mama maior somente três combinações de parâmetros físicos conseguiram atingir o valor de sinal no detector.

4.2 Segunda etapa

4.2.1 Cálculo do IQF_{inv}

A partir dos dados apresentados na Tabela 7, para cada combinação foi realizada uma série com dezesseis (16) imagens para serem submetidas ao $software$ de análise CDMAM 3.4 e obter o valor do fator de qualidade de imagem, o IQF_{inv}, em imagens do tipo *raw* e processada onde é possível verificar se há equivalência entre elas e, consequentemente, aplicar a metodologia de otimização diretamente nas imagens processadas. Os resultados da grandeza obtidos nos diferentes formatos de imagem e espessuras de mama são apresentados na Tabela 11.

Tabela 11 – Valores obtidos do IQF_{inv} para as imagens raw e processada.

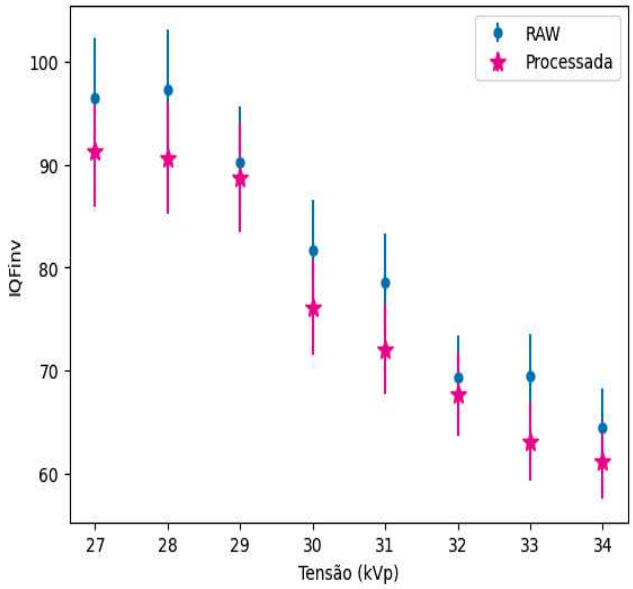
Espessura (cm)	kV_p	$IQF_{inv_{Raw}} \pm 6\%$ $(\mu m^{-2})10^{-3}$	$IQF_{inv_{proc}} \pm 6\%$
7,5			
	27	96,5	91,3
	28	97,3	90,6
	29	90,2	88,7
	30	81,7	76,1
	31	78,6	72
	32	69,3	67,7
	33	69,4	63,1
	34	64,4	61,2
8,5			
	28	94,5	84,4
	29	83,9	74,5
	30	78,3	75
	31	71,4	68,2
	32	70,4	66,6
	33	62,6	60
	34	63,2	60,9
10			
	32	59,1	53,9
	33	56	54,8
	34	49,3	48,7

Fonte: Autora

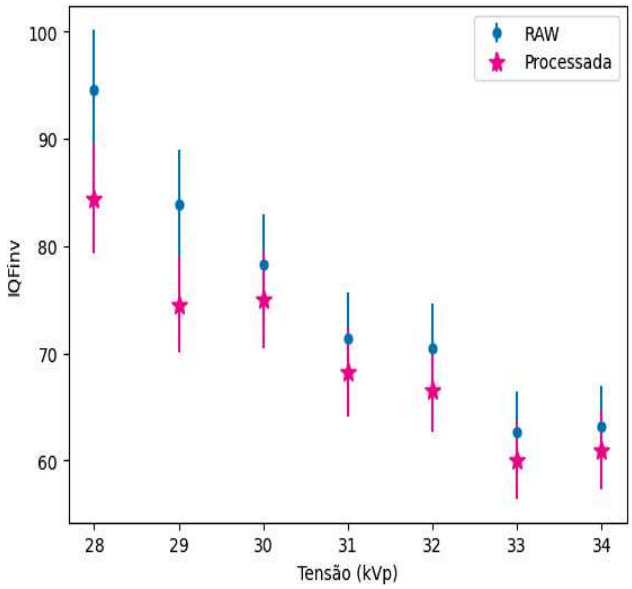
Com o uso do software CDMAM V.1.2, o valor do IQF_{inv} foi obtido para as imagens *raw* e processadas. É importante abranger o estudo do cálculo do IQF_{inv} nos diferentes formatos de imagens, uma vez que o protocolo europeu (PERRY et al., 2006) recomenda que os testes de controle de qualidade em mamografia sejam aplicados em imagem *raw*, exceto quando o sistema não permite o acesso a tal imagem e que seja garantida a técnica de processamento de imagem. Para isso, o valor da incerteza do IQF_{inv} foi calculado a partir da análise do conjunto de imagens que apresentaram maior valor de flutuação do IQF_{inv} nas imagens *raw* e processada, dessa maneira, o valor máximo da incerteza obtida é de $\pm 6\%$.

Na Figura 40, são apresentados os valores do IQF_{inv} calculados em conjuntos de imagens *raw* e processadas, nas diferentes espessuras de mama.

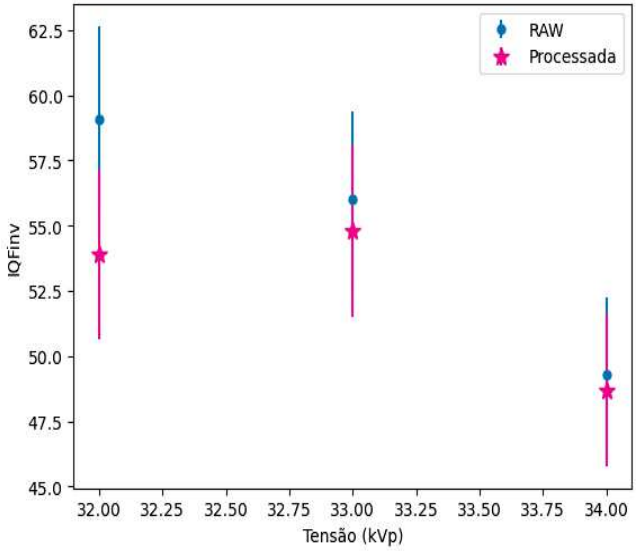
Figura 40 – Gráfico do IQF_{inv} em função do kV_p



(a) Gráfico do IQF_{inv} em função do kV_p em imagem RAW e processada para espessura de 7,5 cm.



(b) Gráfico do IQF_{inv} em função do kV_p em imagem RAW e processada para espessura de 8,5 cm.



(c) Gráfico do IQF_{inv} em função do kV_p em imagem RAW e processada para espessura de 10 cm.

Fonte: Autora

Observa-se que em todos os casos estudados, o valor do IQF_{inv} nas imagens *raw* é maior em relação as processadas. Contudo, quando aplicado a incerteza de $\pm 6\%$, os resultados do IQF_{inv} para as imagens *raw* e processadas são equivalentes, isso representa que as imagens processadas não sofreram perda significativa de informações quando submetidas às técnicas de ajustes de sinal, ruído e contraste, ou seja, a técnica de processamento de imagem mantêm as informações que são úteis para o diagnóstico clínico. Assim, torna-se possível utilizar a imagem processada na investigação de uma

nova otimização da imagem.

4.2.2 Medições do $Kerma$ ($K_{a,i}$)

As medições do $Kerma$ no ar foram realizadas de acordo com a metodologia descrita na secção 3.3.1, seguindo os protocolos sugeridos pela ANVISA (2022) e IAEA (2023). Na Tabela 12 são apresentados as medidas obtidas do $K_{a,i}$, dado em mGy (miligray), registrado na câmara de ionização para as espessuras de 7,5 cm, 8,5 cm e 10 cm e alvo/filtro de Mo/Rh.

Tabela 12 – Medidas obtidas do $Kerma$ para diferentes espessuras de mama.

kV_p	$Kerma_{7,5} \pm 0,02$	$Kerma_{8,5} \pm 0,02$ (mGy)	$Kerma_{10} \pm 0,02$
27	13,2		
28	15,0	16,6	
29	16,9	18,7	
30	18,9	20,9	
31	21,0	23,2	
32	23,1	25,5	30,3
33	25,5	28,0	33,1
34	27,6	30,6	36,4

Fonte: Autora

A partir dos dados apresentados na tabela, observa-se um crescimento na medida do $Kerma$ em relação ao valor de tensão para cada espessura estudada. Dentre as espessuras estudadas, a mama com 10 cm de espessura apresentou maior valor de $K_{a,i}$ com aumento de energia de 30% e 18% comparado com o $Kerma$ referente as mamas com 7,5 cm e 8,5 cm. Isso indica que o aumento do kV_p gera um feixe de elétrons mais energéticos e, com maior energia irão produzir raios X mais energéticos com maior capacidade de penetrar a mama.

4.2.3 Cálculo do HVL e dose

Para cada combinação apresentada na Tabela 7, foram realizadas as medidas para o $K_{a,i}$, L_0, L_1 e L_2 para calcular o HVL, utilizando a Equação (4). Os valores do HVL calculado nas espessuras de 7,5 cm, 8,5 cm e 10 cm são apresentados na Tabela 13.

Tabela 13 – Valores obtidos do HVL para diferentes espessuras de mama.

kV_p	$HVL_{7,5} \pm 0,004$	$HVL_{8,5} \pm 0,004$ $(mmAl)$	$HVL_{10} \pm 0,004$
27	0,43		
28	0,45	0,45	
29	0,45	0,46	
30	0,46	0,46	
31	0,47	0,47	
32	0,47	0,48	0,47
33	0,48	0,48	0,48
34	0,48	0,49	0,48

Fonte: Autora

A interpretação dos resultados do HVL foi feita aplicando a Equação (5), onde o valor da constante C para combinação alvo/filtro de Mo/Rh é igual a 0,19 $mmAl$, como apresentado na secção 3.3.2. Observa-se que em todos os casos, o valor do HVL se mantêm conforme os valores limites estabelecidos nos protocolos dos programas de controle de qualidade de imagem mamográfica. Além disso, ao relacionar o valor do HVL com o kV_p observa-se que a energia aumenta na medida em que a tensão aumenta, dado a relação direta em se obter um feixe mais energético com o aumento do valor do HVL, devido a capacidade de absorção das placas de alumínio utilizadas, com isso o coeficiente de atenuação diminui. Contudo, neste estudo, o valor da camada coerente do HVL calculado, de acordo com as medidas do $K_{a,i}$ foi de 0,45 $mmAl$ sendo o valor de referência na escolha dos fatores de conversão para calcular a dose glandular absorvida.

4.2.4 Cálculo da MGD

A MGD neste estudo foi calculada considerando diferentes composições de mama. De acordo com a metodologia proposta por Dance (1990) e Dance et al. (2000), apresentada na secção 3.3.3.1, para calcular a MGD foi utilizado a Equação (8), esta considerando os fatores g_t, c e s, associados ao HVL, espessura da mama e a combinação de alvo/filtro. Para calcular a MGD para diferentes composições de mama (glandularidade), foi utilizado a Equação (9), cujo coeficientes utilizados abrangem a faixa etária entre 50 a 64 anos. Dessa maneira, a MGD foi calculada considerando as composições de mama de 20%, 30% e 50% de glandularidade nas espessuras de 7,5 cm, 8,5 cm e 10 cm. Os resultados calculados da MGD para diferentes composição de mama e espessura são apresentados a seguir.

Tabela 14 – Valores de MGD para mama com 7,5 cm de espessura e diferentes glandularidades.

kV_p	$MGD_{20\%}$	$\sigma_{MGD_{20\%}}$	$MGD_{30\%}$ (mGy)	$\sigma_{MGD_{30\%}}$	$MGD_{50\%}$	$\sigma_M GD_{50\%}$
27	1,44	0,001	1,37	0,0009	1,95	0,06
28	1,64	0,001	1,56	0,001	2,50	0,08
29	1,85	0,002	1,76	0,001	2,81	0,10
30	2,07	0,002	1,97	0,002	3,14	0,12
31	2,30	0,002	2,18	0,002	3,50	0,15
32	2,52	0,003	2,40	0,003	3,83	0,20
33	2,80	0,004	2,65	0,003	4,22	0,23
34	3,01	0,004	2,87	0,004	4,58	0,27

Fonte: Autora

Tabela 15 – Valores de MGD para mama com 8,5 cm de espessura e diferentes glandularidades.

kV_p	$MGD_{20\%}$	$\sigma_{MGD_{20\%}}$	$MGD_{30\%}$ (mGy)	$\sigma_{MGD_{30\%}}$	$MGD_{50\%}$	$\sigma_M GD_{50\%}$
28	1,03	0,0005	0,97	0,0004	2,36	0,003
29	1,16	0,0006	1,10	0,0006	2,66	0,004
30	1,30	0,0008	1,23	0,0007	2,97	0,005
31	1,43	0,001	1,36	0,0009	3,29	0,006
32	1,58	0,001	1,50	0,001	3,63	0,007
33	1,74	0,001	1,65	0,001	3,98	0,008
34	1,90	0,002	1,80	0,001	4,35	0,010

Fonte: Autora

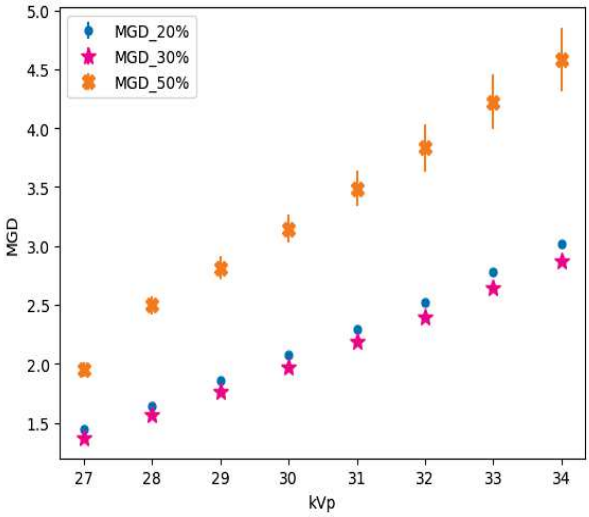
Tabela 16 – Valores de MGD para mama com 10 cm de espessura e diferentes glandularidades.

kV_p	$MGD_{20\%}$	$\sigma_{MGD_{20\%}}$	$MGD_{30\%}$ (mGy)	$\sigma_{MGD_{30\%}}$	$MGD_{50\%}$	$\sigma_M GD_{50\%}$
32	1,09	0,0006	1,03	0,0005	3,37	0,005
33	1,19	0,0007	1,13	0,0006	3,69	0,006
34	1,30	0,0008	1,24	0,0007	4,05	0,008

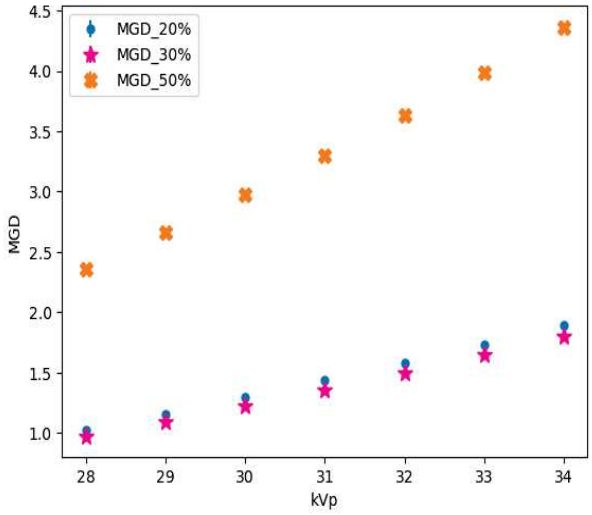
Fonte: Autora

A partir dos resultados apresentados nas Tabelas 14, 15 e 16, foram construídos os gráficos da MGD em função da tensão, vistos na Figura 41.

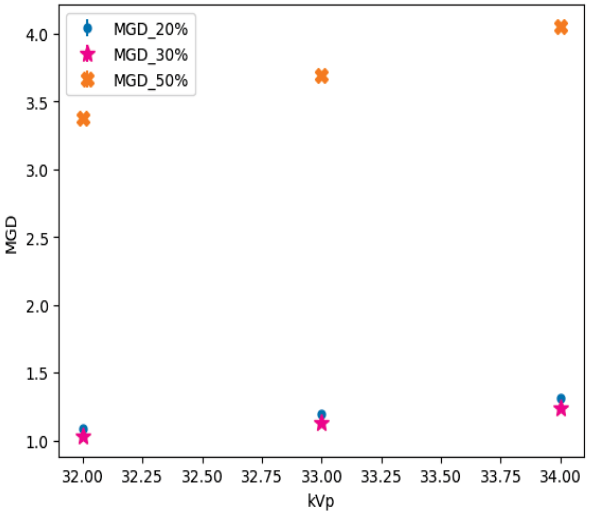
Figura 41 – Gráfico da MGD em função do kV_p.



(a) Gráfico da MGD em função do kV_p para espessura de mama de 7,5 cm.



(b) Gráfico da MGD em função do kV_p para espessura de mama de 8,5 cm.



(c) Gráfico da MGD em função do kV_p para espessura de mama de 10 cm.

Fonte: Autora

O aumento na MGD com o aumento do kV_p está relacionado com a elevada medida do mAs, uma vez que para grandes espessuras de mama e para se obter o mesmo valor de sinal no detector utilizou-se maior corrente que aumentará a intensidade dos raios X. Nesse sentido, o aumento do kV_p gerou um feixe mais energético e, consequentemente, maior deposição de energia nos tecidos da mama. Nos gráficos observa-se um aumento linear da MGD em função da tensão e, a composição da mama também influencia na dose, visto que, mamas densas possuem maior capacidade de absorção à radiação, uma vez que mamas com 50% de glandularidade obtiveram maior MGD. Por outro lado, as mamas com 20% e 30% de glandularidades apresentaram

valores próximos de MGD. Em todos os casos estudados, o menor valor de MGD foi para os menores valores de kV_p, sendo 27kV_p para espessura de 7,5 cm, 28kV_p para 8,5 cm e 32kV_p para 10 cm.

4.3 Terceira etapa

Nesta etapa, as duas propostas de otimização, FOM_1 e FOM_2, foram calculadas e relacionadas com os valores do kV_p para obter o valor otimizado da tensão, ou seja, o valor do kV_p que apresentou os maiores resultados de FOM, correspondendo ao melhor desempenho do sistema mamográfico.

4.3.1 Otimização do kV_p

A FOM foi calculada para analisar os resultados e escolher o parâmetro físico que garanta a melhor qualidade de imagem com menor dose de radiação possível. Inicialmente, para a otimização do kV_p foram calculadas duas propostas de FOMs, utilizando as Equações (13) e (14), como descritas na seção 3.6. Assim, para cada conjunto de exposições realizadas com diferentes composições e espessuras de mama foram construídos gráficos para cada FOM *versus* a tensão aplicada.

As Tabelas 17, 18 e 19 apresentam os resultados da FOM_1 utilizando a equação definida como o quadrado do IQF_{inv} pela dose incidente na mama, ou seja, o MGD, sugerido pelo Dance. Os resultados da FOM_1 obtida para cada composição e espessura de mama são resumidamente apresentados na Figura 42.

Tabela 17 – Valores da FOM_1 calculada com MGD em função da tensão para 7.5 cm.

kV_p	$FOM_{1/20\%}$	$\sigma_{FOM_{1/20\%}}$	$FOM_{1/30\%}$	$\sigma_{FOM_{1/30\%}}$	$FOM_{1/50\%}$	$\sigma_{FOM_{1/50\%}}$
			$(\mu m^{-4} mGy^{-1})10^{-6}$			
27	5778,6	8,6	6074,0	8,9	4279,0	131,9
28	4991,4	7,3	5246,5	7,7	3287,9	104,1
29	4248,0	7,3	4465,2	6,5	2798,3	99,5
30	2797,2	5,2	2940,1	5,5	1842,6	73,3
31	2256,3	4,2	2371,7	4,5	1486,3	65,7
32	1816,2	4,0	1909,0	4,1	1196,4	58,1
33	1431,0	3,4	1504,2	3,3	942,6	50,5
34	1240,9	2,9	1304,4	3,1	817,4	47,5

Fonte: Autora

Tabela 18 – Valores da FOM_1 calculada com MGD em função da tensão para 8,5 cm.

kV_p	$FOM_{1/20\%}$	$\sigma_{FOM_{1/20\%}}$	$FOM_{1/30\%}$	$\sigma_{FOM_{1/30\%}}$	$FOM_{1/50\%}$	$\sigma_{FOM_{1/50\%}}$
			$(\mu m^{-4} mGy^{-1})10^{-6}$			
28	6929,8	10,4	7301,3	10,8	3017,5	5,7
29	4787,3	8,1	5044,0	8,6	2084,6	4,6
30	4340,0	7,4	4571,6	7,8	1889,4	4,4
31	3239,3	6,1	3413,0	6,4	1410,5	3,6
32	2805,6	5,3	2956,0	5,7	1221,7	3,2
33	2073,0	4,3	2184,2	4,6	902,7	2,5
34	1953,7	4,4	2058,4	4,2	850,7	2,6

Fonte: Autora

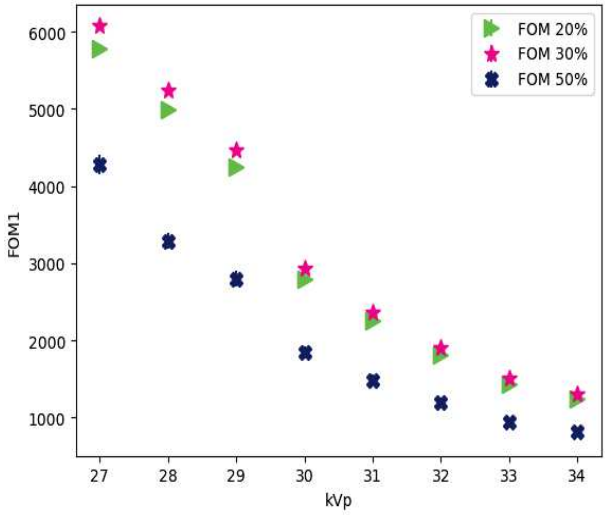
Tabela 19 – Valores da FOM_1 calculada com MGD em função da tensão para 10 cm.

kV_p	$FOM_{1/20\%}$	$\sigma_{FOM_{1/20\%}}$	$FOM_{1/30\%}$	$\sigma_{FOM_{1/30\%}}$	$FOM_{1/50\%}$	$\sigma_{FOM_{1/50\%}}$
			$(\mu m^{-4} mGy^{-1})10^{-6}$			
32	2665,9	6,1	2811,7	6,4	859,9	2,3
33	2522,6	5,7	2660,7	6,0	813,7	2,2
34	1813,2	4,6	1912,4	4,8	584,9	1,8

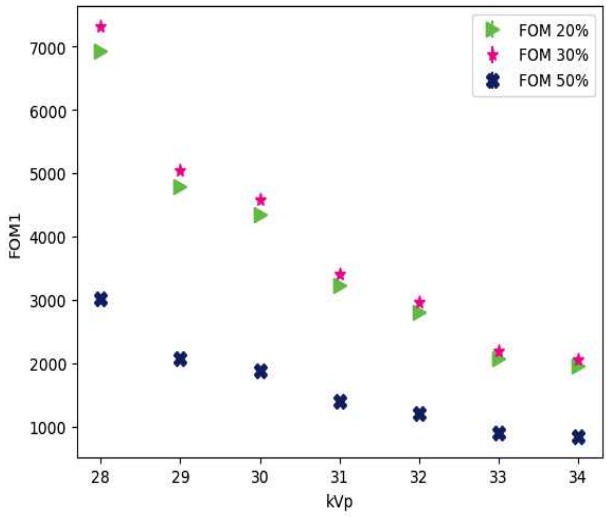
Fonte: Autora

Na Figura 42, observa-se que em todos os casos estudados a FOM_1 decresce a medida que o kV_p aumenta, isso está relacionado a MGD ser inversa a FOM, ou seja, maior a dose de radiação não representa melhor otimização. Nos gráficos, a FOM_1 apresenta valores próximos nas composições de mama com 20% e 30% sendo maiores quando comparadas a FOM_1 para a mama com 50% de glandularidade. A escolha do kV_p ótimo para cada espessura de mama está relacionada com o maior valor de FOM obtida em todas as composições da mama. Assim, para esta proposta, os valores ótimos de tensão em cada espessura de mama foram de 27 kV_p, 28 kV_p e 32 kV_p.

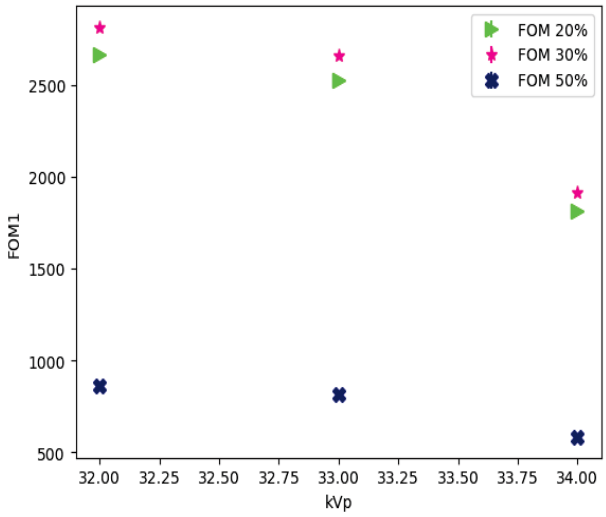
Figura 42 – Gráficos da FOM_1 em função do kV_p.



(a) Gráfico da FOM_1 em função do kV_p para espessura de mama de 7,5 cm.



(b) Gráfico da FOM_1 em função do kV_p para espessura de mama de 8,5 cm.



(c) Gráfico da FOM_1 em função do kV_p para espessura de mama de 10 cm.

Fonte: Autora

A nova proposta de FOM_2 estudada independe da composição da mama, bem como, de fatores de conversão, como discutido na secção 3.6. Nesse sentido, para nova FOM_2 foi relacionado o quadrado do fator de qualidade de imagem, IQF_{inv}, dados Tabela 11, em relação a energia que incide na superfície da mama no ar, ou seja, o $K_{a,i}$, Tabela 12. Na Tabela 20 são apresentados os valores obtidos da FOM_2 para cada valor de tensão aplicado nas diferentes espessuras de mama estudadas.

Tabela 20 – Valores da nova FOM_2 em função do kV_p para as espessuras de mama de 7,5 cm, 8,5 cm e 10 cm.

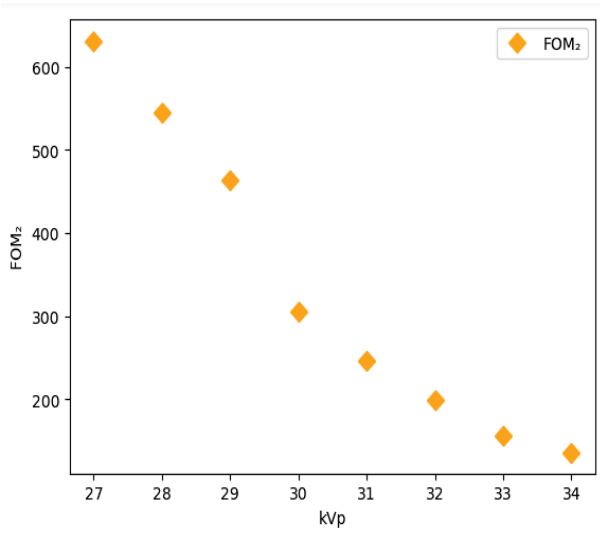
kV_p	$FOM_{2/7,5cm}$	$\sigma_{FOM_{2/7,5cm}}$	$FOM_{2/8,5cm}$	$\sigma_{FOM_{2/8,5cm}}$	$FOM_{2/10cm}$	$\sigma_{FOM_{2/10cm}}$
			$(\mu m^{-4} mGy^{-1})10^{-6}$			
27	631,01	1,26				
28	545,04	1,02	429,63	0,80		
29	463,90	0,83	296,80	0,57		
30	305,44	0,58	269,01	0,50		
31	246,40	0,47	200,83	0,39		
32	198,32	0,40	173,94	0,34	95,85	0,22
33	156,26	0,32	128,52	0,27	90,70	0,20
34	135,50	0,30	121,12	0,25	65,20	0,16

Fonte: Autora

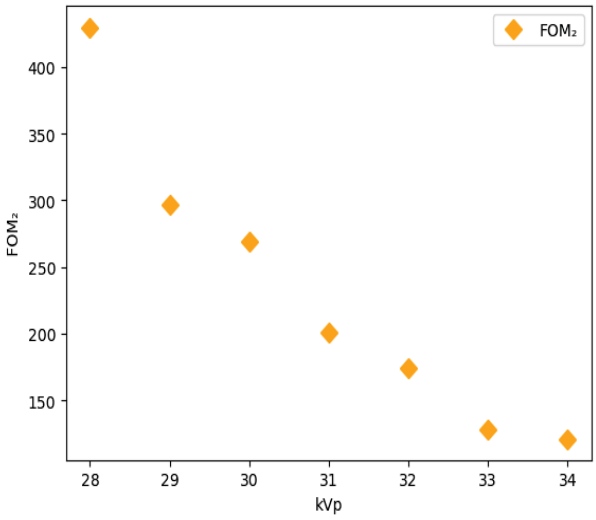
Observa-se que os resultados obtidos quando aplicado a nova proposta de figura de mérito, FOM_2, foram menores em relação a proposta que considera o valor da MGD, uma vez que a medida do $Kerma$ foi menor, correspondendo a 50% de chance dos fótons de raios X serem absorvidos. Porém, os resultados se apresentam de modo análogo a FOM_1 quando verifica-se que o maior valor da FOM_2 está relacionado ao menor valor de kV_p nas diferentes espessuras de mama. Para melhor observação, os resultados são resumidamente apresentados na Figura 43.

Nos gráficos abaixo observa-se que o valor da FOM_2 decresce a medida que aumenta a tensão, uma vez mais energia foi transferida. Assim, para a mama com espessura de 7,5 cm o maior valor da FOM_2 foi de 27 kV_p, para 8,5 cm foi de 28 kV_p e para 10 cm a melhor resposta da FOM_2 foi para 32 kV_p.

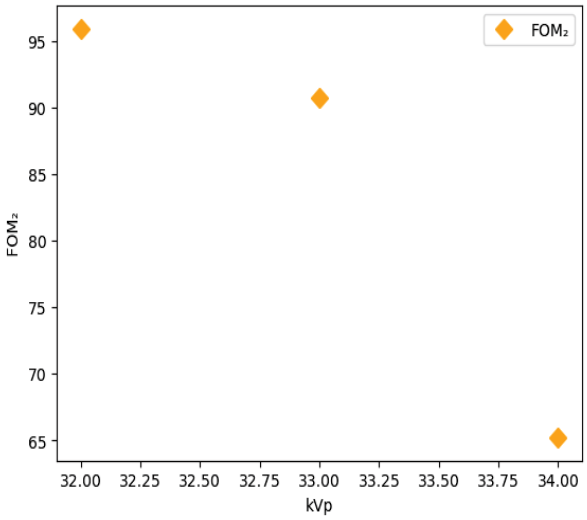
Figura 43 – Gráficos da FOM_2 em função do kV_p.



(a) Gráfico da FOM_2 em função do kV_p para espessura de mama de 7,5 cm.



(b) Gráfico da FOM_2 em função do kV_p para espessura de mama de 8,5 cm.



(c) Gráfico da FOM_2 em função do kV_p para espessura de mama de 10 cm.

Fonte: Autora

Em seguida, foram comparados os valores de kV_p cujo sistema apresentou maior desempenho, ou seja, maior valor da figura de mérito (FOM). De acordo com as duas propostas estudadas verificou-se uma equivalência entre os valores das tensões escolhidas e definindo - o como kV_p otimizado. Na Tabela 21 estão os valores de tensão otimizados de acordo com as duas propostas de FOM. Sendo os valores de kV_{p1} referentes a FOM_1 e kV_{p2} para FOM_2 escolhidos quando aplicados as duas metodologias de figura de mérito.

Tabela 21 – Valores de kV_{p1} e kV_{p2} ótimos para as espessuras de mama de 7,5 cm, 8,5 cm e 10 cm.

Espessura (cm)	kV_{p1}	kV_{p2}
7,5	27	27
8,5	28	28
10	32	32

Fonte: Autora

Utilizando as duas propostas de otimização, obteve-se os mesmos resultados para o kV_p otimizado. Isso contribui para que a FOM_2 seja mais uma alternativa prática e exequível de proposta de otimização aplicada em imagem processada. Na próxima etapa, utilizou-se as FOM_1 e FOM_2 para obter o mAs otimizado.

4.4 Quarta etapa

Esta etapa corresponde a aplicação da metodologia utilizada anteriormente para a obtenção da corrente otimizada considerando os valores escolhidos de tensões ótimos na etapa anterior. Em seguida, serão apresentados os parâmetros físicos (Mo/Rh; kV_{p1}; mAs_1) e (Mo/Rh; kV_{p2}; mAs_2) otimizados quando aplicados as duas propostas de FOM.

4.4.1 Otimização do mAs

Para a obtenção do produto corrente tempo (mAs) otimizado, utilizou-se a metodologia aplicada anteriormente, de modo que para cada valor de kV_p já otimizado relaciona-se um valor de mAs que atinja o valor máximo de MVP no detector. Dessa maneira, foram testados valores de mAs obtidas no modo de exposição automático (AEC) e manual do equipamento mamográfico considerando as espessuras de mama estudadas. Os valores testados de mAs para cada kV_p nos modos AEC e manual são apresentados na Tabela 22. Para calcular o IQF_{inv} foi mantido o conjunto contendo 16 imagens no formato processada.

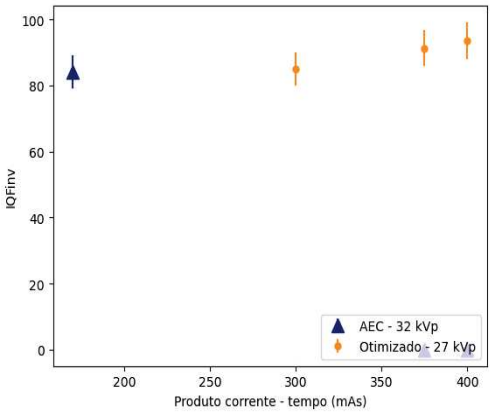
Tabela 22 – Dados do IQF_{inv} em função do mAs.

Espessura (cm)	Modo	kV_p	mAs	$IQF_{inv} \pm 0,06$ $[(\mu m^{-2})10^{-3}]$
7,5				
	AEC	32	170	84,2
	Manual	27	300	85,0
			375	91,3
			400	93,6
8,5				
	AEC	33	170	71,5
	Manual	28	300	75,1
			350	75,5
			400	84,4
10				
	AEC	35	220	47,6
	Manual	32	300	54,6
			375	58,6
			400	57,9
		33	260	49,5
			300	53,3
			325	53,5

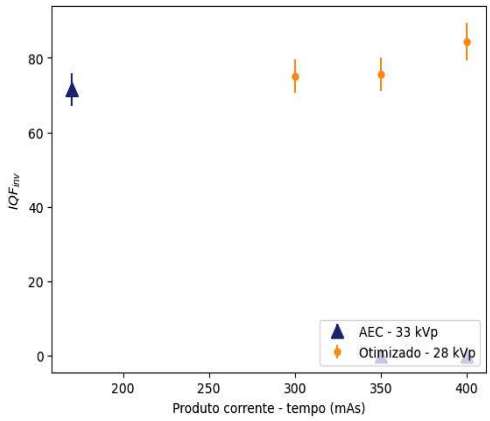
Fonte: Autora

Na Figura 44 são apresentados os resultados do IQF_{inv} em função do mAs para cada espessura de mama.

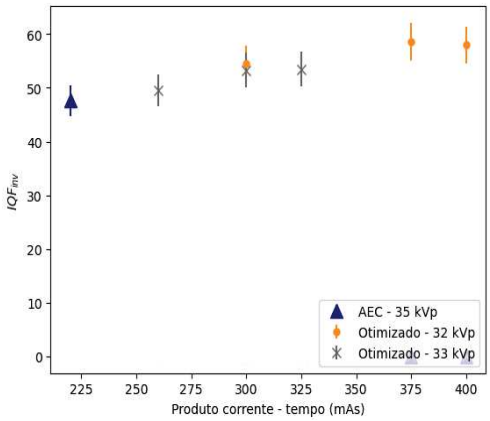
Figura 44 – Gráficos da IQF_{inv} *versus* mAs em imagens processadas.



(a) Gráfico da IQF_{inv} em função do mAs para espessura de mama de 7,5 cm.



(b) Gráfico da IQF_{inv} em função do mAs para espessura de mama de 8,5 cm.



(c) Gráfico da IQF_{inv} em função do mAs para espessura de mama de 10 cm.

Fonte: Autora

Observa-se nos gráficos a variação nos valores do IQF_{inv} obtidos nos parâmetros AEC e manual, de modo que o valores do IQF_{inv} foram equivalentes ou maiores ao AEC quando utilizado o mAs no kV_P otimizado. Analisando o valor do IQF_{inv} dentre as medidas de mAs cujo sinal no detector foi semelhante, em todos os casos estudados verificou - se uma menor flutuação do fator quando atribuída a incerteza do IQF_{inv}, o que representa uma equivalência entre as imagens AEC e otimizada. Dessa maneira, na espessura de 7,5cm, a equivalência de IQF_{inv} no modo AEC e manual ocorreu em correntes de 300 e 375 mAs na tensão de 27 kV_p e superior com 400 mAs. Na espessura de 8,5 cm, o valor do IQF_{inv} é equivalente em AEC e manual para os valores de corrente de 300 e 350 mAs, na tensão de 28 kV_p. Já para 10 cm de espessura, a equivalência do IQF_{inv} é observada para 260, 300 e 325 mAs e tensão de 33 kV_p e, na tensão de 32 kV_pa equivalência entre os parâmetros AEC e manual foi obtida apenas com a corrente de 300 mAs.

Após calcular o valor do IQF_{inv}, obteve-se os valores da MGD em diferentes composições de mama estudadas, conforme observa-se nas Tabelas 23, 24 e 25. Em seguida, obteve-se o valor da FOM_1 correspondente para cada valor de mAs, de acordo com a Equação (13), vistos nas Tabelas 26, 27 e 28. Assim, todos os resultados calculados em cada espessura de mama são apresentados nas tabelas em seguida.

Tabela 23 – Valores de MGD para mama com 7,5 cm de espessura e diferentes glandularidades.

Modo	kV_p	mAs	$MGD_{20\%}$	$\sigma_{MGD_{20\%}}$	$MGD_{30\%}$	$\sigma_{MGD_{30\%}}$	$MGD_{50\%}$	$\sigma_{MGD_{50\%}}$
			(mGy)					
AEC	32	170	2,55	0,05	2,43	0,05	3,44	0,07
Manual	27	300	3,00	0,06	2,86	0,06	4,06	0,08
		375	3,24	0,07	3,10	0,07	4,38	0,09
		400	3,50	0,07	3,31	0,07	4,70	0,10

Fonte: Autora

Tabela 24 – Valores de MGD para mama com 8,5 cm de espessura e diferentes glandularidades.

Modo	kV_p	mAs	$MGD_{20\%}$	$\sigma_{MGD_{20\%}}$	$MGD_{30\%}$	$\sigma_{MGD_{30\%}}$	$MGD_{50\%}$	$\sigma_{MGD_{50\%}}$
			(mGy)					
AEC	33	170	1,64	0,03	1,56	0,03	3,80	0,08
Manual	28	300	1,73	0,04	1,64	0,03	4,00	0,09
		350	2,01	0,04	1,91	0,04	4,62	0,10
		400	2,33	0,05	2,20	0,05	5,34	0,12

Fonte: Autora

Tabela 25 – Valores de MGD para mama com 10 cm de espessura e diferentes glandularidades.

Modo	kV_p	mAs	$MGD_{20\%}$	$\sigma_{MGD_{20\%}}$	$MGD_{30\%}$	$\sigma_{MGD_{30\%}}$	$MGD_{50\%}$	$\sigma_{MGD_{50\%}}$
			(mGy)					
AEC	35	220	1,53	0,03	1,45	0,03	4,75	0,10
Manual	32	300	1,63	0,03	1,54	0,03	5,05	0,10
		375	2,03	0,04	1,93	0,04	6,31	0,14
		400	2,20	0,05	2,07	0,04	6,80	0,15

Fonte: Autora

Nas tabelas acima, observou-se que os valores da MGD variaram de acordo com a espessura e glandularidade da mama obtidos nos parâmetros automáticos e,

quando aplicada a tensão otimizada. Observa-se também que em todos os casos a dose cresce na medida que o mAs aumenta, gerando maior dose de radiação absorvida pela mama. Mamas mais densas, ou seja, que apresentam maior quantidade de tecido glandular conseguem absorver mais dose, uma vez que as estruturas tem capacidade maior de interagir com a radiação. Por isso, que as mamas com composição de 50% de glandularidade absorveram maior dose de radiação.

Tabela 26 – Valores de FOM_1 para mama com 7,5 cm de espessura e diferentes glandularidades.

Modo	kV_p	mAs	$FOM_{20\%}$	$\sigma_{FOM_{20\%}}$	$FOM_{30\%}$	$\sigma_{FOM_{30\%}}$	$FOM_{50\%}$	$\sigma_{FOM_{50\%}}$
				$(\mu m^{-4} mGy^{-1})10^{-6}$				
AEC	32	170	2780,3	4,02	2921,4	4,23	2058,0	3,0
Manual	27	300	2401,6	3,44	2524,4	3,62	1778,4	2,55
		375	2568,5	3,43	2700,0	3,60	1902,0	2,54
		400	2516,3	3,30	2645,3	3,44	1863,6	2,43

Fonte: Autora

Tabela 27 – Valores de FOM_1 para mama com 8,5 cm de espessura e diferentes glandularidades.

Modo	kV_p	mAs	$FOM_{20\%}$	$\sigma_{FOM_{20\%}}$	$FOM_{30\%}$	$\sigma_{FOM_{30\%}}$	$FOM_{50\%}$	$\sigma_{FOM_{50\%}}$
				$(\mu m^{-4} mGy^{-1})10^{-6}$				
AEC	33	170	3108,0	5,30	3274,7	5,60	1353,4	2,31
Manual	28	300	3251,2	5,30	3425,6	5,60	1415,7	2,30
		350	2830,7	4,60	2982,5	4,82	1232,6	2,0
		400	3062,2	4,42	3226,4	4,70	1333,4	1,92

Fonte: Autora

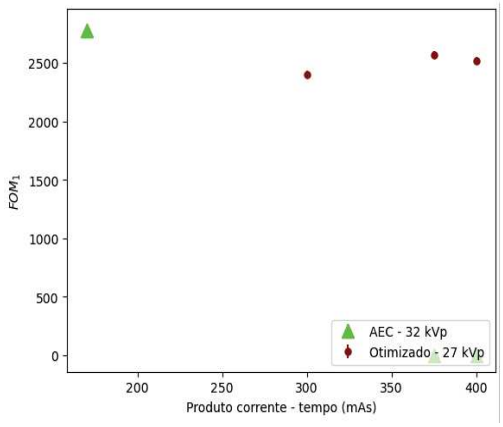
Tabela 28 – Valores de FOM_1 para mama com 10 cm de espessura e diferentes glandularidades.

Modo	kV_p	mAs	$FOM_{20\%}$	$\sigma_{FOM_{20\%}}$	$FOM_{30\%}$	$\sigma_{FOM_{30\%}}$	$FOM_{50\%}$	$\sigma_{FOM_{50\%}}$
				$(\mu m^{-4} mGy^{-1})10^{-6}$				
AEC	35	220	1477,0	3,80	1557,7	4,0	476,4	1,22
Manual	32	300	1828,8	4,0	1928,8	4,30	590,0	1,31
		375	1687,0	3,51	1779,1	3,70	544,1	1,13
		400	1538,8	3,23	1623,0	3,41	496,3	1,0

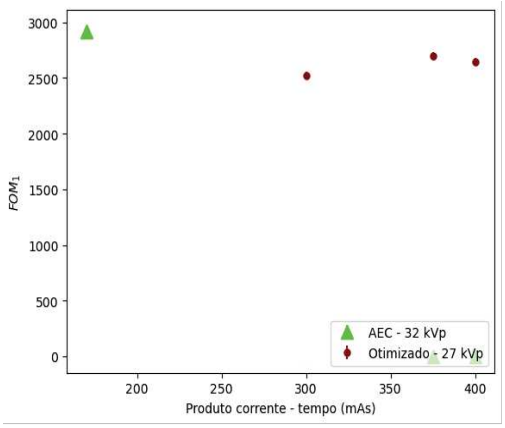
Fonte: Autora

Em seguida, os dados das Tabelas 23, 24 e 25 foram utilizados para obter os gráficos de FOM_1 *vs.* mAs, sendo possível observar, resumidamente, o comportamento nas Figuras 45, 46 e 47.

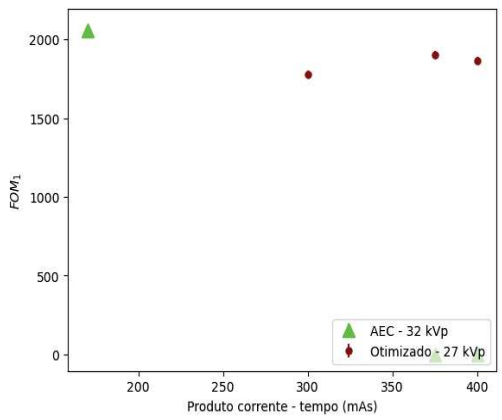
Figura 45 – Gráficos da FOM_1 em função do mAs para espessura de mama de 7,5 cm.



(a) Gráfico da FOM_1 *vs.* mAs para 20% de glandularidade.



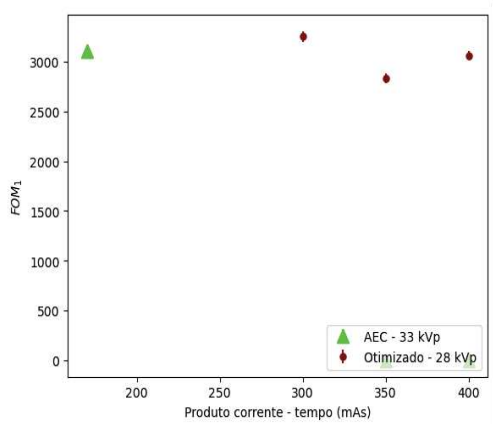
(b) Gráfico da FOM_1 *vs.* mAs para 30% de glandularidade.



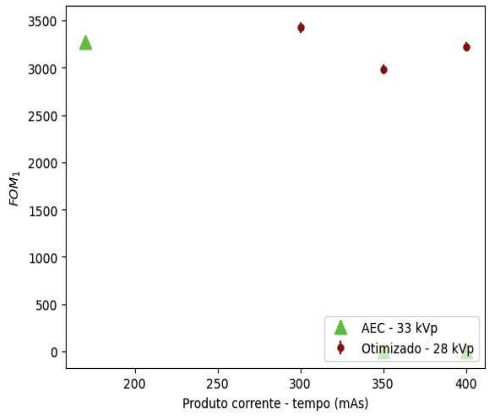
(c) Gráfico da FOM_1 *vs.* mAs para 50% de glandularidade.

Fonte: Autora

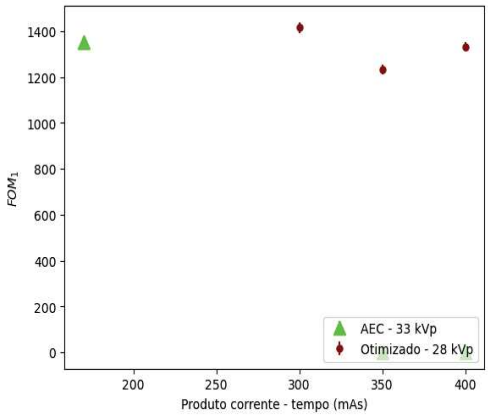
Figura 46 – Gráficos da FOM_1 em função do mAs para espessura de mama de 8,5 cm.



(a) Gráfico da FOM_1 *vs.* mAs para 20% de glandularidade.



(b) Gráfico da FOM_1 *vs.* mAs para 30% de glandularidade.

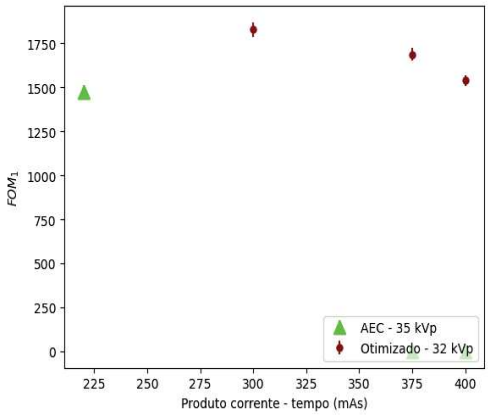


(c) Gráfico da FOM_1 *vs.* mAs para 50% de glandularidade.

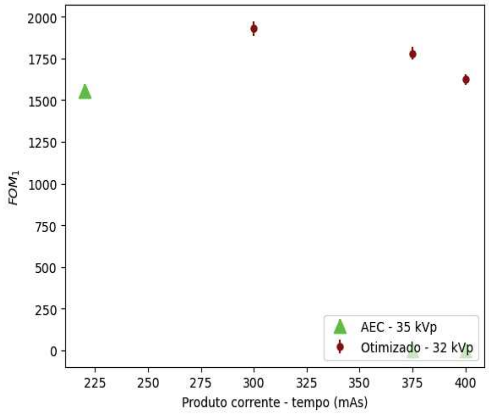
Fonte: Autora

A análise dos gráficos da FOM_1 em função do mAs apresentou diferentes resultados de FOM_1 entre o sistema AEC e quando é utilizado o kV_p otimizado. Analisando os resultados na mama com 7,5 cm de espessura, em todos os casos estudados o sistema AEC apresentou maior resultado de otimização. Entretanto, para as espessuras de mama com 8,5 cm e 10 cm, a FOM_1 apresentou maior resultado comparado ao sistema AEC proposto pelo fabricante. Contudo, a escolha do mAs otimizado foi a medida que apresentou o maior valor de FOM_1 em cada kV_p otimizado, assim, na mama de 7,5 cm e 27 kV_p a corrente otimizada foi de 375 mAs. Para a mama com 8,5 cm de espessura e 28 kV_p o melhor resultado foi em 300 mAs. E para a espessura de mama com 10 cm, apresentado na Figura 47, o melhor resultado de mAs para a tensão otimizada de 32 kV_p foi de 300 mAs.

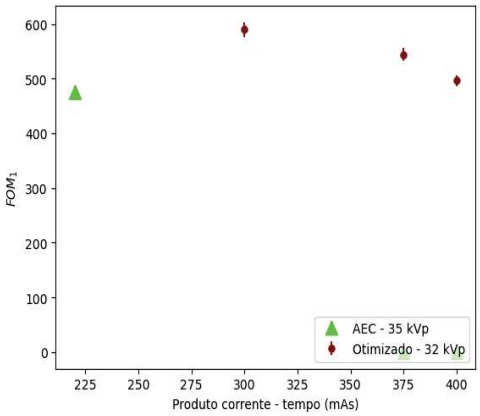
Figura 47 – Gráficos da FOM_1 em função do mAs para espessura de mama de 10 cm.



(a) Gráfico da FOM_1 *vs.* mAs para 20% de glandularidade.



(b) Gráfico da FOM_1 *vs.* mAs para 30% de glandularidade.



(c) Gráfico da FOM_1 *vs.* mAs para 50% de glandularidade.

Fonte: Autora

Em seguida, aplicou-se a segunda proposta de otimização para obter o valor da FOM_2 e, em seguida, fez-se o gráfico relacionado a FOM_2 com o mAs para obter a corrente otimizada. Os resultados calculados da FOM_2, bem como, os gráficos da FOM_2 em função do mAs são apresentados na Tabela 29 e na Figura 48.

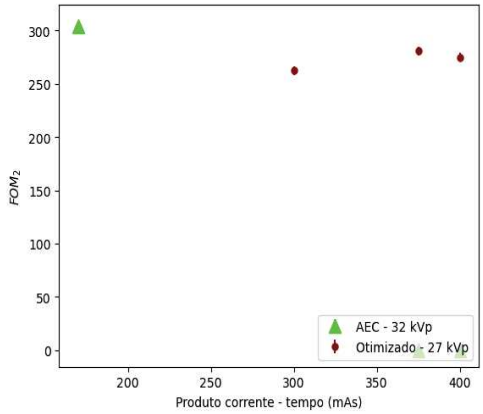
Tabela 29 – Valores de FOM_2 para mamas com 7,5 cm, 8,5 cm e 10 cm de espessura.

Espessura (cm)	Modo	kV_p	mAs	$Kerma\ (mGy)$	$\sigma_{Kerma}\ (mGy)$	FOM_2	σ_{FOM_2}
7,5	AEC	32	170	23,4	0,02	303,5	0,50
	Manual	27	300	27,5	0,02	262,2	0,41
			375	29,7	0,02	280,5	0,41
			400	32,0	0,02	274,8	0,40
8,5	AEC	33	170	26,5	0,02	192,7	0,35
	Manual	28	300	28,0	0,02	201,6	0,35
			350	32,5	0,02	175,5	0,30
			400	37,5	0,02	190,0	0,30
10	AEC	35	220	42,7	0,02	53,0	0,13
	Manual	32	300	45,3	0,02	65,7	0,15
			375	56,6	0,02	60,6	0,13
			400	60,7	0,02	55,3	0,12

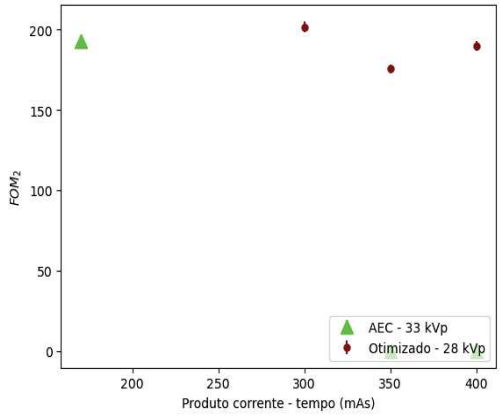
Fonte: Autora

Observando-se os dados apresentados na tabela e no gráfico para a mama com 7,5 cm de espessura, o modo AEC apresentou o maior valor da FOM_2 comparado com os resultados obtidos com o modo manual. Para a mama com 8,5 cm de espessura a nova metodologia de otimização apresentou melhor resposta de FOM_2 na tensão de 28 kV_p e corrente de 300 mAs. Analogamente, na espessura de 10 cm, a FOM_2 também apresentou melhor resultado em relação ao sistema AEC, em 32 kV_p e 300 mAs. De modo geral, as mamas com 8,5 cm e 10 cm de espessura apresentaram resultados melhores da FOM_1 e FOM_2, sendo estes mais significativos para a mama com 10 cm de espessura.

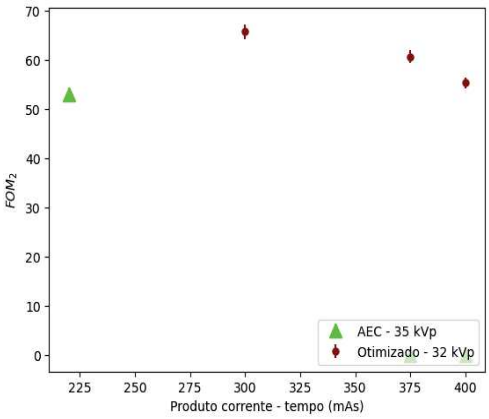
Figura 48 – Gráficos da nova FOM_2 em função do mAs.



(a) Gráfico da FOM_2 *vs.* mAs para espessura de 7,5 cm.



(b) Gráfico da FOM_2 *vs.* mAs para espessura de 8,5 cm.



(c) Gráfico da FOM_2 *vs.* mAs para espessura de 10 cm.

Fonte: Autora

A Tabela 30 apresenta os parâmetros físicos de tensão e corrente obtidos no modo automático e otimizado e, na Tabela 31 são apresentados os resultados obtidos nas propostas de otimização, FOM_1 e FOM_2.

Tabela 30 – Comparação dos parâmetros físicos no modo AEC otimizados aplicando as propostas de FOM_1 e FOM_2 para as três espessuras de mama 7,5 cm, 8,5 cm e 10 cm.

Espessura (cm)	**Parâmetro físico**	**Parâmetro automático**	**Parâmetro otimizado**
7,5			
	kV_p	32	27
	mAs	170	375
8,5			
	kV_p	33	28
	mAs	170	300
10			
	kV_p	35	32
	mAs	220	300

Fonte: Autora

Tabela 31 – Comparação dos resultados das propostas de FOM_1 e FOM_2 no modo AEC e otimizados para as três espessuras de mama 7,5 cm, 8,5 cm e 10 cm.

Espessura (cm)	**Parâmetro**	$FOM_{1/20\%}$	$FOM_{1/30\%}$	$FOM_{1/50\%}$	FOM_2
		$(\mu m^{-4} mGy^{-1})10^{-6}$			
7,5					
	AEC	2780 ± 4	2921 ± 4	2058 ± 3	303,5 ±0,5
	Otimizado	2568 ±3	2700 ±4	1902 ±2	280,5 ±0,4
8,5					
	AEC	3108 ±5	3275 ±6	1353 ±2	193,0 ±0,3
	Otimizado	3251 ±5	3426 ±6	1416 ± 2	202,0 ±0,3
10					
	AEC	1477 ± 4	1558 ±4	476 ± 1	53,0 ±0,1
	Otimizado	1829 ± 4	1929 ± 4	590 ± 1	66,0 ±0,1

Fonte: Autora

Analisando os dados da Tabela 30, observa-se que a as duas propostas de FOM resultaram os mesmos valores de tensão e corrente, sendo possível em mamas espessas obter a otimização dos parâmetros físicos sem calcular a MGD e utilizando uma grandeza prática medida no ar, o $K_{a,i}$. Ao comparar os valores de kV_p e mAs, as propostas de otimização resultaram um menor valor de tensão o que contribui numa menor energia do feixe de fótons, ou seja, são produzidos fótons menos energéticos e isso pode ocasionar uma imagem com menor contraste. Entretanto, ao verificar o valor do

produto corrente - tempo, as propostas de otimização resultaram em maior valor de mAs em todas as espessuras de mama, contribuindo na maior quantidade de fótons incidente na mama e portanto, mais radiação chega no órgão. Contudo, observa-se que para mamas grandes ocorre maior deposição de energia para formar a imagem, bem como, maior dose de radiação é absorvida, porém, fótons mais energéticos não garantem uma melhor qualidade de imagem.

Observa-se também os valores calculados de FOM nas duas metodologias de otimização. O estudo abordou diferentes espessuras e composição de mama, visto que, para a mama com 7,5 cm houve uma redução de 7,6% nas duas propostas de FOM em relação com os valores das FOMs para os parâmetros automáticos. Analisando-se os resultados obtidos para a espessura de 8,5 cm, houve um aumento de 4,6% das FOMs em relação ao sistema AEC e, verificou-se que o maior aumento de FOMs ocorreu na espessura de 10 cm, sendo a FOM otimizada 24% maior que a FOM obtida com os parâmetros automáticos. Nesse sentido, os valores de FOMs variaram conforme a espessura, de modo que mamas mais espessas apresentam maior valor de FOM, porém, maiores medidas de FOM não garante melhor imagem formada. Portanto, torna-se necessária verificar a qualidade da imagem obtida com os parâmetros físicos aplicando outras metodologias e comparar com as imagens realizadas no sistema automático de exposição.

4.5 Quinta etapa

Esta etapa tem como proposta avaliar os resultados da otimização, aplicando as métricas CNR, SDNR e SNR nas imagens processadas feitas utilizando os phantoms ACR, TORMAM e CIRS. As imagens foram adquiridas com os parâmetros AEC e otimizados, e verificou-se se as imagens otimizadas apresentam igual ou melhor qualidade comparadas com as imagens obtidas pelos quatro parâmetros automáticos propostos pela Hologic.

4.5.1 Teste de Avaliação da Imagem Otimizada

De acordo com o esquema metodológico da quinta etapa, inicialmente, foram obtidos os parâmetros físicos no modo AEC nas quatro tabelas disponíveis no mamógrafo digital, em cada espessura estudada. As quatro tabelas são definidas em T_0, T_1, T_2 e T_3 sendo aplicadas em qualquer espessura e composição de mama, onde cada tabela apresenta uma especificidade na escolha dos parâmetros físicos, conforme discutido na secção 3.2, na Tabela 2. Para a obtenção dos parâmetros, foram feitas três (03) imagens em cada phantom ACR, TORMAM e CIRS nas diferentes espessuras de mama de 7,5 cm, 8,5 cm e 10 cm, aplicado em cada tabela para obter os parâmetros físicos escolhidos

pelo mamógrafo AEC. Nas Tabelas 32, 33 e 34 são apresentados com mais detalhe os valores dos parâmetros físicos definidos pelo mamógrafo em cada tabela nos phantoms ACR e TORMAM.

Tabela 32 – Parâmetros automáticos (AEC) e otimizados para os phantoms ACR e TORMAM de 7,5 cm e 50% de glandularidade.

Tabela	**Phantom**	**Modo**	kV_p	**Alvo/Filtro**	**mAs**
T_0	ACR	AEC	32	Mo/Rh	169
T_0	ACR	Otimizado	27	Mo/Rh	372,7
T_0	TORMAM	AEC	32	Mo/Rh	114
T_0	TORMAM	Otimizado	27	Mo/Rh	372,6
T_1	ACR	AEC	31	Mo/Rh	195,2
T_1	ACR	Otimizado	27	Mo/Rh	372,5
T_1	TORMAM	AEC	31	Mo/Rh	161,4
T_1	TORMAM	Otimizado	27	Mo/Rh	372,5
T_2	ACR	AEC	33	Mo/Rh	132,4
T_2	ACR	Otimizado	27	Mo/Rh	372,7
T_2	TORMAM	AEC	33	Mo/Rh	95,7
T_2	TORMAM	Otimizado	27	Mo/Rh	372,5
T_3	ACR	AEC	32	Mo/Rh	164,1
T_3	ACR	Otimizado	27	Mo/Rh	372,6
T_3	TORMAM	AEC	32	Mo/Rh	148,6
T_3	TORMAM	Otimizado	27	Mo/Rh	372,6

Fonte: Autora

Tabela 33 – Parâmetros automáticos (AEC) e otimizados para os phantoms ACR e TORMAM de 8,5 cm e 50% de glandularidade.

Tabela	**Phantom**	**Modo**	kV_p	**Alvo/Filtro**	**mAs**
T_0	ACR	AEC	33	Mo/Rh	205,4
T_0	ACR	Otimizado	28	Mo/Rh	346
T_0	TORMAM	AEC	33	Mo/Rh	237,9
T_0	TORMAM	Otimizado	28	Mo/Rh	346
T_1	ACR	AEC	33	Mo/Rh	211
T_1	ACR	Otimizado	28	Mo/Rh	346,3
T_1	TORMAM	AEC	33	Mo/Rh	225,2
T_1	TORMAM	Otimizado	28	Mo/Rh	345,9
T_2	ACR	AEC	33	Mo/Rh	205,1
T_2	ACR	Otimizado	28	Mo/Rh	346,1
T_2	TORMAM	AEC	33	Mo/Rh	233,6
T_2	TORMAM	Otimizado	28	Mo/Rh	346,1
T_3	ACR	AEC	33	Mo/Rh	206,8
T_3	ACR	Otimizado	28	Mo/Rh	346
T_3	TORMAM	AEC	33	Mo/Rh	142,3
T_3	TORMAM	Otimizado	28	Mo/Rh	346,1

Fonte: Autora

Tabela 34 – Parâmetros automáticos (AEC) e otimizados para os phantoms ACR e TORMAM de 10 cm e 50% de glandularidade.

Tabela	**Phantom**	**Modo**	kV_p	**Alvo/Filtro**	**mAs**
T_0	ACR	AEC	35	Mo/Rh	241,4
T_0	ACR	Otimizado	32	Mo/Rh	372,7
T_0	TORMAM	AEC	35	Mo/Rh	210,9
T_0	TORMAM	Otimizado	32	Mo/Rh	372,3
T_1	ACR	AEC	35	Mo/Rh	237,5
T_1	ACR	Otimizado	32	Mo/Rh	372,5
T_1	TORMAM	AEC	35	Mo/Rh	206,2
T_1	TORMAM	Otimizado	32	Mo/Rh	372,8
T_2	ACR	AEC	36	Mo/Rh	193,5
T_2	ACR	Otimizado	32	Mo/Rh	372,8
T_2	TORMAM	AEC	36	Mo/Rh	168
T_2	TORMAM	Otimizado	32	Mo/Rh	372,6
T_3	ACR	AEC	35	Mo/Rh	239,9
T_3	ACR	Otimizado	32	Mo/Rh	372,6
T_3	TORMAM	AEC	35	Mo/Rh	210,8
T_3	TORMAM	Otimizado	32	Mo/Rh	372,6

Fonte: Autora

Os phantoms ACR e TORMAM apresentam uma limitação, uma vez que possuem somente uma composição de mama com 50% de glandularidade.

Nas Tabelas 35, 36 e 37 são apresentados as medidas obtidas, desta vez, utilizando o phantom CIRS com 20%, 30% e 50% de glandularidades, nas espessuras estudadas.

Tabela 35 – Parâmetros automáticos (AEC) e otimizados para o phantom CIRS de 7,5 cm com diferentes glandularidades.

Tabela	**Glandularidade**	**Modo**	kV_p	**Alvo/Filtro**	**mAs**
T_0	20%	AEC	32	Mo/Rh	123,8
T_0	20%	Otimizado	27	Mo/Rh	372,8
T_0	30%	AEC	32	Mo/Rh	142,8
T_0	30%	Otimizado	27	Mo/Rh	372,4
T_0	50%	AEC	32	Mo/Rh	162,7
T_0	50%	Otimizado	27	Mo/Rh	372,6
T_1	20%	AEC	31	Mo/Rh	141
T_1	20%	Otimizado	27	Mo/Rh	372,8
T_1	30%	AEC	31	Mo/Rh	167,8
T_1	30%	Otimizado	27	Mo/Rh	372,6
T_1	50%	AEC	31	Mo/Rh	185,7
T_1	50%	Otimizado	27	Mo/Rh	372,6
T_2	20%	AEC	33	Mo/Rh	100,8
T_2	20%	Otimizado	27	Mo/Rh	372,5
T_2	30%	AEC	33	Mo/Rh	118
T_2	30%	Otimizado	27	Mo/Rh	372,6
T_2	50%	AEC	33	Mo/Rh	135,6
T_2	50%	Otimizado	27	Mo/Rh	372,3
T_3	20%	AEC	32	Mo/Rh	128,5
T_3	20%	Otimizado	27	Mo/Rh	372,4
T_3	30%	AEC	32	Mo/Rh	151,5
T_3	30%	Otimizado	27	Mo/Rh	372,4
T_3	50%	AEC	32	Mo/Rh	170,5
T_3	50%	Otimizado	27	Mo/Rh	372,6

Fonte: Autora

Tabela 36 – Parâmetros automáticos (AEC) e otimizados para o phantom CIRS de 8,5 cm com diferentes glandularidades.

Tabela	**Glandularidade**	**Modo**	kV_p	**Alvo/Filtro**	**mAs**
T_0	20%	AEC	33	Mo/Rh	157,8
T_0	20%	Otimizado	28	Mo/Rh	346,1
T_0	30%	AEC	33	Mo/Rh	186,2
T_0	30%	Otimizado	28	Mo/Rh	346
T_0	50%	AEC	33	Mo/Rh	203,6
T_0	50%	Otimizado	28	Mo/Rh	346,2
T_1	20%	AEC	33	Mo/Rh	159,3
T_1	20%	Otimizado	28	Mo/Rh	346,2
T_1	30%	AEC	33	Mo/Rh	181,7
T_1	30%	Otimizado	28	Mo/Rh	346,1
T_1	50%	AEC	33	Mo/Rh	211,2
T_1	50%	Otimizado	28	Mo/Rh	346
T_2	20%	AEC	33	Mo/Rh	157,8
T_2	20%	Otimizado	28	Mo/Rh	346,2
T_2	30%	AEC	33	Mo/Rh	186
T_2	30%	Otimizado	28	Mo/Rh	346,1
T_2	50%	AEC	33	Mo/Rh	213,8
T_2	50%	Otimizado	28	Mo/Rh	346,2
T_3	20%	AEC	33	Mo/Rh	159
T_3	20%	Otimizado	28	Mo/Rh	346,1
T_3	30%	AEC	33	Mo/Rh	188,5
T_3	30%	Otimizado	28	Mo/Rh	346,2
T_3	50%	AEC	33	Mo/Rh	205
T_3	50%	Otimizado	28	Mo/Rh	346,3

Fonte: Autora

Tabela 37 – Parâmetros automáticos (AEC) e otimizados para o phantom CIRS de 10 cm com diferentes glandularidades.

Tabela	**Glandularidade**	**Modo**	kV_p	**Alvo/Filtro**	**mAs**
T_0	20%	AEC	35	Mo/Rh	191,8
T_0	20%	Otimizado	32	Mo/Rh	372,5
T_0	30%	AEC	35	Mo/Rh	218,9
T_0	30%	Otimizado	32	Mo/Rh	372,6
T_0	50%	AEC	35	Mo/Rh	232,9
T_0	50%	Otimizado	32	Mo/Rh	372,5
T_1	20%	AEC	35	Mo/Rh	194
T_1	20%	Otimizado	32	Mo/Rh	372,4
T_1	30%	AEC	35	Mo/Rh	221,1
T_1	30%	Otimizado	32	Mo/Rh	372,7
T_1	50%	AEC	35	Mo/Rh	242,7
T_1	50%	Otimizado	32	Mo/Rh	372,6
T_2	20%	AEC	36	Mo/Rh	160,5
T_2	20%	Otimizado	32	Mo/Rh	372,8
T_2	30%	AEC	36	Mo/Rh	173,7
T_2	30%	Otimizado	32	Mo/Rh	372,7
T_2	50%	AEC	36	Mo/Rh	194,2
T_2	50%	Otimizado	32	Mo/Rh	372,7
T_3	20%	AEC	35	Mo/Rh	190,8
T_3	20%	Otimizado	32	Mo/Rh	372,4
T_3	30%	AEC	35	Mo/Rh	219
T_3	30%	Otimizado	32	Mo/Rh	372,6
T_3	50%	AEC	35	Mo/Rh	238,7
T_3	50%	Otimizado	32	Mo/Rh	372,7

Fonte: Autora

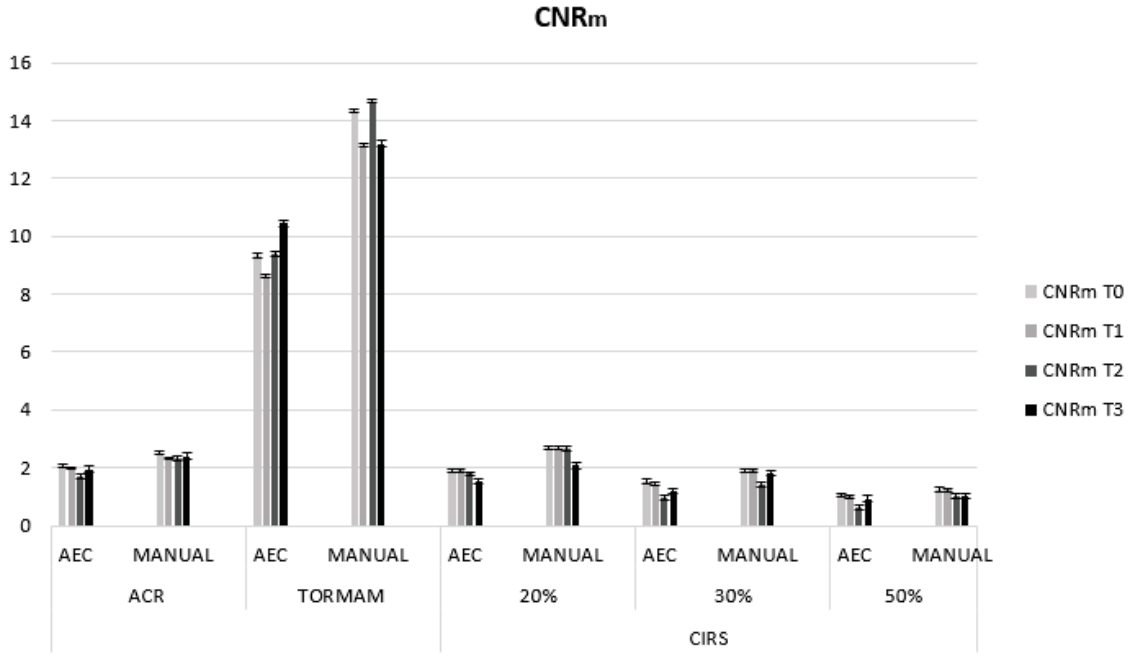
A partir dos resultados obtidos e apresentados nas tabelas acima, realizou-se a avaliação da qualidade de imagem utilizando as métricas CNR. SDNR e SNR em imagens processadas, além de visualizar o máximo de estruturas (fibras, massas e microcalcificações) presentes nas imagens feitas dos phantoms com os parâmetros mostrados nas Tabelas 32 a 37.

Na Figura 49, 50 e 51, tem-se os gráficos de avaliação de imagem em relação a métrica CNR. De modo geral, para as espessuras estudadas, a proposta de otimização (Manual) apresentou resultados equivalentes e/ou melhores em relação ao sistema AEC do equipamento. Na imagem do phantom que obtém maiores valores para o CNR_m representa maior visualização das estruturas em diferentes contraste. O CNR é um critério determinante na qualidade de imagem na radiologia clínica, uma vez que

garante o contraste na imagem que influencia diretamente o desempenho do médico radiologista na detecção precoce de alguma doença.

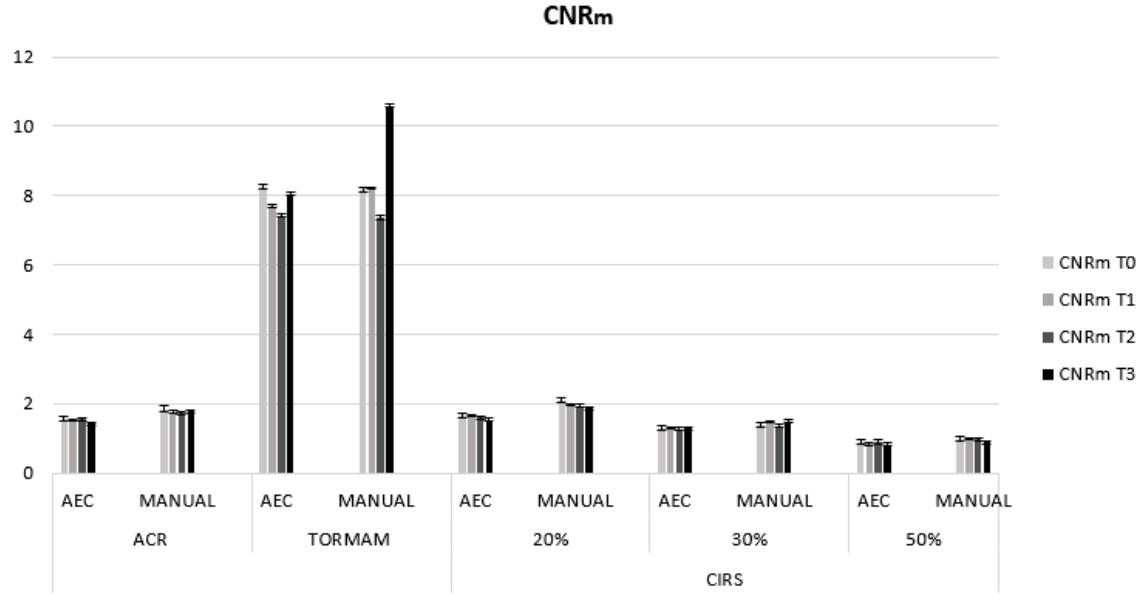
Para a mama com 7,5 cm de espessura, a otimização apresentou maior resultado de CNR_m em relação ao sistema AEC nos phantoms ARC, TORMAM e CIRS com 20% e 30% de glandularidade e equivalência para CIRS 50%. Na espessura com 8,5 cm a proposta de otimização foi equivalente ao modo AEC, com destaque para o TORMAM, na tabela T_3 onde a otimização foi melhor. Para 10 cm de espessura, os resultados do CNR_m na otimização foram equivalentes, exceto no TORMAM cuja otimização foi melhor.

Figura 49 – Comparação do CNR entre os parâmetros AEC das quatro tabelas da Hologic (T_0, T_1, T_2, T_3) e os parâmetros otimizados para diferentes phantoms utilizados para espessura de 7,5 cm.



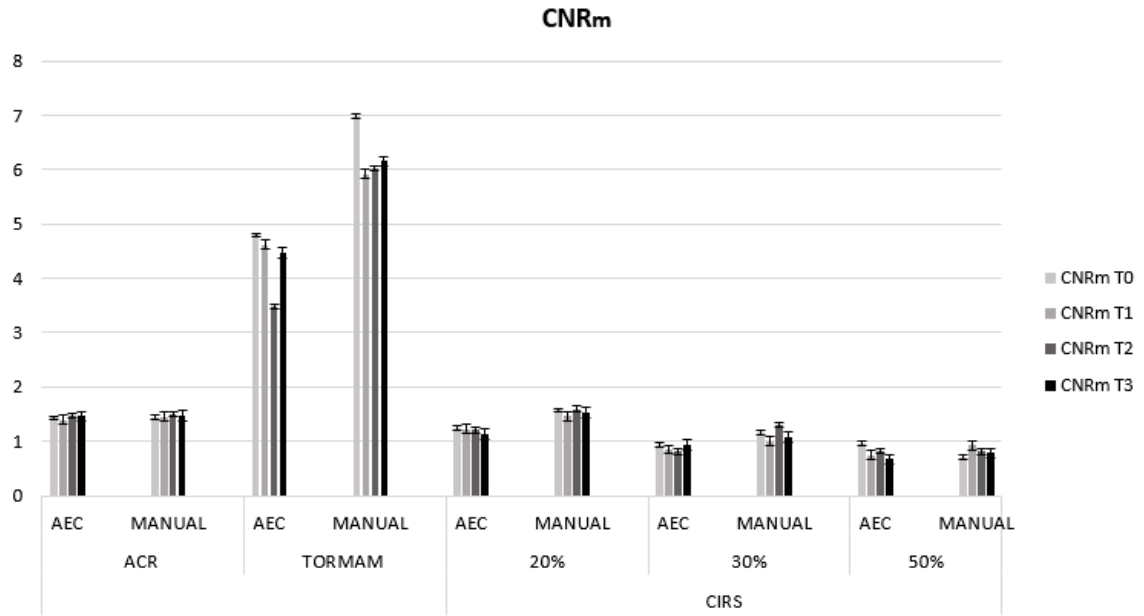
Fonte: Autora

Figura 50 – Comparação do CNR entre os parâmetros AEC das quatro tabelas da Hologic (T_0, T_1, T_2, T_3) e os parâmetros otimizados para diferentes phantoms utilizados para espessura de 8,5 cm.



Fonte: Autora

Figura 51 – Comparação do CNR entre os parâmetros AEC das quatro tabelas da Hologic (T_0, T_1, T_2, T_3) e os parâmetros otimizados para diferentes phantoms utilizados para espessura de 10 cm.

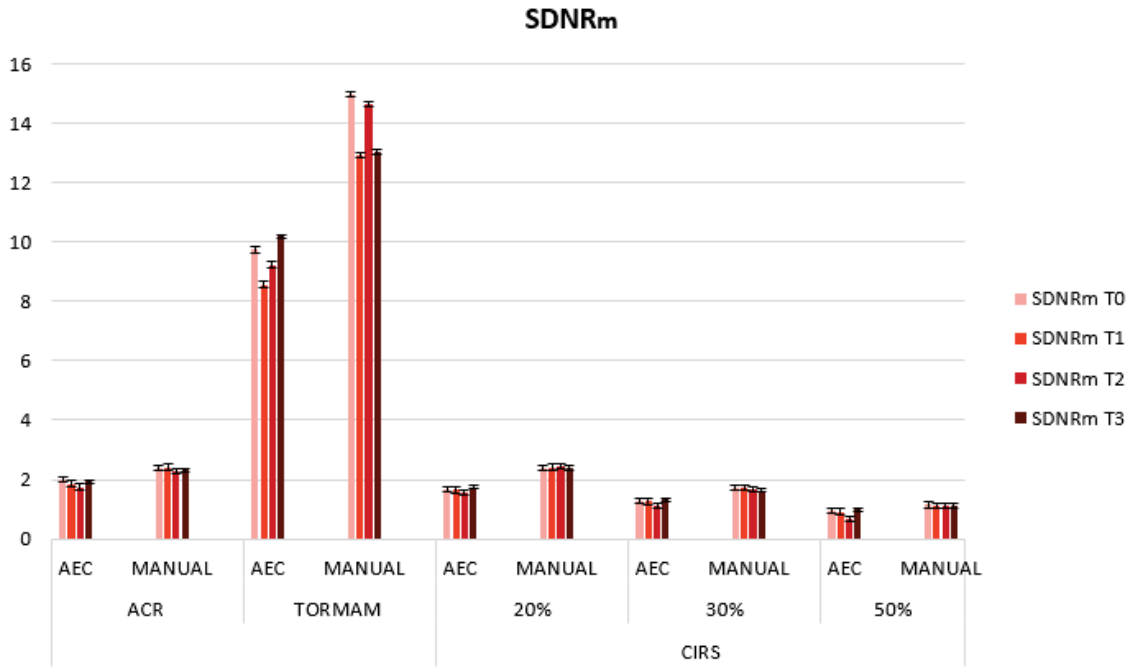


Fonte: Autora

Os gráficos em relação ao SDNR são apresentados nas Figuras 52, 53 e 54. O SDNR apresentou resultados equivalentes ao CNR, uma vez que está associado ao

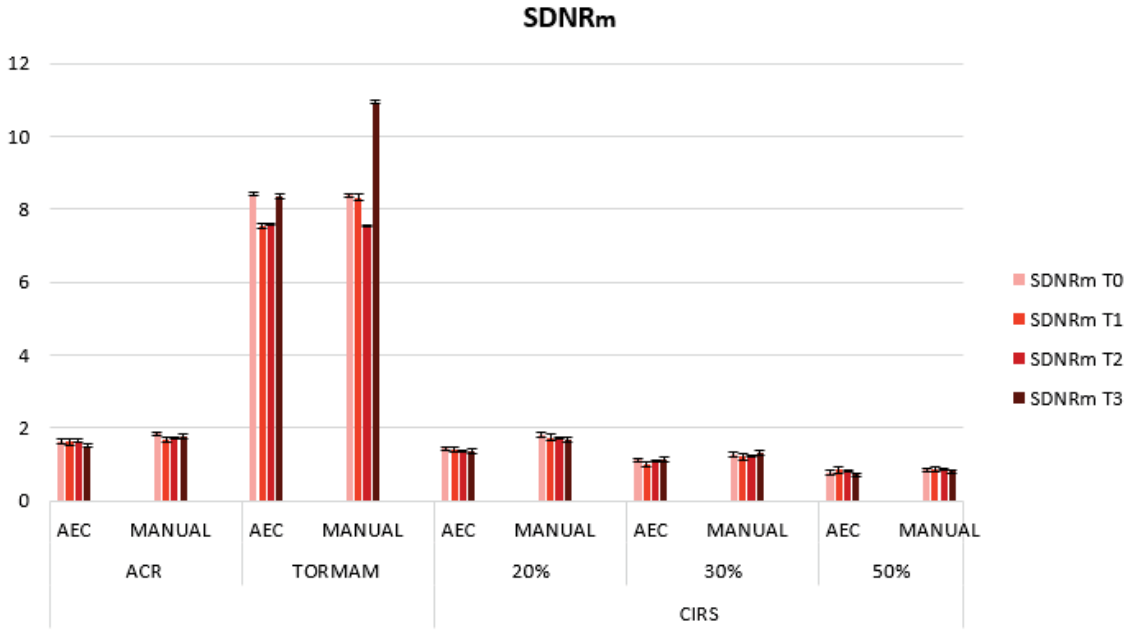
contraste, tornando-se possível avaliar as imagens utilizando diretamente o SDNR. Observou-se que para mama de 7,5 cm de espessura, a otimização foi melhor para o TORMAM, um pouco melhor nos phantoms ACR, CIRS 20%, CIRS 30% e equivalente ao sistema AEC para CIRS 50%. Já para a espessura de 8,5 cm, a otimização foi equivalente em todos os phantoms, com destaque no TORMAM na tabela T_3 onde a otimização foi superior. E na mama com 10 cm, a otimização foi melhor para o TORMAM e equivalentes para os outros phantoms.

Figura 52 – Comparação do SDNR entre os parâmetros AEC das quatro tabelas da Hologic (T_0, T_1, T_2, T_3) e os parâmetros otimizados para diferentes phantoms utilizados para espessura de 7,5 cm.



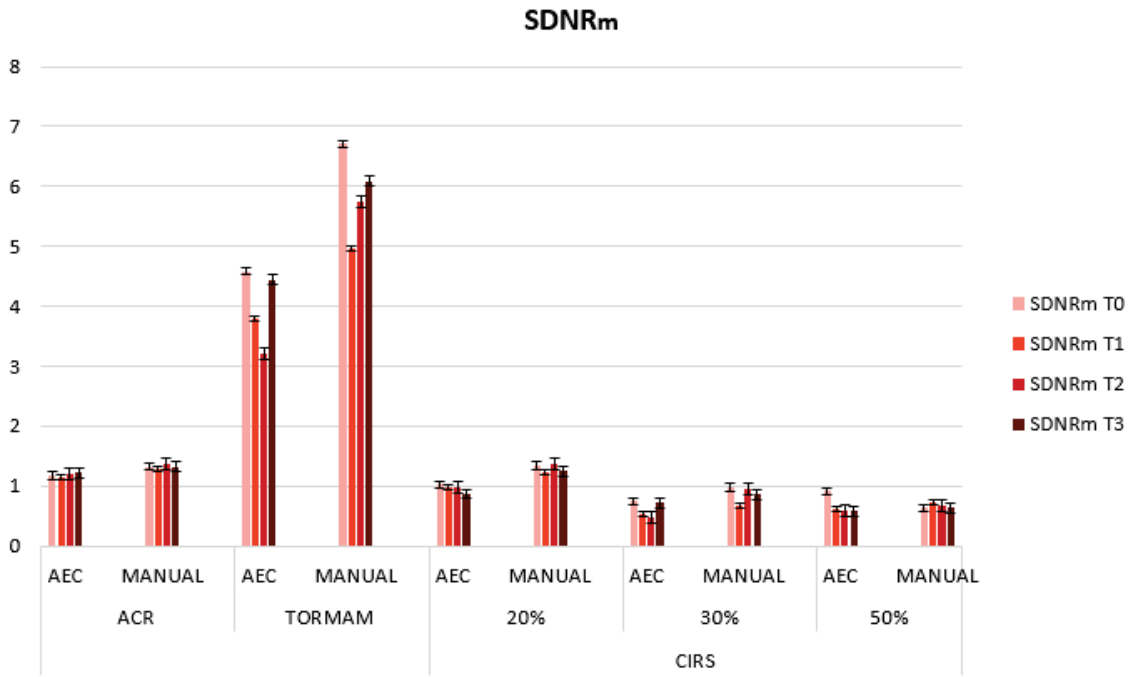
Fonte: Autora

Figura 53 – Comparação do SDNR entre os parâmetros AEC das quatro tabelas da Hologic (T_0, T_1, T_2, T_3) e os parâmetros otimizados para diferentes phantoms utilizados para espessura de 8,5 cm.



Fonte: Autora

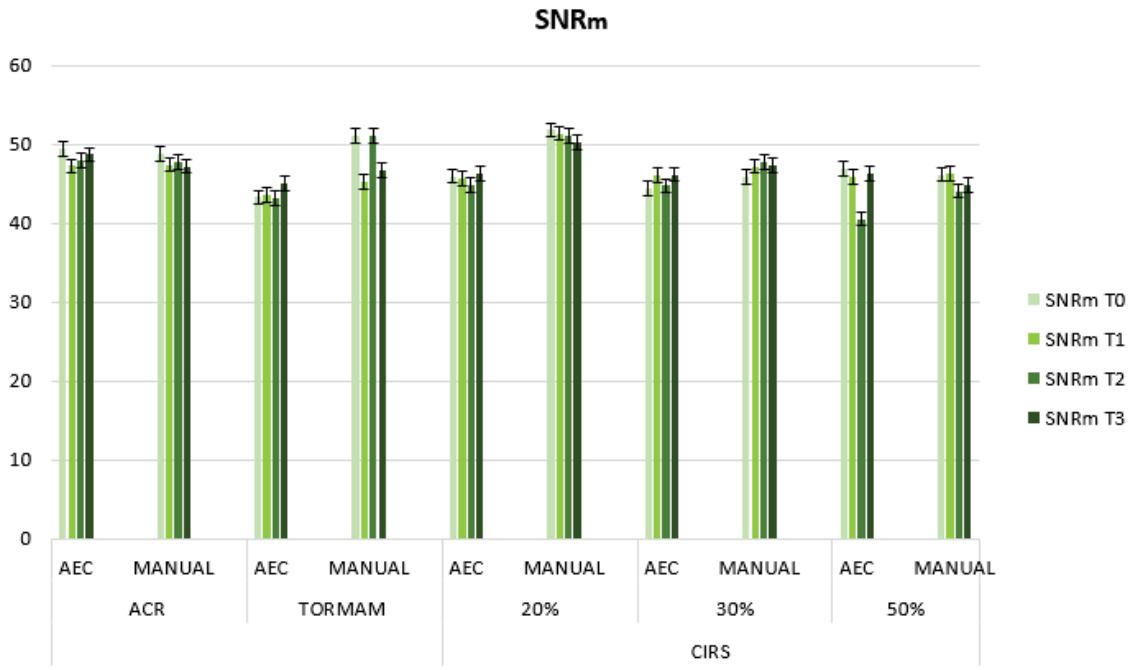
Figura 54 – Comparação do SDNR entre os parâmetros AEC das quatro tabelas da Hologic (T_0, T_1, T_2, T_3) e os parâmetros otimizados para diferentes phantoms utilizados para espessura de 10 cm.



Fonte: Autora

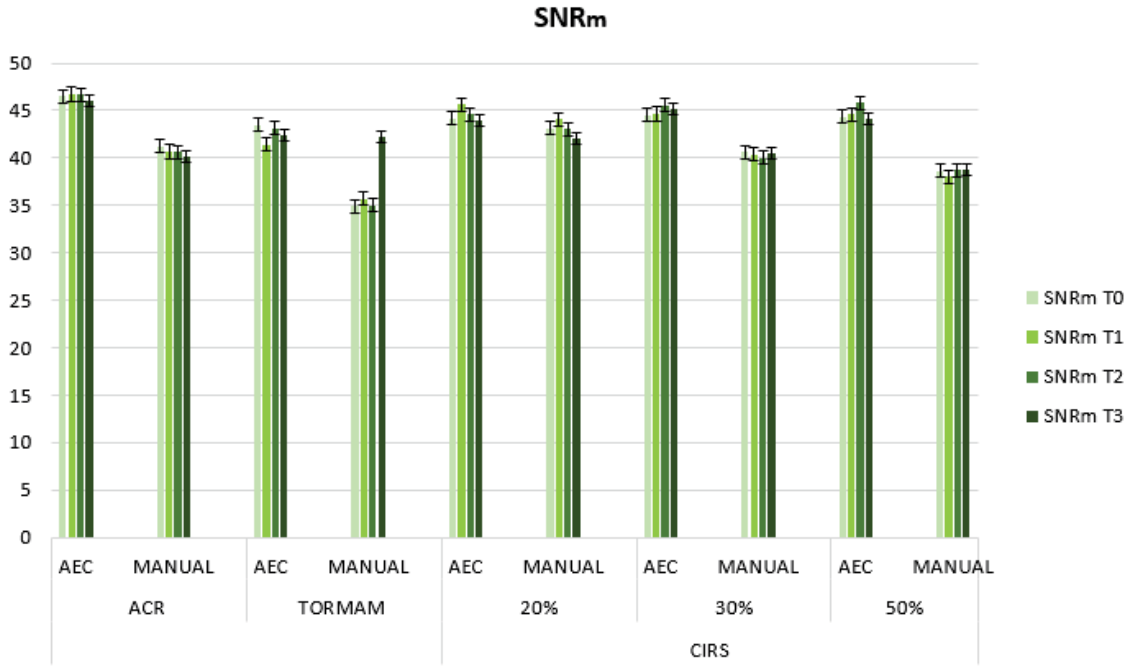
Os resultados obtidos para a métrica do SNR são apresentados nas Figuras 55, 56 e 57, os resultados obtidos para o SNR foram valores próximos para as mamas com 7,5 cm e 8,5 cm e um pouco menor para 10 cm. Entretanto, o SNR não é um critério importante para avaliar a estrutura na imagem, uma vez que esta métrica avalia o ruído e o sinal não representando um indicador de qualidade.

Figura 55 – Comparação do SNR entre os parâmetros AEC das quatro tabelas da Hologic (T_0, T_1, T_2, T_3) e os parâmetros otimizados para diferentes phantoms utilizados para espessura de 7,5 cm.



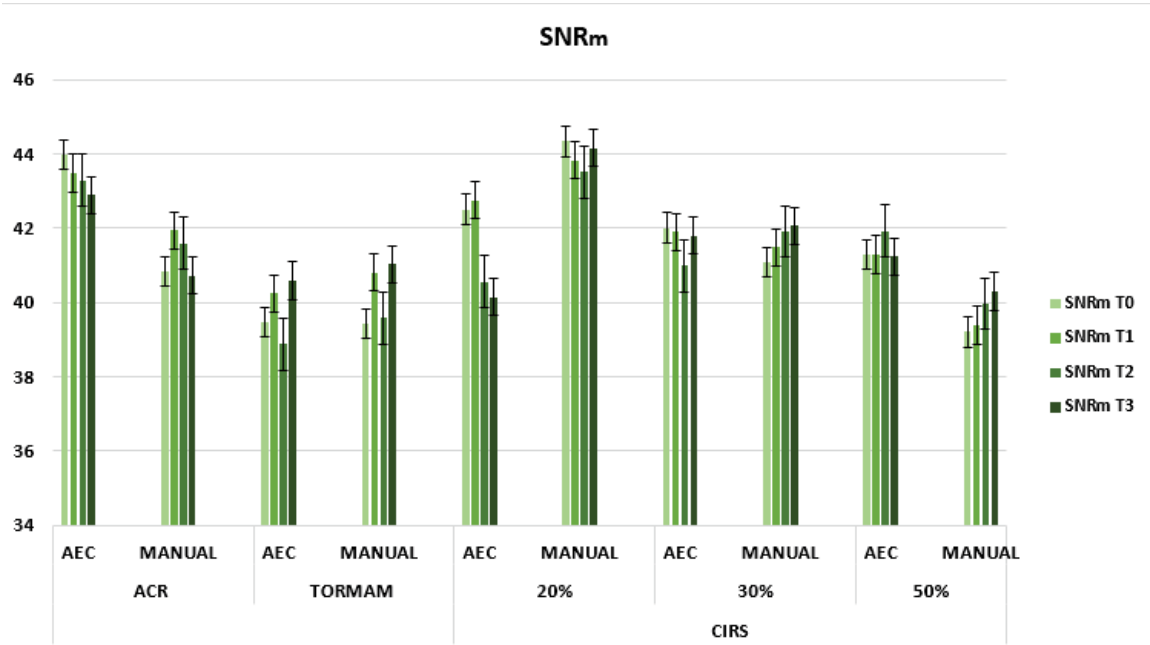
Fonte: Autora

Figura 56 – Comparação do SNR entre os parâmetros AEC das quatro tabelas da Hologic (T_0, T_1, T_2, T_3) e os parâmetros otimizados para diferentes phantoms utilizados para espessura de 8,5 cm.



Fonte: Autora

Figura 57 – Comparação do SNR entre os parâmetros AEC das quatro tabelas da Hologic (T_0, T_1, T_2, T_3) e os parâmetros otimizados para diferentes phantoms utilizados para espessura de 10 cm.



Fonte: Autora

Em todas as imagens feitas nesta pesquisa, a visualização das estruturas presentes nos phantoms foi feita no monitor diagnóstico instalado na *WorkStation*, no CPqCTR, como também utilizou-se o *software* aberto *Image J* onde foi possível visualizar as estruturas internas nos phantoms, delimitar a ROI na imagem e obter as medidas para calcular as métricas CNR, SDNR e SNR. As imagens foram avaliadas a partir das métricas que são estabelecidas pela comunidade internacional. As métricas CNR e SDNR em todos os casos avaliados o comportamento foi equivalente ou melhor, o que é bom pois estudos recentes (RANDELL, 2000) e (DOUGLAS et al., 2023) tem utilizado o SDNR para avaliar o contraste em microestruturas e o pico de sinal no plano de fundo da imagem. Na análise dos resultados do SNR, observou-se uma equivalência nos valores obtidos entre os parâmetros otimizados e automático na mama com espessura de 7,5 cm e 8,5 cm com um pouco de redução em 10 cm. Ao comparar os resultados obtidos das métricas CNR e SNR com os resultados do estudo de Villarreal et al. (2022) onde utilizou mama com 6 cm de espessura, para as mamas com 7,5 cm, 8,5 cm e 10 cm obteve-se maior valor para o CNR. Enquanto que, para a métrica do SNR, os resultados foram equivalentes a mama com 6 cm de espessura. Considerando os parâmetros físicos otimizados, as duas propostas de otimização geraram os resultados iguais, sendo possível utilizar o $Kerma$, que é uma medida direta e portanto, mais prática que a MGD. Nas imagens feitas, observou-se os conjuntos de fibras, massas e microcalcificações presentes nos phantoms ACR, TORMAM e CIRS, entretanto, para mamas espessas, os parâmetros otimizados depositaram mais dose, uma vez que produziram feixe com maior energia comparado com os parâmetros definidos pelo fabricante. A MGD otimizada aumentou em relação ao AEC 17,7% para espessura de 7,5 cm, 5% para mama com 8,5 cm e 6% para 10 cm de espessura, mas, se mantém dentro do limite de dose aceitável. É importante registrar que os valores de mAs otimizados estão na faixa máxima limite do mamógrafo, o que pode causar um dano à máquina por operar com grande carga. Portanto, é necessário realizar mais estudos de otimização em mamas grandes para que seja testada novas propostas de otimização que consigam reduzir a dose e melhorar a qualidade de imagem.

5 Conclusões

- A partir dos resultados para o fator de imagem IQF_{inv} calculado nas imagens *raw* e processadas, obteve-se uma equivalência entre os dois formatos de imagem, assim é possível se utilizar as imagens processadas que é a imagem utilizada pelo médico para emitir o laudo, para analisar a qualidade da imagem.

- Comparando os resultados da otimização utilizando a FOM_1 e a FOM_2, obteve-se os mesmos parâmetros físicos nas imagens processadas de mamas grandes. Sendo viável utilizar uma FOM que utilize diretamente o $Kerma$, tornando a otimização mais prática.

- A qualidade da imagem otimizada se manteve equivalente na visualização de estruturas comparando com a imagem obtida utilizando as quatro tabelas da Hologic (T_0, T_1, T_2, T_3). A MGD aumentou em todos os casos estudados, obtendo um aumento de 17,7% para mama de 7,5 cm, 5% para 8,5 cm e 6% para 10 cm comparado com a MGD otimizados em AEC, porém, mantendo-se dentro do limite estabelecido pela ANVISA.

- A análise dos resultados das FOMs para os parâmetros otimizados mostrou uma redução de 7,6% para mama com 7,5 cm de espessura e um aumento de 4,6% para mama com 8,5 cm e 24% para a mama com 10 cm de espessura comparado com as FOMs em AEC, sendo bom indicativo de qualidade de imagem para mamas grandes. Assim, é recomendável utilizar a otimização obtida pelas FOMs nas mamas com 8,5 cm e 10 cm de espessura.

- Foram validados os resultados utilizando-se as métricas CNR, SDNR e SNR nas imagens dos phantoms ACR, TORMAM e CIRS adquiridas nas quatro tabelas de otimização AEC do mamógrafo. De modo que para as métricas CNR e SDNR, a proposta de otimização apresentou melhor resultado e é possível avaliar a qualidade de imagem utilizando diretamente a métrica do SDNR.

Referências

ANVISA, A. N. de V. S. **Ministério da Saúde MS - RESOLUÇÃO DA DIRETORIA COLEGIADA - RDC Nº 611**. 2022. Disponível em: <http://antigo.anvisa.gov.br/documents/10181/6407467/RDC_611_2022_.pdf/c552d93f-b80d-408e-92a0-9fa3573f6d46>. Acesso em: 16 de março de 2022.

ARTINIS. **MAMMOGRAPHY CDMAM 3.4 - Analyser**. The Netherlands, 2021. Disponível em: <https://static1.squarespace.com/static/5bdabdb61137a6c54d35784e/t/602a355ab341c828b3ac1946/1613378907127/CDMAM+3.4+leaflet.pdf>.

ARTINIS. **MAMMOGRAPHY CDMAM 3.4 Analyser upgrade**. The Netherlands, 2021. Disponível em: <https://static1.squarespace.com/static/5bdabdb61137a6c54d35784e/t/60522d43fa95fe370391f2b0/1615998277543/CDMAM+3.4+analyser+upgrade+leaflet.pdf>.

ASSIAMAH, M.; NAM, T.; KEDDY, R. Comparison of mammography radiation dose values obtained from direct incident air kerma measurements with values from measured X-ray spectral data. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 62, p. 561 – 560, 2005. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2004.09.010>.

BECKETT, J.; KOTRE, C. Dosimetric implications of age related glandular changes in screening mammography. **Physics in Medicine and Biology**, v. 45, p. 801–813, London 2000.

BEKTEMUR, G.; MUZOğLU, N.; KARAASLAN, M. K.; EGICI, M. T.; GüNDOğDU, Use of processed mammography images as a quality control tool. **Haydarpasa Numune Med J**, v. 58, n. 3, p. 133–136, 2018. Doi: 10.14744/hnhj.2018.50480. Disponível em: <https://dx.doi.org/10.14744/hnhj.2018.50480>.

BIEGAłA, M.; JAKUBOWSKA, T.; STęPIńSKA, A.; WOźNIAK, P. Analysis of the threshold image contrast obtained with the cdmam 3.4 and cdmam 4.0 phantoms. **Phys Eng Sci Med**, v. 46, p. 897–902, 2023. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007/s13246-023-01264-1>.

BOHóRQUEZ, L. J. R. **Otimização dos parâmetros físicos de aquisição da imagem em mamografia digital**. Dissertação (Mestrado) — Programa de Poś - Graduação em Física, Universidade Estadual de Santa Cruz, 2016.

BORG, M.; BADR, I.; ROYLE, G. Should processed or raw image data be used in mammographic image quality analyses? A comparative study of three full-field digital mammography systems. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 163, n. 1, p. 102–117, 04 2014. ISSN 0144-8420. Disponível em: <https://doi.org/10.1093/rpd/ncu046>.

BORG, M.; BADR, I.; ROYLE, G. J. The use of a figure-of-merit (FOM) for optimisation in digital mammography: a literature review. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 151, n. 1, p. 81–88, 01 2012. ISSN 0144-8420. Disponível em: <https://doi.org/10.1093/rpd/ncr465>.

BORG, M.; KONSTANTINIDIS, A. ALTERNATIVE FIGURES-OF-MERIT IN DIGITAL MAMMOGRAPHY. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 176, n. 4, p. 388–399, 03 2017. ISSN 0144-8420. Disponível em: <https://doi.org/10.1093/rpd/ncx022>.

BOURNE, R. **Fundamentals of Digital Imaging in Medicine**. London: Springer - Verlag, 2010.

BUSHBERG, J.; SEIBERT, J.; BOONE, J. **The Essential Physics of Medical Imaging**. Filadélfia: Lippincott Williams Wilkins, 2012. v. 3.

CANCER, I. A. for Research on. **Cancer Today**. [S.l.], 2022. Disponível em: <https://gco.iarc.fr/today/en/dataviz/pie?mode=cancer&cancers=20&types=0&group_populations=1>.

CIRS, I. **Mammography Research Set - MODEL 012A - USER GUIDE**. Norfolk, Virginia, USA, 2010. Disponível em: <http://www.cirsinc.com/>.

DANCE, D. Monte-carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. **Phys. Med. Biol**, v. 35, n. 9, p. 1211–1219, 1990. Disponível em: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/35/9/002>.

DANCE, D.; SKINNER, C.; YOUNG, K.; BECKETT, J.; KOTRE, C. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the uk mammography dosimetry protocol. **Phys Med Biol.**, v. 45, p. 3225–3240, 2000. Disponível em: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/45/11/308>.

DOUGLAS, D.; PERSCHBACHER, S.; MOAYEDI, M.; LAM, E. Optimizing effective dose in image quality in cone beam CT sialography. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology**, v. 136, p. 686 – 697, 2023. Disponível em: <https://www.oooojournal.net>.

FAUSTO, A. M. da F. **Estudo de otimização de imagem e dose em mamografia digital**. 22p p. Tese (Doutorado) — Universidade de Aveiro, Portugal, 2013.

FAUSTO, A. M. F.; LOPES, M. C.; SOUSA, M. C. de; FURQUIM, T. A. C.; MOL, A. W.; VELASCO, F. G. Optimization of image quality and dose in digital mammography. **Journal of Digital Imaging**, Elsevier, v. 30, p. 185–196, 2017. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1007/s10278-016-9928-3>.

FICO, N.; GREZIA, G. D.; CUCCURULLO, V.; SALVIA, A. A. H.; IACOMINO, A.; SCIARRA, A.; GATTA, G. Breast imaging physics in mammography (part i). **Diagnostics**, v. 13, n. 20, 2023. ISSN 2075-4418. Disponível em: <https://www.mdpi.com/2075-4418/13/20/3227>.

GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. **Processamento Digital de Imagens**. Tradução: Digital Image Processing: Pearson-Prentice-Hall, 2010. 643p p.

HAMMERSTEIN, G. R.; MILLER, D. W.; WHITE, D. R.; MASTERSON, M. E.; WOODARD, H. Q.; LAUGHLIN, J. S. Absorbed radiation dose in mammography. **Radiology**, v. 130, n. 2, p. 485–491, 1979.

HENROT, P.; LEROUX, A.; BARLIER, C.; GéNIN, P. Breast microcalcifications: The lesions in anatomical pathology. **Diagnostic and Interventional Imaging**, Elsivier, p. 141 – 152, 2014.

HOGG, P.; KELLY, J.; MERCER, C. **Digital Mammography: A Holistic Approach**. Switzerland: Springer International Publishing, 2015. 125p p.

HOLOGIC. **Selenia AEC Calibration: Performing AEC calibration on Selenia systems**. [S.l.], 2009.

HOLOGIC. **Selenia Full Field Digital Mammography System - Guia do Usuaŕio**. USA, 2014.

HUDA, W.; BISSESSUR, K. Effective dose equivalents, he, in diagnostic radiology. **Medical Physics**, v. 17, n. 6, p. 998–1003, 1990. Disponível em: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1118/1.596445>.

IAEA. **INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY HUMAN HEALTH SERIES No. 17 - QUALITY ASSURANCE PROGRAMME FOR DIGITAL MAMMOGRAPHY**. Viena: [s.n.], 2011. Disponível em: <https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1482_web.pdf>.

IAEA. **INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY HUMAN HEALTH SERIES No. 47 - HANDBOOK OF BASIC QUALITY CONTROL TESTS FOR DIAGNOSTIC RADIOLOGY**. Viena: [s.n.], 2023. Disponível em: <https://www.iaea.org/publications/14890/handbook-of-basic-quality-control-tests-for-diagnostic-radiology>.

IAEA, I. I. A. E. A. **Diagnostic Radiology Physics - Handboock for Teachers and Students**. Viena: [s.n.], 2014. Disponível em: <https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1564webNew-74666420.pdf>.

ICRP, I. C. on R. P. **Data for Use in Protection against External Radiation - Publication 51**. 1987. Disponível em: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP+Publication+51>.

INCA. **Ministério da Saúde - MS. Detecção precoce do câncer**. Rio de Janeiro, 2021. Disponível em: <https://antigo.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files//media/document/deteccao-precoce-do-cancer_0.pdf>.

INCA, I. N. do C. **Ministério da Saúde - MS**. [S.l.], 2023.

IPSM, I. of Physical Sciences in M. **Commissioning and Routine Testing of Mammographic X-ray System Report 59**. 1989.

KARSSEMEIJER, N.; THIJSSEN, M. Determination of contrast-detail curves of mammography systems by automated image analysis. **Digital Mammograph**, The Netherlands, p. 155–160, 1996.

KRETZ, T.; ANTON, M.; SCHAEFFTER, T.; ELSTER, C. Determination of contrast - detail curves in mammography image quality assessment by a parametric model observer. **Physica Medica**, v. 62, p. 120–128, 2019. Disponível em: <https://www.physicamedica.com/article/S1120-1797(19)30115-2/fulltext>.

METROLOGY, J. C. for Guides in. **Guide to the expression of uncertainty in measurement. Part 6 - Developing and using measurement models**. [S.l.], 2020. Disponível em: <https://www.bipm.org/>.

MONIN, P.; GNESIN, S.; VERDUN, F.; MARSHALL, N. Generalized SDNR analysis based on signal and noise power. **Physica Medica**, v. 64, p. 10–15, 2019.

MS, S. de Gestão do Trabalho e da Educação na Saude Ministério da S. **Curso de atualização em mamografia para técnicos e tecnólogos em radiologia**. 2014. Disponível em: <https://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/curso_atualizacao_mamografia_tecnicos_radiologia.pdf>.

NAGAMI, A.; ISHII, M.; ISHII, R.; KODAMA, S.; SANADA, T.; YOSHIDA, A. Comparasion of Contrast to Noise Ratio and Signal Difference to Noise Ratio Based on QA and QC Guidelines in CR Mammography. **Japanese Journal of Radiological Technology**, v. 72, n. 6, p. 503–513, 2016.

NHSBSP A, W.; I, C.; E, K.; CP, L.; N, M.; KC, Y. **COMMISSIONING AND ROUTINE TESTING OF FULL FIELD DIGITAL MAMMOGRAPHY SYSTEMS**: Nhsbsp equipment report 0604. London, 2009. Disponível em: <https://assets.publishing.service.gov.uk>.

NIROSHANI, S.; NAKAMURA, T.; MICHIRU, N.; NEGISHI, T. Evaluation of exposure factors of dual-energy contrast-enhanced mammography to optimize radiation dose with improved image quality. **Acta Radiologica Open**, v. 11, n. 8, p. 1–8, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/20584601221117251>.

OBJECTS, L. T. **TOR MAM Mammography Phantom**. [S.l.], 2021. Disponível em: <https://leedstestobjects.com/wp-content/uploads/TOR-MAM-product-specifications-1.pdf?x32098>.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. **Física das Radiações**. São Paulo: Oficina de Textos, 2010. 192p p.

ORGANIZATION, W. H. **International Agency for Research on Cancer**. 2023. Disponível em: <https://www.iarc.who.int/cancer-type/breast-cancer/>.

PERRY, N.; BROEDERS, M.; WOLF, C. de; TöRNBERG, S.; HOLLAND, R.; KARSA, L. von; PUTHAAR, E. **European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis - Fourth Edition**. [S.l.], 2006. Disponível em: <https://euref.org/european-guidelines/>.

PROTECTION, N. C. on R.; NCRP, M. **MAMMOGRAPHY - a User's Guide NCRP Report 85**. 1986.

RADCAL. **10X6-6M The Dedicated Mammography Chamber**. California, USA, 2011. Disponível em: <WWW.RADCAL.COM>.

RADIOLOGY, A. C. of. **Phantom Testing Mammography**. [S.l.], 2023. Disponível em: <https://accreditationsupport.acr.org>.

RADIOLOGY, A. C. of. **Phantom Testing Mammography: Accreditation Suport**. [S.l.], 2023. Disponível em: <https://accreditationsupport.acr.org/support/solutions/articles/11000065938-phantom-testing-mammography-revised-8-31-2023->.

RANDELL, K. Analysis and Comparation of the Signal Difference to Noise Ratio (SDNR), Signal Difference (SD) and the Signal to Noise Ratio (SNR): Evaluating the Suitability of the SD and SDNR as MRI Quality Control Parameters. **Annual EMBS International Conference**, p. 23 – 28, Chicago 2000.

ROJAS, L. J.; FAUSTO, A. M.; W.MOL, A.; VELASCO, F. G.; ABREU, P.; HENRIQUES, G.; FURQUIM, T. Optimization of the exposure parameters in digital mammography using contrast-detail metric. **Physica Medica: European Journal of Medical Physics**, Elsevier, v. 42, p. 13–18, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.08.001>.

SAMEI, E.; DOBBINS JAMES T., I.; LO, J. Y.; TORNAI, M. P. A framework for optimising the radiographic technique in digital X-ray imaging. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 114, n. 1-3, p. 220–229, 05 2005. ISSN 0144-8420. Disponível em: <https://doi.org/10.1093/rpd/nch562>.

SILVA, A. M. M. da; PATROCíNIO, A. C.; SCHIABEL, H. Processamento e Análise de Imagens Médicas. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 13, n. 1, p. 34–48, 2019.

TANABE, R.; ARAKI, F. Real-time estimation of surface dose based on incident air kerma in diagnostic radiology. **Physica Medica**, v. 89, p. 176–181, 2021.

VILLARREAL, O. A. M. **Otimização da mamografia digital variando a glandularidade**. Dissertação (Mestrado) — Programa de Poś - Graduação em Física, Universidade Estadual de Santa Cruz, 2019.

VILLARREAL, O. A. M.; VELASCO, F. G.; FAUSTO, A. M.; MILIAN, F. M.; MOL, A. W.; CAPIZZI, K. R.; AMBROSIO, P. Optimization of the exposure parameters in digital mammography for diverse glandularities using the contrast-detail metric. **Physica Medica: European Journal of Medical Physics**, Elsivier, v. 101, p. 112 – 119, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2022.08.009>.

YOUNG, K.; RAMSDOLE, M.; BIGNELL, F. Review of dosimetric methods for mammography in the UK breast screening programme. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 80, p. 183–186, 1998.

ZNCA, F.; BOSMANS, H.; JACOBS, J.; MICHIELSEN, K.; SISINI, F.; YOUNG, K.; SHAHEEN, E.; JACOBS, A.; MARCHAL, G. Contrast - detail comparison between unprocesses and processed cdmam images. **Physics of Medical Imaging**, v. 7258, p. 1–6, 2009. Disponível em: <http://proceedings.spiedigitallibrary.org/>.

Apêndices

APÊNDICE A – Parâmetros físicos dos phantoms CIRS

Nas Figuras 58 são apresentados as medidas do phantom CIRS para glandularidades de 20% (20/80), 30% (30/70) e 50% (50/50).

Figura 58 – Estudo do CIRS

1ª Etapa: Estudo do phamtom CIRS

- Foram obtidos os valores médios das medidas referentes as espessuras da pele e do núcleo do phantom CIRS para combinações com glandularidades de 20, 30 e 50%:

	CIRS		
	20/80	**30/70**	**50/50**
Pele ± σ_{Pele} (Paquímetro)	0,500 ± 0,001	0,500 ± 0,001	0,500 ± 0,001
Núcleo_CIRS ± $\sigma_{Núcleo_CIRS}$ (Paquímetro)	5,004 ± 0,001	4,030 ± 0,001	3,080 ± 0,001
Núcleo_CIRS ± $\sigma_{Núcleo_CIRS}$ (Micrômetro)	5,008 ± 0,0005	4,040 ± 0,0005	3,090 ± 0,0005
CIRS*	6,0	5,0	4,0
Erro relativo % (CIRS* / Paquímetro)	0,07	0,6	2,0

* Fonte de informação: Manual do fabricante

Na Figura 59 são apresentados as medidas calculadas referentes ás dimensões e massa do phantom CIRS.

Figura 59 – Dados de densidade e volume do CIRS

- 4ª Etapa: Medidas dos volumes e das densidades do CIRS
  - Proveta 50 ml – incerteza inst. 0,5 ml e Béquer 1000 ml – incerteza inst. 25 ml

Fonte: https://www.cirsinc.com

CIRS	**20/80**	**30/70**	**50/50**
$(V_{Pele} \pm \sigma_{V_{Pele}})cm^3$	260 ± 0,5	240 ± 0,5	200 ± 0,5
$(m_{Pele} \pm \sigma_{m_{Pele}})\ g$	241,72 ± 0,01	195,00 ± 0,01	178,70 ± 0,01
$(\rho_{Pele} \pm \sigma_{\rho_{Pele}})\ g/cm^3$	0,930 ± 0,002	0,812 ± 0,002	0,893 ± 0,002
CIRS	**20/80**	**30/70**	**50/50**
$(V_{Núcleo} \pm \sigma_{V_{Núcleo}})cm^3$	800 ± 25	660 ± 25	550 ± 25
$(m_{Núcleo} \pm \sigma_{m_{Núcleo}})\ g$	687,4 ± 3,5	561,3 ± 3,3	452,5 ± 2,7
$(\rho_{Núcleo} \pm \sigma_{\rho_{Núcleo}})\ g/cm^3$	0,86 ± 0,03	0,85 ± 0,04	0,82 ± 0,04
$(\rho_{CIRS} \pm \sigma_{\rho_{CIRS}})\ g/cm^3$	0,88 ± 0,02	0,84 ± 0,02	0,84 ± 0,03

O phantom CIRS é composto por um envoltório removível que representa o tecido epitelial (pele), conforme ilustrado na Figura 59 e por um núcleo cujo o interior é composto por estruturas que representam as microcalcificações, massas, fibras e estruturas de baixo contraste. As medidas apresentadas nas figuras correspondem às dimensões do CIRS para comparar com as dimensões de espessuras presente no manual do fabricante. As dimensões do phantom correspondem à altura, o comprimento, a largura e a massa do conjunto do phantom para diferentes espessuras e glandularidades e, a partir desses valores, calculou-se a área, o volume e a densidade em cada phantom. Dessa maneira, foi possível estudar o uso do phantom CIRS para fazer imagens com a camada removível que simula a pele da mama, conforme proposto pelo fabricante.

Na Figura 60 são apresentadas os resultados calculados para volume e densidade das placas de PMMA - BR12A que compõem o conjunto do phantom CIRS utilizadas para obter diferentes espessuras de mama. Tais placas, apresentam espessuras nos valores de 0,5 cm, 1,0 cm e 2,0 cm e diferentes glandularidades, nos valores de 30%, 50% e 70%.

Figura 60 – Dados das placas de PMMA - BR12A

	$\bar{V} \pm \sigma_{\bar{V}}$ (cm^3)	$\bar{\rho} \pm \sigma_{\bar{\rho}}$ $(\frac{g}{cm^3})$
Placas: 30/70		
(Espessura de 0,5 cm)		
BR 3070 1271 D 6	65,5 $\pm$ 0,3	0,970 $\pm$ 0,004
BR 3070 1270 C1		
(Espessura de 1,0 cm)		
BR 3070 1276 A3	126,3 $\pm$ 0,2	0,970 $\pm$ 0,001
BR 3070 1276 A2		
(Espessura de 2,0 cm)		
BR 3070 1254 4	250,6 $\pm$ 0,3	0,970 $\pm$ 0,001
BR 3070 1254 6		
Placas: 50/50		
BR 5050 3324 A 12703	252,5 $\pm$ 0,3	0,992 $\pm$ 0,008
BR 5050 3307 A 2		
Placas: 70/30		
(Espessura de 0,5 cm)		
BR 7030 2113 D2	62,7 $\pm$ 0,3	1,003 $\pm$ 0,003
BR 7030 2113 D3		
(Espessura de 1,0 cm)		
BR 7030 2109 A7	126,9 $\pm$ 1,0	1,003 $\pm$ 0,008
BR 7030 2109 A6		
(Espessura de 2,0 cm)		
BR 7030 2115 B5	253,2 $\pm$ 0,3	1,010 $\pm$ 0,001
BR 7030 2115 B6		

Analisando os dados apresentados nas tabelas, observa-se que o phantom CIRS deve ser utilizado com a estrutura removível (pele) e que as placas de teste apresentam densidades próximas ao valor da densidade da água 1 g/cm^3, simulando a densidade da pele humana.