



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

RIANNE BRITO VENÂNCIO

AVALIAÇÃO DA TÉCNICA RADIOGRÁFICA PARA
OTIMIZAÇÃO DA AQUISIÇÃO DE IMAGENS
MAMOGRÁFICAS

Uberlândia

2017

RIANNE BRITO VENÂNCIO¹

AVALIAÇÃO DA TÉCNICA RADIOGRÁFICA PARA OTIMIZAÇÃO DA AQUISIÇÃO DE IMAGENS MAMOGRÁFICAS

Dissertação de mestrado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Engenharia Biomédica
Orientadora: Prof^a. Dr^a. Ana Claudia Patrocínio

Uberlândia

2017

¹ A Bolsa de Estudos, para esta pesquisa, foi concedida pela FAPEMIG, Brasil.

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

V448a Venâncio, Rianne Brito, 1989
2017 Avaliação da técnica radiográfica para otimização da aquisição de
imagens mamográficas / Rianne Brito Venâncio. - 2017.
90 f. : il.

Orientadora: Ana Claudia Patrocínio.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.
Inclui bibliografia.

1. Engenharia biomédica - Teses. 2. Mamas - Radiografia - Teses. 3.
Mama - Câncer - Teses. 4. Instrumentos e aparelhos médicos - Teses. I.
Patrocínio, Ana Claudia. II. Universidade Federal de Uberlândia.
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.

CDU: 62:61

RIANNE BRITO VENÂNCIO

AVALIAÇÃO TÉCNICA RADIOGRÁFICA PARA OTIMIZAÇÃO DA AQUISIÇÃO DE IMAGENS MAMOGRAFICAS

Dissertação de mestrado submetida ao
Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Biomédica da Universidade Federal de
Uberlândia, como requisito parcial à obtenção
do título de Mestre em Ciências.
Área de concentração: Engenharia Biomédica

Uberlândia, 13 de Junho de 2017.

Banca Examinadora:

Ana Claudia Patrocínio, Dr^a. – FEELT / UFU (Orientador)

Eny Moreira Ruberti Filha, Dr^a. – Ruberti Consultoria

Diego Merigue da Cunha, Dr. – INFIS / UFU

Prof^a. Ana Claudia Patrocínio, Dr^a.

Orientadora

Prof. Edgard Afonso Lamounier Júnior, Dr.

Coordenador da Pós-Graduação

Dedico esse trabalho à minha família e a todas
a mulheres que realizam ou realizarão o
exame de mamografia.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente quero agradecer a Deus pela oportunidade realizar esse trabalho.

Quero agradecer imensamente a minha orientadora Dra. Ana Cláudia Patrocínio por toda ajuda prestada nesse trabalho, todas as experiências, viagens e o crescimento que tive com ela.

Aos meus pais Gildésio e Gorete por todo apoio que me deram para a realização desse trabalho, aos meus irmãos Juliette e Filipe e meu cunhado Lucas, pela paciência e compreensão e ajuda em tudo que precisei contar com eles.

Ao meu namorado Túlio por me apoiar nos momentos de dificuldade e sempre estar ao meu lado.

À toda minha família Brito que sempre me apoiou e se preocupou comigo (avós, tios, tias, primos, primas).

Aos meus amigos do coração Francine, Franciene, João Paulo, Dayane, Silvester e Marco Tullio que não importa o tempo ou a distância sempre me apoiaram.

Aos meus amigos do coração da Engenharia Elétrica Thales, Arthur, Daniel, Roní, Leo, Carol (agregada), pelos momentos maravilhosos e divertidos que passamos juntos.

Aos meus colegas do grupo Ciências por todas as dicas, sugestões e ideias que contribuíram para este trabalho, em especial o Matheus que me ajudou muito a entender alguns conceitos da Física.

Aos meus colegas do BIOLAB pela companhia e pelos momentos de descontração, em especial o Pedro Carneiro e o Ricardo que me ajudaram mais diretamente neste trabalho.

Aos meus amigos do CECLE e em especial ao casal Cláudia e Marcus por serem os amigos mais compreensivos que já tive obrigada pelo apoio de vocês.

À Dra. Eny Moreira Ruberti Filha, pelos equipamentos usados nos testes e a disposição para nos ajudar na coleta dos dados.

Ao laboratório LAPIMO (Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas - EESC- USP) pelo empréstimo do *phantom* antropomorfo.

E a todos que contribuíram de alguma forma para a execução deste trabalho.

SUMÁRIO

RESUMO	viii
ABSTRACT	ix
LISTA DE FIGURAS	x
LISTA DE TABELAS	xii
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	xiv
Capítulo 1 INTRODUÇÃO GERAL	15
1.1 Objetivo	17
1.2 Objetivos Específicos	17
1.3 Justificativa	17
1.4 Estrutura da Dissertação	18
Capítulo 2 IMAGEM MAMOGRÁFICA	20
2.1. Mamografia	20
2.1.1. Anatomia da mama	20
2.1.2. Propriedades físicas do tecido da mama	22
2.1.3. Equipamento Mamográfico	23
2.1.3.1 Gerador de raios X	25
2.1.3.2 Tubo de raios X	25
2.1.3.3 Efeito <i>Heel</i> em mamografia	26
2.2. Dosimetria em mamografia	27
2.2.1 Dose na entrada da pele (DEP)	27
2.2.2 Dose Glandular Média (DGM)	27
2.3. Fatores que influenciam a qualidade da imagem	28
2.3.1 Técnica radiográfica	28
2.3.2 Filtração	29
2.4. Qualificação da imagem mamográfica digital	32
2.4.1 <i>Contrast to Noise Ratio</i> (CNR)	33
2.4.2 <i>Signal to Noise Ratio</i> (SNR)	33
2.4.3 <i>Figure of Merit</i> (FOM)	34
Capítulo 3 ESTADO DA ARTE	35
Capítulo 4 METODOLOGIA	46
4.1 Coleta de Dados	46
4.2 Materiais	46

4.2.1	Mamógrafo Digital	46
4.2.2	Placas de PMMA	47
4.2.3	Folhas de Alumínio	48
4.2.4	<i>Phantom</i> Antropomorfo	48
4.2.5	Programa <i>IMAGEJ</i> ®	48
4.2.6	Câmara de Ionização	49
4.3	Testes Realizados	49
4.3.1	Primeira Etapa	49
4.3.2	Segunda Etapa	51
4.3.3	Terceira Etapa	55
Capítulo 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO		59
5.1	Primeira Etapa	59
5.2	Segunda Etapa	64
5.3	Terceira Etapa	71
Capítulo 6 CONCLUSÕES		83
Capítulo 7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS		85

RESUMO

VENÂNCIO, R. B. **Avaliação da Técnica Radiográfica para Otimização da Aquisição de Imagens Mamográficas**. Dissertação de mestrado – Faculdade de Engenharia Elétrica, Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Uberlândia, 2017.

O exame de mamografia é o método mais eficaz para a detecção precoce do câncer de mama. Os sistemas atuais de mamografia são fabricados para escolher automaticamente a técnica (kVp e mAs) que será utilizada no exame, baseada apenas na espessura da mama e não na sua anatomia e composição (AEC). O tecido mamário tem estruturas que têm coeficientes de atenuação muito semelhantes, portanto é necessária uma técnica otimizada para resultar em uma imagem com qualidade e a menor dose possível para a paciente. O objetivo deste trabalho é avaliar a qualidade da imagem em um sistema mamográfico FFDM considerando a variação dos parâmetros das técnicas de aquisição de imagem. Desta maneira, destacar a melhor combinação de parâmetros que favoreça contraste, baixo ruído e menor dose. O trabalho foi dividido em 3 etapas: a primeira delas consistiu em avaliar a qualidade a partir de imagens de polimetilmetacrilato (PMMA), onde foi verificada a variação de níveis de cinza em pontos diferentes do campo irradiado. A segunda etapa, por sua vez, avaliou o ruído em imagens de placas de PMMA, seguindo os testes propostos pelo protocolo europeu. E por fim, a terceira etapa consistiu em avaliar o ruído e a dose em um *phantom* antropomorfo. Nesta etapa, os testes foram realizados as combinações anodo/filtro tungstênio/ródio (W/Rh) e tungstênio/prata (W/Ag), a fim de relacioná-los com a dose e a qualidade da imagem mamográfica. Os resultados obtidos na primeira etapa comprovam que a correção do efeito *Heel* feito pelos sistemas mamográficos FFDM elimina qualquer influência significativa no contraste da imagem ao longo do campo; na segunda etapa, o CNR obteve os melhores valores nas menores tensões testadas (24, 26 e 30 kVp) para as espessuras de PMMA com 3, 5 e 7 cm, respectivamente; o SNR está dentro dos valores recomendados, a FOM apresentou os melhores resultados para as maiores CNR. Na terceira etapa a combinação W/Rh apresentou maior CNR, nas imagens adquiridas com a combinação W/Ag a variação do CNR foi muito menor para as tensões testadas. Os valores de SNR não tiveram variação significativa entre as tensões testadas para as duas combinações W/Rh e W/Ag; a FOM mostrou o melhor desempenho para as imagens adquiridas com a combinação W/Ag, e a melhor técnica de aquisição com 32 kVp. Este trabalho prático possibilitou analisar o comportamento das técnicas de aquisição em situações que se assemelham a situação de mama real.

Palavras-Chave: Câncer de mama. Qualidade da Imagem. Técnica de aquisição. Combinação Alvo/Filtro. Relação Contraste Ruído. Relação Sinal Ruído.

ABSTRACT

VENÂNCIO, R. B. **Evaluation Radiography Technique for Optimization of Mammography Image Acquisition.** Dissertação de mestrado – Faculdade de Engenharia Elétrica, Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Uberlândia, 2017.

Mammography is the most effective method for the early detection of breast cancer. Current mammography systems are manufactured to automatically choose the technique that will be used in mammography, based only on breast thickness and not on anatomy and composition (AEC). The breast tissue has structures that have very similar attenuation coefficients, an optimized technique is required to result in an image with quality and lowest possible dose for the patient. The objective of this work is to evaluate the image quality in a FFDM mammography system considering the variation of the parameters of the image acquisition techniques. So, highlight the best combination of parameters that favors contrast, low noise and lower dose. The work was divided in three steps: The first one consisted of evaluating the mammography image from PMMA (polymethylmethacrylate) images, where the gray level variation was verified at different points of the irradiated field. The second step, in turn, evaluated the noise in images of PMMA plates following the tests proposed by the European protocol. Finally, the third step consisted in evaluating the noise and the dose in an anthropomorphic *phantom*. At this step the tests were performed using the rhodium filter (Rh) and the silver filter (Ag), in order to relate them to the dose and the quality of the mammography image. The results obtained in the first step prove that the correction of the Heel effect made by the FFDM mammography systems, and it eliminates any significant influence on the image contrast of along full field; in the second step, the CNR obtained the best values at the lowest voltages tested (24, 26 and 30 kVp) for PMMA thicknesses with three, five and seven centimeters, respectively; The SNR is within the recommended values. The FOM presented the best results for the largest CNRs. In the third step the W / Rh combination showed higher CNR, in the images acquired with the W / Ag combination the CNR variation was much lower for the tested voltages. The SNR values did not show significant variation between the tensions tested for the two combinations W/Rh and W/Ag; The FOM showed the best performance for the images acquired with the W/Ag combination, and the best acquisition technique with 32 kVp. This practical work made it possible to analyze the behavior of acquisition techniques in situations that resemble the real breast situation.

Key Words: Breast cancer, Image Quality, Contrast to Noise Ratio. Signal to Noise Ratio. Acquisition technique. Target Combination/Filter

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1: (A) Vista Frontal. Lobos mamários e seus ductos desembocando na papila. (B) Vista lateral mostrando os mesmos aspectos, o tecido adiposo retromamário e a musculatura peitoral	21
Figura 2.2: Valores médios dos coeficientes de atenuação linear para os três principais tipos de tecido mamário.	22
Figura 2.3: Posicionamento do tubo de raios X em uma cúpula mamográfica	26
Figura 2.4: A Os coeficientes de atenuação linear de Al, Mo, Rh e Ag são plotados em função da energia. B: Espectro de Mo não filtrado gerado com 30 kVp e linha azul atenuação do espectro pelo Filtro de Mo.	30
Figura 2.5: Resposta característica de um detector projetado para mamografia digital.	32
Figura 3.1. Esquema da montagem para a realização dos testes com o <i>phantom</i> CIRS.	40
Figura 4.1: Ilustração das Regiões de Interesse (ROIs) utilizadas para o calcular a variação da intensidade de pixel ao longo do campo irradiado.	50
Figura 4.2: Ilustração das Regiões de Interesse (ROIs) utilizadas para o cálculo da uniformidade do campo irradiado.	51
Figura 4.3: Ilustração das ROIs para medir o CNR	52
Figura 4.4: Ilustração da ROI para medir o SNR	54
Figura 4.5. Imagem radiográfica do phantom antropomórfico RMI 165.	56
Figura 5.1: Gráfico da variação de intensidade de pixel de cada ROI para espessura de PMMA de 3 cm	60
Figura 5.2: Gráfico da variação de intensidade de pixel de cada ROI para espessura de PMMA 5 cm	60
Figura 5.3: Gráfico da variação de intensidade de pixel de cada ROI para espessura de PMMA de 7 cm	61
Figura 5.4. Relação entre o produto corrente-tempo (mAs) e a tensão (kVp) aplicada no phantom antropomorfo.	71
Figura 5.5. Relação entre a corrente (mA) e a tensão (kVp) aplicada no phantom antropomorfo.	72
Figura 5.6. Relação entre a tempo de exposição (ms) e a tensão (kVp) aplicada no phantom antropomorfo	73
Figura 5.7. Relação entre a DGM (mGy) e a tensão (kVp) aplicada no phantom antropomorfo	73
Figura 5.8: CNR nas ROIs: comparação das combinações anodo/filtro W/Rh e W/Ag) para tensão de 28 kVp.	74
Figura 5.9. CNR nas: comparação das combinações anodo/filtro W/Rh e W/Ag) para tensão de 30 kVp.	75
Figura 5.10. CNR nas: comparação das combinações anodo/filtro W/Rh e W/Ag) para tensão de 32 kVp.	75

Figura 5.11: CNR nas ROIs: comparação das combinações anodo/filtro W/Rh e W/Ag) para tensão de 34 kVp.	76
Figura 5.12. SNR nas ROIs: comparação das combinações anodo/filtro W/Rh e W/Ag) para tensão de 28 kVp.	77
Figura 5.13. SNR nas: comparação das combinações anodo/filtro W/Rh e W/Ag) para tensão de 30 kVp.	77
Figura 5.14 SNR nas ROIs: comparação das combinações anodo/filtro W/Rh e W/Ag) para tensão de 32 kVp.	78
Figura 5.15. SNR nas ROIs: comparação das combinações anodo/filtro W/Rh e W/Ag) para tensão de 34 kVp.	78
Figura 5.16. CNR nas ROIs nas várias tensões testadas com a combinação anodo/filtro W/Rh	79
Figura 5.17. CNR nas ROIs nas várias tensões testadas com a combinação anodo/filtro W/Ag	80
Figura 5.18. SNR nas ROIs nas várias tensões testadas com a combinação anodo/filtro W/Rh	81
Figura 5.19. SNR nas ROIs nas várias tensões testadas com a combinação anodo/filtro W/Ag	81

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1: Comparação entre as DGM médias nas diversas espessuras para a menor e maior glandularidade com combinação W/Ag com tensão de 24kVp	45
Tabela 4.1: Especificações técnicas do Mamógrafo Digital Selenia® Dimensions®	47
Tabela 4.2: Modos de Exposição do Mamógrafo Digital Selenia® Dimensions®	47
Tabela 4.3: Espessuras de PMMA e a equivalência na espessura do tecido mamário	48
Tabela 4.4: Espessuras de PMMA e o CNR _{relativo}	53
Tabela 5.1: Valores dos parâmetros relacionados a técnica referentes a 3 cm de PMMA	62
Tabela 5.2: Valores dos parâmetros relacionados a técnica referentes a 5 cm de PMMA	62
Tabela 5.3: Valores dos parâmetros relacionados a técnica referentes a 7 cm de PMMA	62
Tabela 5.4: Variação máxima de uniformidade do detector para a espessura de PMMA de 3 cm	63
Tabela 5.5: Variação máxima de uniformidade do detector para a espessura de PMMA de 5 cm	64
Tabela 5.6: Variação máxima de uniformidade do detector para a espessura de PMMA de 7 cm	64
Tabela 5.7: Valores dos parâmetros relacionados a técnica referentes a 3 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas	65
Tabela 5.8: Valores dos parâmetros relacionados a técnica referentes a 5 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas	65
Tabela 5.9: Valores dos parâmetros relacionados a técnica referentes a 7 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas	65
Tabela 5.10: Doses glandulares médias máximas ajustadas por espessuras de PMMA	66
Tabela 5.11: Valores de CNR para espessura de 3 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas	66
Tabela 5.12: Valores de CNR para espessura de 5 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas	67
Tabela 5.13: Valores de CNR para espessura de 7 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas	68
Tabela 5.14: Valores de SNR para espessura de 3 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas	69
Tabela 5.15: Valores de SNR para espessura de 5 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas	69
Tabela 5.16: Valores de SNR para espessura de 7 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas	69

Tabela 5.17: Valores de FOM para espessura de 3 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas	70
Tabela 5.18: Valores de FOM para espessura de 5 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas	70
Tabela 5.19: Valores de FOM para espessura de 7 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas	70
Tabela 5.20: Valores de FOM para combinação anodo/filtro W/Rh	82
Tabela 5.21: Valores de FOM para combinação anodo/filtro W/Ag	82

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ACR	<i>American College of Radiology</i>
AEC	<i>Automatic Exposure Control</i>
Ag	Prata
Al	Alumínio
ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
AlO ₂	Óxido de alumínio
a-Se	Selênio amorfo
CC	crânio caudal
CCDs	<i>Charge-coupled devices</i>
CNR	<i>Constrat to Noise Ratio</i>
CR	<i>Computed Radiography</i>
CsI	Iodeto de césio
CSR	Camada Semi Redutora
DEP	Dose na Entrada da Pele
DGM	Dose Glandular Média
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
EUREF	<i>European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services</i>
FFDM	<i>Full Field Digital Mammography</i>
FOM	<i>Figure of Merit</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
INCA	Instituto Nacional do Câncer
IP	<i>Imaging Plate</i>
MLO	Médio Lateral Obliquo
Mo	Molibdênio
Nb	Nióbio
PMMA	Polimetilmetacrilato
PTFE	Politetrafluoroetileno
Rh	Ródio
ROI	região de interesse
SC	<i>Subject Contrast</i>
SNR	<i>Signal to Noise Ratio</i>
W	Tungstênio

Capítulo 1 INTRODUÇÃO GERAL

A evolução tecnológica elevou o padrão de qualidade dos equipamentos médicos, o mamógrafo analógico evoluiu para o mamógrafo digital, este por sua vez passa por constante aprimoramento, com o objetivo de fornecer a melhor imagem com a menor dose (MAHESH, 2004). A maioria dos sistemas mamográficos são projetados, com base na espessura da mama, para automaticamente calcular os parâmetros envolvidos no exame (tensão, corrente, combinação anodo/filtro), o chamado *Automatic Exposure Control* (AEC) (SONGSAENG, KRISANACHINDA, THEERAKUL, 2016); porém não se leva em consideração os fatores relacionados a anatomia e composição da mama (HENDRICK *et al.*, 2010).

No Brasil, o câncer de mama é responsável pela morte de 14.206 mulheres por ano, e é estimado que está doença atinja 57.960 delas (INCA, 2016), para aumentar as chances de cura, a doença precisa ser detectada nos estágios iniciais. Para a detecção precoce desta doença a imagem mamográfica deve apresentar de maneira fidedigna as estruturas da mama. A glândula mamária é composta por estruturas que tem propriedades de atenuação da radiação semelhantes (AGUILLAR *et al.*, 2009), por esse motivo é importante que se tenha uma imagem com um contraste que seja capaz de diferenciar tecido saudável de lesões malignas (KOPANS, 1998).

Um dos fatores de risco para o desenvolvimento do câncer de mama está relacionado a exposição à radiação ionizante (KOPANS, 1998), por isso há uma preocupação em relação à dose recebida pela paciente no exame de mamografia, visto que o Instituto Nacional do Câncer (INCA) recomenda que o exame seja feito a cada dois anos em mulheres assintomáticas entre 50 e 69 anos. Porém, os sintomas podem aparecer em mulheres com menos de 40 anos e, estudos mostram que, quanto menor a idade e maior a dose de radiação, maior o risco de se ter a doença (KOPANS, 1998), (INCA, 2016).

A qualidade da imagem depende de vários fatores, dentre eles a calibração do equipamento. Porém alguns efeitos de deterioração são intrínsecos ao processo de aquisição da imagem, como o efeito *Heel* (MAHESH, 2004). No mamógrafo o lado do

anodo tem uma pequena inclinação que faz com que os raios X deste lado percorram um caminho maior e assim chegam ao receptor com menor intensidade de energia do que o lado do cátodo (BUSHBERG *et al.*, 2012).

Um dos fatores que influenciam o contraste da imagem mamográfica é a tensão usada para realização do exame. Pelo fato da mama apresentar lesões muito pequenas, como microcalcificações, é importante que a imagem tenha um contraste adequado para que o médico radiologista consiga realizar o diagnóstico correto. Estudos mostram que um valor alto de kVp não fornece uma imagem com contraste satisfatório (AL KATTAR *et al.*, 2015).

Em busca de uma técnica mais otimizada os equipamentos, nos últimos anos, foram desenvolvidos com as seguintes combinações de alvo/filtro: tungstênio/ródio (W/Rh) e tungstênio/prata (W/Ag) resultando em uma redução na dose glandular média (DGM) (AL KATTAR *et al.*, 2015). As doses na mama associadas a estas combinações são inferiores comparadas com as combinações molibdênio/molibdênio (Mo/Mo) e molibdênio/ródio (Mo/Rh) (AL KATTAR *et al.*, 2015). Estas combinações também apresentam algumas vantagens para a obtenção de imagens de mamas densas ou espessas (AL KATTAR *et al.*, 2015). A seleção correta dos parâmetros para a geração do feixe de raios X influenciará diretamente a dose e a qualidade da imagem (AL KATTAR *et al.*, 2015).

Para garantir a qualidade da imagem mamográfica, órgãos de saúde do mundo inteiro criaram leis, diretrizes e protocolos de controle de qualidade (REIS, SAKELLARIS, KOUTALONIS, 2013). O protocolo europeu, *European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services*, (EUREF, 2013) e protocolo do *American College of Radiology* (ACR) são as principais diretrizes seguidas e servem de modelo para grande maioria dos países (VARJONEN e STRÖMMER, 2008). São nestes protocolos que se encontram os métodos para se realizar (entre outros procedimentos) a avaliação da qualidade da imagem digital.

A metodologia do protocolo europeu (EUREF), de avaliação de qualidade, são calculados dois parâmetros, o CNR (*Contrast to Noise Ratio*) e o SNR (*Signal to Noise Ratio*); o CNR quantifica a razão entre o contraste da imagem com o ruído, quanto maior essa relação mais fácil diferenciar estruturas com densidade próximas, ele é determinado

como a diferença entre os sinais médios de uma região de interesse (ROI) do objeto e do fundo, divididos pelo desvio padrão de uma ROI do fundo. O outro parâmetro, SNR, quantifica a relação ruído com a imagem, ele é calculado como a relação do sinal médio em um ROI do fundo pelo seu desvio padrão (REIS, SAKELLARIS, KOUTALONIS, 2013).

1.1 Objetivo

O objetivo deste trabalho é avaliar a qualidade da imagem em um sistema mamográfico *Full Fiedl Digital Mammography* (FFDM) considerando a variação dos parâmetros das técnicas de aquisição de imagem. Desta maneira, destacar a melhor combinação de parâmetros que favoreça contraste, baixo ruído e menor dose.

1.2 Objetivos Específicos

- Avaliar a variação do contraste ao longo do campo irradiado para diversas espessuras e diferentes combinações de kVp;
- Analisar a qualidade da imagem usando placas de PMMA através do cálculo de CNR e SNR;
- Mensurar a dose glandular média (DGM) e a dose na entrada da pele (DEP) para variadas técnicas e espessuras de PMMA e de um *phantom* antropomórfico.
- Comparar as combinações anodo/filtro W/Rh e W/Ag e avaliar a influência destas combinações a qualidade da imagem e na DGM.
- Indicar a técnica (tensão, corrente, alvo/filtro) mais otimizada para diversas espessuras de mama simulada;

1.3 Justificativa

O câncer de mama é o mais comumente diagnosticado e é responsável por 23% dos diagnósticos de câncer em mulheres, com uma taxa de mortalidade de 14% (SIEGEL, MILLER, JEMAL, 2016). No Brasil, INCA, estima-se 57.960 novos casos de câncer de mama no Brasil, com 14.388 mortes esperadas para o ano de 2016 (INCA, 2016). A detecção desta doença se dá principalmente pelo exame de mamografia, pois devido a sua alta sensibilidade, estruturas não palpáveis são detectadas na mamografia (RANGAYYAN, 2005).

O câncer de mama pode surgir a partir de uma célula modificada, potencialmente agressiva, que se divide e gera outras células que se opõe ao sistema de defesa do organismo. As células cancerígenas que ficam retidas dentro do ducto não ameaçam o sistema de defesa do organismo, o problema é quando as células desenvolvem a capacidade de prejudicar a parede do ducto e ocupar tecido que o envolve, assim ele tem acesso aos vasos sanguíneos e linfáticos. Por intermédio desses vasos, propagando-se para outros órgãos (metástases), onde crescem e alteram suas funções (KOPANS,1998) (AGUILLAR, *et al.*, 2009).

Não se sabe ao certo como se desenvolve e cresce o câncer de mama, estudos apontam que a influência se dá por fatores ambientais e sensibilidade de cada pessoa. Os fatores de risco mais citados são: sexo e idade; influência hormonal; idade da menarca e da menopausa; idade da primeira gestação; hereditariedade; já ter tido câncer de mama; exposição à radiação ionizante; obesidade; consumo de álcool; entre outros (KOPANS,1998).

É importante que a aquisição da imagem seja adequada para que se consiga uma imagem de boa qualidade que proporcione um diagnóstico preciso. Com uma técnica otimizada de aquisição de imagem é provável que se tenha qualidade na imagem e menor dose, visto que a dose é considerada um dos fatores que esteja relacionado ao desenvolvimento do câncer de mama.

Por outro lado, uma imagem, mesmo que de baixa dose, fora dos critérios de qualidade recomendados pelos órgãos nacionais e internacionais de saúde, pode não contribuir para a detecção precoce da doença. Por tudo isso, é importante estudar e estabelecer corretamente técnica de aquisição de imagem que contribua para que a mamografia seja um exame de alta sensibilidade, e que os programas de rastreamento de câncer de mama tenham sucesso e diminua a mortalidade pela doença.

1.4 Estrutura da Dissertação

Além deste Capítulo introdutório, que apresenta a motivação, justificativa e os objetivos a serem alcançados, o texto será dividido estruturalmente da seguinte forma:

- ✓ **Capítulo 2:** Conceitos gerais relacionados a mamografia, anatomia da mama e suas propriedades físicas, definições referentes a dose e fatores que influenciam a

qualidade da imagem mamográfica digital. Breve descrição de métodos usados para a qualificação da imagem da mama.

- ✓ **Capítulo 3:** Apresentação do estado da arte a respeito da avaliação da imagem mamográfica digital.
- ✓ **Capítulo 4:** Descrição da metodologia utilizada para a avaliação da imagem e dosimetria. Primeiramente essas análises foram feitas em imagens de PMMA, depois em imagem de PMMA com adição de um ruído (lâmina de alumínio) e por fim em uma *phantom* antropomórfico.
- ✓ **Capítulo 5:** Resultados obtidos nas três etapas em que foi dividido o trabalho, além disso será apresentada a discussão sobre os valores de uniformidade, variação de contraste, CNR, SNR e FOM para cada técnica testada.
- ✓ **Capítulo 6:** Apresentação das conclusões finais, bem como propostas para trabalhos futuros que podem ser realizados a partir dessa pesquisa.
- ✓ **Capítulo 7:** Referências bibliográficas utilizadas no trabalho.

Capítulo 2 IMAGEM MAMOGRÁFICA

Este Capítulo é reservado para apresentar os conceitos gerais relacionados a mamografia, anatomia da mama e suas propriedades físicas, definições referentes a dose e fatores que influenciam a qualidade da imagem mamográfica digital.

Apresenta também quais, e como, são empregados os parâmetros usados neste trabalho para qualificar uma imagem mamográfica, e descreve o conceito do *Contrast to Noise Ratio* (CNR) parâmetro relacionado com o contraste da imagem, o *Signal Noise Ratio* (SNR) critério usado para verificar a influência do ruído na imagem e a *Figure of Merit* (FOM) que quantifica o quão otimizado é o sistema mamográfico.

2.1 Mamografia

O exame de mamografia é o método com a maior eficácia na detecção do câncer de mama e é por meio dele que anormalidades na mama são detectadas (RANGAYYAN, 2005). Este exame é realizado com duas finalidades diferentes: a mamografia diagnóstica que é realizada em pacientes com sintomas ou fatores de risco elevados, sendo que pelo menos duas ou três projeções da mama são necessárias. A outra é a mamografia de rastreamento ou monitoramento que é realizada na mulher assintomática com a utilização de protocolo de duas projeções, normalmente as vistas crânio caudal (CC) e médio lateral oblíqua (MLO), para detectar um câncer precoce e não palpável. (BUSHONG, 2013).

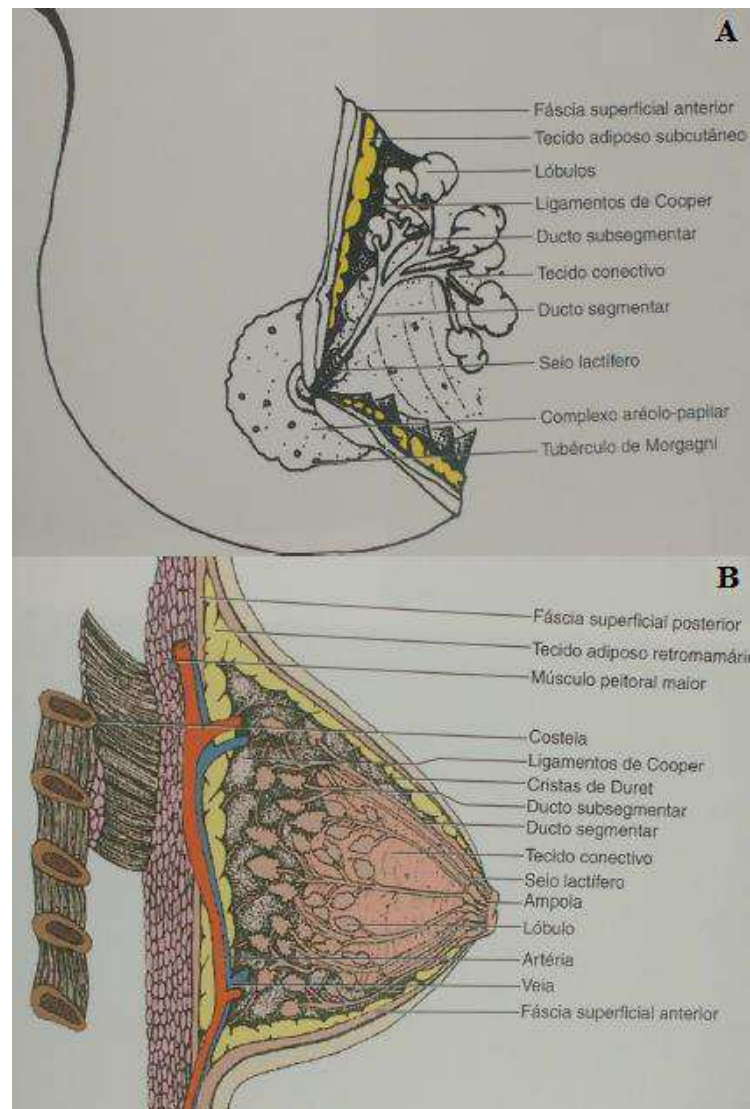
2.1.1 Anatomia da mama

A mama está localizada dentro da fáscia superficial da parede torácica anterior, ela consiste em 15 a 20 lobos de tecido glandular tipo tubuloalveolar, tecido conjuntivo fibroso conectando seus lobos e tecido adiposo nos intervalos entre os lobos. (AGUILLAR, *et al.*, 2009). O tecido conjuntivo subcutâneo rodeia a glândula e estende-se sob forma de septos entre os lobos e lóbulos, proporcionando sustentação para os elementos glandulares.

As mamas possuem três estruturas principais: a pele, o tecido subcutâneo e o tecido mamário propriamente dito, o qual é composto de elementos epiteliais e o estroma. Os componentes epiteliais são as ramificações ductais que conectam as unidades

estruturais e funcionais da mama (os lóbulos) ao mamilo e o estroma consiste em tecido conjuntivo vascularizado que forma o tecido nutritivo e de sustentação da mama. A Figura 2.1, ilustra as estruturas que compõe a mama. (AGUILLAR, *et al.*, 2009).

Figura 2.1: (A) Vista frontal. Lobos mamários e seus ductos desembocando na papila. (B) Vista lateral mostrando os mesmos aspectos, o tecido adiposo retromamário e a musculatura peitoral. Modificado (AGUILLAR, *et al.*, 2009).



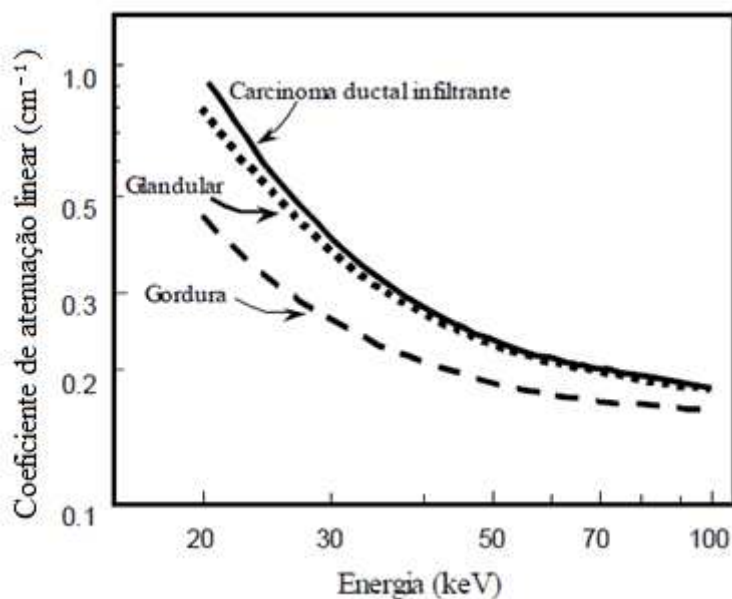
Fonte: Modificado de (AGUILLAR, *et al.*, 2009)

2.1.2 Propriedades físicas do tecido da mama

Os tecidos que compõe a mama (glandulares, adiposos com a presença ou não de anormalidade) possuem propriedades de atenuação de raios X muito similares, pois sua composição química é característica de tecidos moles, que apresentam números atômicos menores e muito próximos (BRASIL, 2014).

O comportamento do tecido fibroglandular, em relação a atenuação dos raios X, é muito semelhante ao das massas tumorais, diferentemente da relação de absorção do tecido adiposo e do tecido fibroglandular, segundo o estudo de (JOHNS, YAFFE, 1987). A Figura 2.2, ilustra as diferenças entre os coeficientes de atenuação linear das estruturas com feixe de baixa energia, característico do exame de mamografia. Sendo assim, o tecido cancerígeno aparece no exame com um contraste bem próximo do tecido saudável dificultando seu reconhecimento.

Figura 2.2: Valores médios dos coeficientes de atenuação linear para os três principais tipos de tecido mamário.



Fonte: Modificado de (JOHNS, YAFFE, 1987)

As calcificações na mamografia são relativamente fáceis de perceber, independentemente do padrão mamográfico parenquimatoso (YAFFE, 2008), pois o coeficiente de atenuação linear delas é maior do que das outras estruturas que compõe a mama, o Quadro 2.1 ilustra essas diferenças. No exame de mamografia a atenuação de

cada tecido da mama produz um tom de cinza específico, gerando contraste na imagem mamográfica, quanto melhor o contraste mais fácil identificar as estruturas (BRASIL, 2014).

Quadro 2.1: Densidade e coeficiente de atenuação dos tecidos encontrados na mama. Modificado de (BRASIL, 2014)

Tipo de Tecido	Densidade (g/cm ³)	Coeficiente de atenuação linear em 20 keV (cm ⁻¹)
Adiposo	0,95	0,45
Glandular	1,02	0,80
Carcinoma	1,045	0,85
Pele	1,09	0,80
Calcificação	2,2	12,5

2.1.3 Equipamento Mamográfico

Os mamógrafos divergem dos equipamentos radiográficos convencionais em diversos aspectos, uma vez que empregam energias de radiação mais baixas para diferenciar os tecidos moles presentes na mama. Para tal, há a necessidade de imagens de alta resolução para visualizar e identificar indícios sutis de câncer de mama precoce, com uso de baixa dose na paciente (KOPANS, 1998) (BUSHONG, 2013). Atualmente, imagem mamográfica pode ser obtida através de três sistemas de imagens bidimensionais que possuem detectores diferentes; levando as imagens finais a terem características diferentes, registradas em filmes ou em formato digital. A geração de raios X é a mesma para todos os sistemas, o que os diferem é o receptor de imagem.

Sistema tela-filme: neste sistema o receptor de imagem é o chassi composto de um filme radiográfico e de uma tela intensificadora, para se obter a imagem final é feito processamento químico para revelação, assim o filme revelado então é analisado em um negatoscópio.

Sistema *Computed Radiography* (CR): Este tipo de sistema é a transição mais simples do sistema tela-filme para imagens digitais. O filme é substituído pelo *Imaging Plate* (IP) que é armazenado em um chassi para mantê-lo protegido de artefatos do ambiente. O processo que forma a imagem nos IPs é chamado de luminescência fotoestimulável, quando os raios X atingem os materiais que compõe os IPs (fósforos),

eles interagem com os elétrons das camadas externas desses átomos que absorvem e armazenam a energia recebida.

Acabada a irradiação do paciente, o chassi contendo o IP com a imagem latente é levada ao leitor, o mesmo é retirado automaticamente do chassi, e varrido por um feixe de laser; estes elétrons armazenados no fósforo são estimulados com laser de comprimento de onda com cerca de 660nm (na região da luz vermelha).

Ao saírem do armazenamento os elétrons liberam energia com o comprimento de onda em torno de 450 – 500nm (luz azul). A luz azul liberada pelo IP é coletada por um guia de fibra óptica e conduzida a um tubo fotomultiplicador, onde produz um sinal eletrônico; em seguida esse sinal eletrônico é digitalizado e armazenado. Por fim o IP é exposto a uma intensa luz branca que serve para retirar os elétrons que ainda ficaram armazenados voltando assim para o serviço e usado novamente para se obter novas imagens (BUSHBERG, *et al.*, 2012) (BUSHONG, 2013).

Sistema *Full Field Digital Mammography* (FFDM): Este sistema pode ser classificado em dois tipos (de acordo com o sistema de detecção), captura indireta e captura direta. A captura indireta utiliza um processo de dois passos pelo qual um cintilador, tal como o iodeto de cério (CsI), absorve os raios X gerando uma leve cintilação, que é detectada por uma matriz de fotodiodos ou dispositivos de carga acoplados (*charge-coupled devices* - CCDs). Há uma pequena degradação da resolução devido a imperfeições na forma agulhada dos cristais de CsI. O processo de captura direta funciona da seguinte forma, os fótons de raios X são capturados diretamente por um fotocondutor, como o selênio amorfo (a-Se), que converte os raios X absorvidos diretamente em sinal elétrico que é convertido em sinal digital. As possibilidades de degradação da resolução devido à propagação da luz que são inerentes à captura indireta são eliminadas nesses sistemas. Além disso, a resolução espacial com captura direta é limitada ao tamanho do pixel e não à espessura do fotocondutor.

Um sistema mamográfico completo, o mamógrafo, inclui um gerador de raios X, um tubo de raios X e um meio de registro da imagem (MAHESH, 2004).

2.1.3.1 Gerador de raios X

Os equipamentos de mamografia têm sua energia produzida por geradores de alta frequência, em comparação com os geradores antigos, que eram monofásicos ou trifásicos, os geradores de alta frequência têm um custo de fabricação menor e tem dimensões de tamanho menores. Eles possuem uma excelente reprodutibilidade de exposição, colaborando para se obter uma imagem com qualidade (BUSHONG, 2013).

Os geradores de raios X para mamografia têm características próprias que se diferenciam dos equipamentos de raios X convencionais, visto que as faixas de energia usadas para se obter imagens de mama são menores. Uma das características é que a faixa de tensão é estreita (20 a 40 kVp). Outra particularidade é o fato de geralmente valor da corrente ser limitada em torno de 500 mAs, com o intuito de prevenir doses desnecessárias as pacientes (BRASIL, 2014).

2.1.3.2 Tubo de raios X

Os tubos de raios X para os mamógrafos são fabricados com alvo de molibdênio, ródio e tungstênio, pois estes materiais tem como característica fornecer uma faixa de energia, entre 17 a 24 keV. Garantindo o realce da absorção diferencial nos tecidos mamários e melhorar contraste na imagem (BRASIL, 2014).

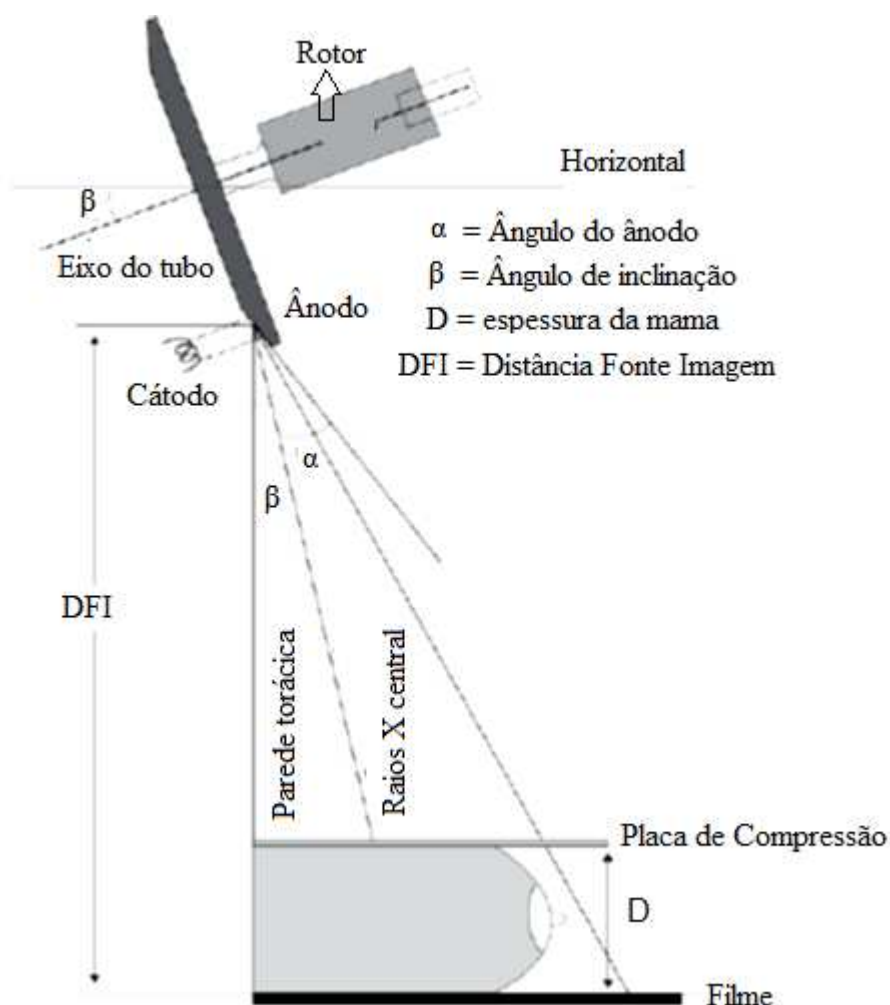
Com detectores digitais, o tungstênio se tornou o alvo com a maior aceitação, pois ele possui maior eficiência na produção de raios X. Duas características importantes do tungstênio que favoreceram a sua escolha no aperfeiçoamento dos mamógrafos com tecnologia FFDM, uma delas foi o seu número atômico maior (comparado com o Mo e o Rh), e a outra é seu alto ponto de fusão (BUSHBERG, *et al.*, 2012).

A intensidade dos raios X emitidos a partir do ponto focal varia dentro do feixe, com a maior intensidade no lado do cátodo e a menor intensidade no lado do anodo, consequência do efeito *Heel*, por esse motivo o tubo de mamografia possui uma geometria diferente dos tubos convencionais (BUSHBERG, *et al.*, 2012).

2.1.3.3 Efeito *Heel* em mamografia

O efeito *Heel* é particularmente importante em mamografia, o formato cônico da mama requer que a intensidade da radiação próxima à parede torácica seja maior que aquela do lado da papila mamária, para garantir uma exposição uniforme no receptor de imagem. No mamógrafo, o lado do anodo tem pequena uma inclinação, que faz com que os raios X deste lado percorram um caminho maior e assim, chegam ao receptor com menor intensidade de energia do que o lado do cátodo (BUSHONG, 2013), conforme esquema ilustrado na Figura 2.3.

Figura 2.3: Posicionamento do tubo de raios X em uma cúpula mamográfica.



Fonte: (BRASIL, 2014).

Apesar do cuidado de se minimizar o efeito *Heel* no exame de mamografia, estudos comprovam que o impacto desse efeito na variação de contraste nas imagens digitais é

insignificante. Isto se deve ao fato correção *flat-field* que é aplicada pelos fabricantes de sistemas mamográficos FFDM (YU, WANG, 2013)

2.2 Dosimetria em mamografia

Ao longo dos anos estudos comprovaram que a exposição à radiação ionizante pode induzir ao câncer (limiar do benefício e do risco) (KOPANS,1998), isso foi concluído com base nos dados disponíveis que indicavam que, o risco do câncer de mama variava com a idade da paciente exposta à radiação. Porém há pouca evidência de qualquer risco aumentado para as mulheres expostas após os 40 anos (NATIONAL RESEARCH COUNCIL *et al.*, 2006), o que gera uma preocupação com mulheres abaixo desta faixa etária que, na sua grande maioria, apresentam mama densa, ou seja, predominantemente constituída de tecido fibroglandular (BOYD *et al.*, 2007). Mesmo com algumas estimativas sobre a indução do câncer de mama pela exposição à radiação, não se tem como calcular o risco de maneira objetiva.

É na mama densa que se usa maior dose e que se tem uma imagem com baixo contraste, e afim de se melhorar essa imagem, uma técnica de aquisição de imagem (modo de operação do mamógrafo) diferenciada pode aumentar a dose na paciente.

Os programas de qualidade incluem a avaliação da dose como um dos fatores mais importantes na otimização das técnicas de aquisição de imagem. No Brasil é recomendado que os testes para aferição de dose na entrada da pele (DEP) sejam feitos com simuladores de mama (BRASIL, 1998).

2.2.1 Dose na entrada da pele (DEP)

A dose na entrada na pele (DEP) é definida como dose absorvida na entrada da pele do paciente no local onde há irradiação, inclui a radiação retroespalhada pelo paciente e pode ser medida diretamente, com câmara de ionização por exemplo (BRASIL, 1998). Para mamografia, a norma brasileira exige que o teste seja feito bienalmente e o valor recomendado deve ser inferior a 10 mGy, para uma espessura de 45 mm de mama comprimida (BRASIL, 2013).

2.2.2 Dose Glandular Média (DGM)

A *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) define a dose glandular média (DGM) como a dose média absorvida na região glandular em uma mama uniformemente comprimida. Seu valor depende da qualidade do feixe e espessura da mama (ICRP, 1987). Por ser uma grandeza que melhor caracteriza o risco do câncer de mama induzido é recomendado o seu cálculo por diversos órgãos internacionais e pelo protocolo europeu, sendo calculado para várias espessuras de mama (EUREF, 2013).

2.3 Fatores que influenciam a qualidade da imagem

O termo qualidade da imagem se refere à precisão com que as estruturas anatômicas são mostradas na imagem radiográfica. Essa qualidade não é medida com certa facilidade e precisão. Vários fatores afetam a forma de como a imagem é apresentada, como exemplo pode-se citar a técnica de aquisição de imagem utilizada (tensão, corrente, tempo de exposição, combinação anodo/filtro), o pós processamento aplicado em sistemas digitais ou até mesmo um ruído causado pelo mau funcionamento dos detectores. Porém, por meio de várias pesquisas, estes e outros fatores foram identificados e medidos, e assim são aceitos globalmente possibilitando qualificar a imagem (BUSHONG, 2013).

2.3.1 Técnica radiográfica

A técnica radiográfica é comumente definida como uma combinação de ajustes de tensão, corrente e tempo, (aplicados no tubo para geração de raios X) filtração, entre outros parâmetros podem ser selecionados no painel de controle do equipamento de raios X para produzir uma imagem de alta qualidade (BUSHONG, 2013). Em mamografia são examinados o tecido fibroglandular e o tecido adiposo, estes tecidos têm números atômicos e densidades de massa semelhantes, por esse motivo as técnicas radiográficas para mamografia são elaboradas para realçar a absorção diferencial destes tecidos tão parecidos (BUSHONG, 2013).

Atribui-se a tensão de pico (kVp) como controle primário da qualidade do feixe de raios X, logo a penetração do mesmo. Com o aumento da tensão, a energia cinética dos elétrons que compõe o feixe aumenta também, e conseqüentemente a penetração dos raios X na estrutura anatômica. Porém, com valores elevados de tensão, a energia do feixe de

radiação é maior, assim a interação com a objeto (mama) é maior, o que resulta em maior radiação espalhada, reduzindo o contraste radiográfico, visto que a tensão controla este contraste (BUSHONG, 2013).

A escolha da corrente (mA) estabelece o número de fótons de raios X produzidos, ou seja, a radiação. Com o tempo de exposição (ms) constante, a corrente controla a quantidade de fótons de raios X e, portanto, a dose no paciente. A corrente não modifica o valor da energia cinética dos elétrons que fluem do cátodo para o anodo, ela simplesmente altera o número de elétrons (BUSHONG, 2013).

O tempo de exposição é normalmente preservado o menor possível, com o intuito de minimizar não somente a dose, mas também o borramento, que pode ocorrer devido ao movimento da paciente. Quando o tempo de exposição for reduzido, a corrente deve ser aumentada proporcionalmente de forma a produzir a intensidade de raios X para se ter uma imagem satisfatória. A corrente e o tempo de exposição são regularmente combinados e utilizados como, mAs (produto corrente-tempo), pois os equipamentos mamográficos não possibilitam que os selecionem separadamente (BUSHONG, 2013).

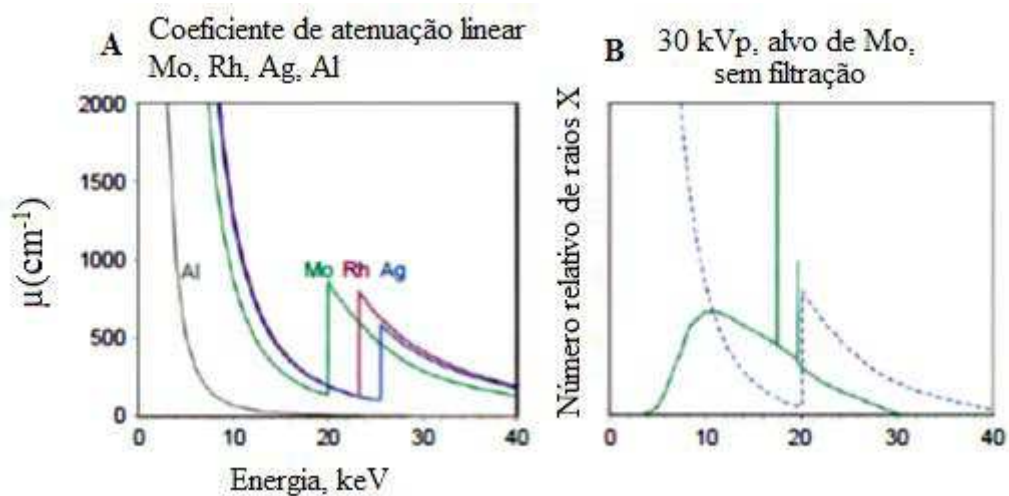
2.3.2 Filtração

Existem dois tipos de filtração aplicadas ao feixe de raios X: inerente e adicional. O feixe de raios X é afetado pelas propriedades físicas da filtração inerente, que é definida como a filtração do feixe útil de raios X promovida pelos componentes permanentemente instalados no cabeçote do tubo e pela janela de vidro do tubo de raios X. Os filtros adicionados no tubo desempenham um papel importante na formação do espectro de raios X em mamografia (BUSHONG, 2013).

A filtração adicional do tubo de raios X melhora a distribuição de energia do espectro de saída removendo seletivamente os fótons de raios X de energia mais baixas e mais altas do feixe, enquanto transmite amplamente as energias de raios X desejadas (BUSHBERG, *et al.*, 2012). Esta filtração ocorre porque existem elementos com energias de absorção na camada K entre 20 e 27 keV. Os elementos que têm estas energias de ligação são molibdênio (Mo), ródio (Rh) e a prata (Ag) e podem ser moldados em folhas finas e uniformes para serem utilizadas como filtros adicionais no tubo de raios X.

Para os fótons de raios X de energias mais baixas, a atenuação da filtração adicional é muito alta. A atenuação diminui à medida que a energia dos fótons de raios X aumenta até os valores de energia de ligação da camada K do elemento usado como filtro. Para energias de raios X logo acima deste nível, as interações de absorção fotoelétrica aumentam dramaticamente a atenuação (Figura 2.4-A). Para fótons de raios X de energias mais altas, a atenuação diminui. O resultado é a transmissão seletiva de raios X em uma faixa estreita de energia, de cerca de 15 keV, até o limite de absorção da camada K do filtro (BUSHBERG, *et al.*, 2012). A Figura 2.4-B mostra o espectro alvo de Mo não filtrado e uma atenuação sobreposta com o filtro de Mo, o importante é notar que as energias de raios X característicos, produzidas pelo alvo de Mo, ocorrem na menor atenuação do filtro nesta faixa de energia (BUSHBERG, *et al.*, 2012)

Figura 2.4: A Os coeficientes de atenuação linear de Al, Mo, Rh e Ag são plotados em função da energia. B: Espectro de Mo não filtrado gerado com 30 kVp e linha azul atenuação do espectro pelo Filtro de Mo.



Fonte: Modificado de (BUSHBERG, *et al.*, 2012)

Com um alvo de Mo é tipicamente utilizado um filtro de Mo de 0,030 mm de espessura ou um filtro de Rh de 0,025 mm, e para um alvo de Rh é utilizado um filtro de Rh de 0,025 mm. Utiliza-se uma variedade de filtros com alvos de tungstênio (W), incluindo filtros de Rh (0,05 mm), Ag (0,05 mm) e Al (0,7 mm).

Os detectores dos sistemas mamográficos tela-filme utilizam mais frequentemente um alvo de Mo e uma filtração de 0,03 mm de Mo (combinação anodo/filtro Mo/Mo)

com tensão de 24 a 25 kVp, para mamas menos espessas e predominantemente adiposa, e até 30 kVp para mamas constituída predominantemente por tecido fibroglandular e com espessuras maiores (BUSHBERG, *et al.*, 2012). Para as mamas mais espessas e mais densas, o alvo de Mo com o filtro de Rh (combinação anodo/filtro Mo/Rh) são selecionados utilizando uma tensão mais alta, de 28 a 32 kV, para obter uma energia efetiva mais elevada e um feixe mais penetrante. Os alvos de tungstênio (W) são agora utilizados por muitos sistemas de mamografia digital devido à sua maior eficiência, de produção de raios X de freamento e cargas de tubo mais elevadas, do que os alvos de Mo e de Rh (BUSHBERG, *et al.*, 2012).

Existem outros fatores que também afetam a qualidade da imagem, são eles (BUSHONG, 2013):

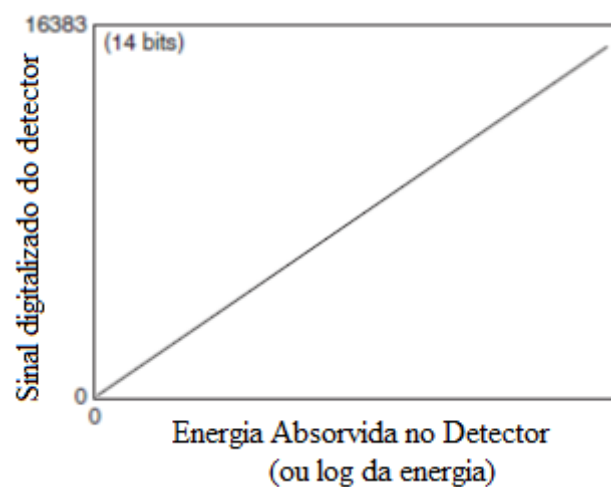
- ✓ Ponto Focal: está relacionado com a resolução espacial (capacidade de distinguir em uma imagem objetos pequenos que tem alto contraste) que precisa ser o suficiente para detectar microcalcificações, e em mamografia os pontos focais tem entre 0,1 e 0,3 mm de diâmetro (o menor entre os aparelhos que usam radiação X). Um ponto focal descalibrado pode gerar um borramento na imagem.
- ✓ Colimadores: limitam o campo a ser irradiado direcionando o feixe de raios X. É importante que o feixe atinja apenas a mama para, assim, evitar doses desnecessárias na paciente e que se consiga um feixe com energia útil.
- ✓ Compressão: particularmente importante em mamografia, pois uma mama com a compressão adequada, e bem posicionada, elimina uma série de artefatos, um exemplo deles é o borramento causado pelo movimento da paciente. A compressão evita a sobreposição de tecidos, com o tecido da mama comprimido, diminui a espessura e a assim a dose necessária e a radiação espalhada.
- ✓ Grades: absorvem radiação espalhada, assim as técnicas de exposição utilizadas são de duas a 3 vezes maiores do que aquelas que não usam grades. Para compensar o aumento na dose de radiação ao paciente são utilizados sistemas mais rápidos de registro da imagem e valores de tensão ligeiramente maiores. Para a aquisição de imagens com magnificação é recomendado não utilizar as grades, pois a mama é posicionada mais perto do tubo de raios X.

- ✓ *Automatic Exposure Control* (AEC): desempenha um papel fundamental na mamografia, pois ele compensa as variações da espessura da mama, selecionando os parâmetros técnicos para a aquisição da imagem. A grande maioria dos exames de mamografia é feito nesse modo, a função deste sistema é controlar o mAs e encerrar a produção dos raios X quando o sensor de radiação detecta a exposição apropriada.

2.4 Qualificação da imagem mamográfica digital

A curva característica de um detector de mamografia digital típico é mostrada na Figura 2.5. O detector produz especificamente um sinal que é linearmente proporcional à intensidade dos raios X transmitidos pela mama. Tem uma faixa dinâmica muito grande, de modo que é possível produzir uma representação de como é a transmissão de raios X para todas as partes da mama (BICK, DIEKMANN, 2010).

Figura 2.5: Resposta característica de um detector projetado para mamografia digital.



Fonte: Modificado de (BICK, DIEKMANN, 2010).

Na mamografia, usam-se simuladores de mama (*phantoms*) para fazer testes que avaliam a qualidade da imagem. Uma grande variedade desses *phantoms* tem sido usado e a maioria depende de avaliações subjetivas na visualização de detalhes, simulação de massas e calcificações. No entanto, uma abordagem tão simples e não quantitativa é improvável de ser adequada para detectar mudanças sutis na qualidade da imagem. Uma abordagem mais quantitativa é desejável e possível.

As diretrizes europeias para o controle de qualidade em mamografia incluem normas mínimas de desempenho para o controle de qualidade das imagens dos sistemas de mamografia digital, com base em medidas que buscam caracterizar contraste e o ruído (BICK, DIEKMANN, 2010), (EUREF, 2013).

2.4.1 *Contrast to Noise Ratio (CNR)*

Segundo a definição de Bick e Diekmann, o *Contrast to Noise Ratio (CNR)* é uma medida que não depende do tamanho do objeto ou do nível do sinal na presença de ruído. O CNR é uma boa métrica para descrever a amplitude do sinal em relação ao ruído em uma imagem, e isso é particularmente útil para objetos simples. Porque o CNR é calculado utilizando a diferença nos valores médios entre a região de sinal e o fundo, esta métrica é mais aplicável para objetos de teste (*phantoms*) que geram nível de sinal homogêneo.

No protocolo europeu (EUREF, 2013), na metodologia recomendada, é usado uma placa de 10 × 10 mm de alumínio 0,2 mm de espessura, colocada sobre placas de PMMA (polimetilmetacrilato) com espessuras de dois a sete cm e com dimensões que se adequem ao tamanho do campo, e combinado com uma medição de dose (EUREF, 2013).

A vantagem de se calcular o CNR é que é fácil conduzir com precisão e reprodutibilidade, sendo altamente relevantes para a qualidade da imagem, tanto em imagens de *phantom* ou imagens clínicas. Em particular, o CNR é sensível a alterações no ruído, por exemplo, modificações na dose ou no contraste do objeto, indicam alterações na qualidade do feixe. Por esta razão, a medição do CNR é muito útil para avaliar o desempenho dos sistemas operados no modo AEC (BICK, DIEKMANN, 2010).

2.4.2 *Signal to Noise Ratio (SNR)*

O *Signal to Noise Ratio (SNR)* também é uma métrica recomendada para quantificar a qualidade da imagem, e é calculado como o sinal médio em uma região de interesse (ROI) dividido pelo seu desvio padrão, o SNR é uma das métricas mais significativas que descreve a conspicuidade de um objeto, ou seja, o quão bem ele será visto pelo observador (BUSHBERG, *et al.*, 2012).

O SNR é uma métrica importante para se avaliar qual a eficiência de um sistema mamográfico em produzir um sinal útil para a formação da imagem, por meio dos fótons

de raios X que chegam ao detector e auxilia também indicando a presença de algum ruído. Ao otimizar um sistema FFDM é preciso cautela, pois ao aumentar o contraste de uma imagem, mudando sua técnica de aquisição, pode até resultar em uma melhora no contraste, porém o ruído acompanha essa mudança e pode ser potencializado, prejudicando o diagnóstico correto. Portanto utilizar essa métrica garante maior segurança ao se aplicar algum método de otimização do sistema mamográfico (HUDA *et al.*, 2003).

2.4.3 *Figure of Merit* (FOM)

A *Figure of Merit* (FOM) é definida como a razão entre o quadrado do CNR pela dose glandular média (BORG, BADR, ROYLE, 2012) sendo a mais adequada para a comparar sistemas FFDM. Os estudos apresentaram resultados úteis na identificação do potencial de economia de dose em sistemas de mamografia digital, através da otimização dos espectros utilizando a FOM (DELIS, H. *et al.*, 2007).

O estudo de (BORG, BADR, ROYLE, 2012) também avaliou três marcas de mamógrafos diferentes, determinando qual seria o mais adequado a continuar a ser usado. Estudos como esse são especialmente importantes de serem realizados em unidades de mamografia digital empregadas em programas de rastreamento do câncer de mama, devido ao risco de câncer induzido para as mulheres que precisam se submeter a vários exames em um curto espaço de tempo.

Capítulo 3 ESTADO DA ARTE

Este Capítulo é destinado à apresentação de trabalhos de diferentes pesquisadores, descrevendo a metodologia usada na avaliação da influência da técnica no contraste de imagens mamográficas no campo uniforme. Serão apresentados os métodos mais usados por diversos autores para qualificar a imagem mamográfica digital. Trabalhos recentes evidenciam a influência da combinação alvo/filtro na qualidade da imagem e na dose de radiação recebida pelo paciente.

O exame de mamografia é que o apresenta melhor acurácia para se avaliar o tecido mamário, e esse desempenho se deve a qualidade com que a imagem é apresentada (RANGAYYAN, 2005). É importante visualizar microestruturas ou estruturas malignas que se assemelham ao tecido mamário, pois o diagnóstico precoce aumenta as chances de cura e sobrevida da mulher (INCA, 2016).

A evolução tecnológica possibilitou o aprimoramento do mamógrafo que passou a ser digital. Apesar desse avanço, alguns fatores relacionados a produção dos raios X e a geometria de exposição continuam influenciando na qualidade da imagem (MAHESH, 2004). Para evitar alguns fatores que causam a deterioração da imagem (prejudicando diagnóstico) é importante que o equipamento seja submetido periodicamente às manutenções preventivas, corretivas e testes de controle de qualidade (EUREF, 2016)

Ainda que todo o cuidado para manter o mamógrafo funcionando, de acordo com as normas internacionais, (EUREF, 2016) e (ACR, 2012), que são referências e bases para a criação das diretrizes adotadas em países no mundo todo, inclusive no Brasil. Alguns efeitos são inerentes ao processo de formação da imagem e podem prejudicar a visualização de lesões, como é o caso do efeito *Heel*, que resulta em menor intensidade de radiação no lado do anodo do feixe de raios X (BUSHONG, 2013) influenciando o contraste na imagem mamográfica. Alguns trabalhos mostraram métodos de correção desse efeito em mamógrafos de campo total (FFDM) (SEIBERT, BOONE, LINDFORS, 1998), (YU, WANG, 2013).

O trabalho de Alsager, Young e Okudo (ALSAGER, YOUNG, ODUKO, 2008) investigou o impacto do efeito *Heel* no contraste da imagem mamográfica digital, por meio do

cálculo do CNR, parâmetro este que mede a qualidade das imagens digitais. O CNR é calculado por meio de uma fórmula (método descrito no protocolo europeu (EUREF, 2013)) que permite a comparação dos resultados com os valores de referência que constam no protocolo europeu (EUREF, 2013) e assim qualificam a imagem mamográfica digital. A metodologia do trabalho seguiu os testes do protocolo europeu (EUREF, 2013), foram feitas imagens de 4,5 cm de PMMA com uma placa de alumínio (adicionada entre as placas de PMMA) de 10mm × 10mm × 0.2 mm, no modo AEC.

Para a realização desse trabalho, foram adquiridas imagens de quatro mamógrafos, sendo três sistemas CR e um FFDM, de cada sistema e foi selecionada uma imagem. Foi calculado o CNR de cada imagem. Nas imagens adquiridas no sistema FFDM o resultado mostrou que o efeito *Heel* tem uma influência desprezível no contraste das imagens devido ao fato dos fabricantes aplicarem a correção *flat field*. Nos sistemas CR foi preciso aplicar uma correção na imagem para minimizar a influência do efeito *Heel*, implementada pelos próprios autores. Estudos como este mostraram a ínfima contribuição do efeito *Heel* na degradação da imagem mamográfica digital provenientes dos sistemas FFDM assim, estudos voltados para outros fatores que influenciam a qualidade da imagem se multiplicam por diversas partes do mundo.

Os equipamentos de mamografia analógicos têm como receptor de imagem o filme radiográfico, o filme por sua vez passa por testes que avaliam sua qualidade. Os testes realizados nos filmes não podem ser aplicados nos sistemas digitais, visto que a avaliação da imagem é feita em monitores próprios para imagens mamográficas. Com o advento dos mamógrafos digitais os receptores de imagem passaram a ser os detectores digitais diretos ou indiretos que convertem radiação X em sinal elétrico e forma-se assim a imagem digital (BUSHONG, 2013) (LANÇA, SILVA, 2013).

Houve-se então, a necessidade de se criar novos testes a fim de qualificar essa imagem digital e quantificar o ruído presente nela (LI, *et al.*, 2010). Vários estudos surgiram desde então e por meio deles, os principais órgãos mundiais de regulamentação em qualidade mamográfica, adotaram e padronizaram alguns métodos de teste (EUREF, 2013), (NHSBSP, 2013), (ACR, 2012).

Nos sistemas digitais, após a aquisição, a imagem passa por um pós processamento implementado pelo próprio fabricante do equipamento, a fim de melhorar a qualidade visual da

imagem digital (MAHESH, 2004). Este pós processamento pode influenciar diretamente no contraste na imagem, assim o protocolo europeu (EUREF, 20013) propõe um teste que é possível calcular o CNR e compará-lo com um valor de referência, que seria a relação de contraste e ruído máxima permitida de acordo a espessura do objeto e a energia aplicada na aquisição da imagem, pois fora do valor de referência, o contraste da imagem não seria suficiente para a identificação de estruturas de interesse na imagem mamográfica.

O pós processamento também influencia na percepção do ruído na imagem. Portanto, fazer apenas uma análise visual não identificaria, de fato ruídos na imagem (MAHESH, 2004). O ruído da imagem mamográfica digital é quantificado matematicamente por meio de métodos, dentre eles destacam-se o SNR, PSNR (*Peak Signal to Noise Ratio*), NPS (*Noise power spectra*) (TAPIOVAARA, WAGNER 1993), (WILLIAMS, MANGIAFICO, SIMONI, 1999) (BICK, DIEKMANN, 2010).

O exame de mamografia envolve o uso de radiação ionizante que pode induzir ao câncer de mama (KOPANS, 1998), portanto há uma preocupação em se ter uma imagem que reproduza com maior fidelidade os tecidos mamários com a menor dose na paciente; o chamado princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*). Assim sendo, é preciso ter cautela ao tentar reduzir a dose envolvida na mamografia, pois a imagem pode ser prejudicada visto que, tanto a dose glandular média (DGM) quanto a dose na entrada da pele (DEP), estão diretamente ligadas a técnica utilizada para se obter a imagem; o trabalho de Tony Svahn *et al* (SVAHN, *et al.*, 2007) observou como a redução da dose poderia afetar a acurácia do diagnóstico, pois a menor dose influência na relação sinal ruído, onde o ruído quântico pode ser maior em doses menores.

Tony Svahn *et al* (SVAHN, *et al.*, 2007) utilizaram em seus testes um *phantom* de mama antropomórfico. Eles simularam massas tumorais (com politetrafluoroetileno – PTFE, teflon) de onze em doze milímetros de diâmetro e simularam também microcalcificações (com óxido de alumínio – AlO_2) de aproximadamente 200 micrômetros. Foram feitas 30 imagens digitais, sendo 14 com as lesões e 16 sem. E cada coleta foi feita com uma determinada porcentagem de DGM, correspondendo a 100%, 50% e 30% da DGM que normalmente utilizada (DGM padrão sueco: 1,3 mGy).

Todas as imagens foram adquiridas no mamógrafo digital *Mammomat Novation*, da *Siemens*, a configuração para os testes foram: combinação alvo/filtro: tungstênio/ródio;

tensão: 28kVp e exposições: 126, 63 e 36 mAs. Um total de 90 imagens foram interpretadas por oito observadores (sendo 3 médicos radiologistas e 5 físicos médicos), a performance dos observadores foi aferida por um método (*Jackknife alternative free-response receiver operating characteristic* (JAFROC)) que mede o desempenho do observador humano em tarefas de localização (CHAKRABORTY, YOON, 2009). Este método também é usado para qualificar a imagem por meio do cálculo da *Figure of Merit* (FOM).

A FOM é utilizada para comparar técnicas e fatores de exposição na otimização de sistemas de mamografia, definida como o quadrado do CNR dividido pela DGM (WILLIAMS, *et al.*, 2008).

O resultado deste estudo mostrou que o método estatístico não indicou diferença estatisticamente significativa nos valores de FOM entre os níveis de 100% e 50%, mas houve diferenças significativas nos outros dois pares (100% - 30% e 50% - 30%). Portanto, o estudo indica que se pode realizar o exame com metade da dose sem prejuízo na identificação das lesões, ou seja, a qualidade da imagem tem uma perda insignificante. Para as imagens adquiridas com 30% da DGM, os radiologistas relataram que perceberam uma degradação significativa na qualidade da imagem, sendo difícil distinguir as estruturas de fundo e as lesões. O estudo relata também que, para cada nível de dose, foram detectados mais agrupamentos de microcalcificações do que massas. Embora o número de achados para ambos os tipos de lesão tenha diminuído com a diminuição da dose, a detecção de microcalcificações foi mais dependente da dose. Ou seja, com 50% de dose, detectar as microcalcificações ficou mais difícil, enquanto que a dificuldade para detectar as massas foi notada com 30% de dose.

Outros métodos para otimizar o sistema mamográfico utilizando a FOM são propostos, H. Delis *et al* (DELIS, H. *et al.*, 2007) utilizaram simulação de Monte Carlo para simular a energia que é depositada na mama pelo feixe de raios X. A irradiação foi simulada e os espectros foram utilizados para irradiar um *phantom* matemático de formato semicilíndrico, com espessura de quatro cm. O parênquima mamário foi simulado com composições gordurosa, glandular e aquosa, para representar uma mama adiposa, uma densa e outra intermediária, respectivamente. Para simular lesões no *phantom* foram inseridas esferas maciças com as propriedades físicas da hidroxiapatita e oxalato de cálcio para representar as microcalcificações, e para simular massas tumorais usou-se PMMA

Foram simuladas oito combinações de anodo/filtro resultantes de materiais que compõe o anodo (tungstênio (W), molibdênio (Mo), ródio (Rh)) e de materiais que compõe o filtro (Mo, Rh, nióbio (Nb), alumínio (Al)). Os valores de tensões simuladas foram entre 26 a 30 kVp.

Para a caracterização dosimétrica de cada teste, foram utilizados dois índices comuns, a DEP e a DGM. A DEP foi selecionada por ser a quantidade mais comumente utilizada durante a dosimetria mamográfica clínica, devido à simplicidade de sua medida, enquanto que a DGM é considerada a mais adequada para a avaliação do risco carcinogênico.

Nas imagens simuladas foram selecionadas regiões de interesse (ROI), neste estudo as ROIs selecionadas foram: o fundo da imagem e os locais onde foram inseridas as lesões simuladas. Nessas ROIs foram calculados a média e o desvio padrão, pois com estes dois parâmetros foi calculado o CNR (fórmula: $\frac{\text{médiaROI}_{\text{lesão}} - \text{médiaROI}_{\text{fundo}}}{\text{desviopadrãoROI}_{\text{fundo}}}$) para avaliar a qualidade da imagem digital e o SC (*Subject Contrast*) (fórmula: $\frac{\text{médiaROI}_{\text{lesão}} - \text{médiaROI}_{\text{fundo}}}{\text{médiaROI}_{\text{fundo}}}$) para avaliação da qualidade da imagem dos sistemas tela-filme.

Calculou-se a FOM com as seguintes fórmulas:

$$\checkmark \quad FOM = \frac{SC_{\mu C}^2}{DGM}, \text{ para sistemas convencionais tela filme.}$$

Sendo: μC o *Subject Contrast* do oxalato de cálcio

$$\checkmark \quad FOM = \frac{CNR_{\text{lesão}}^2}{DEP}, \text{ para sistemas digitais FFDM.}$$

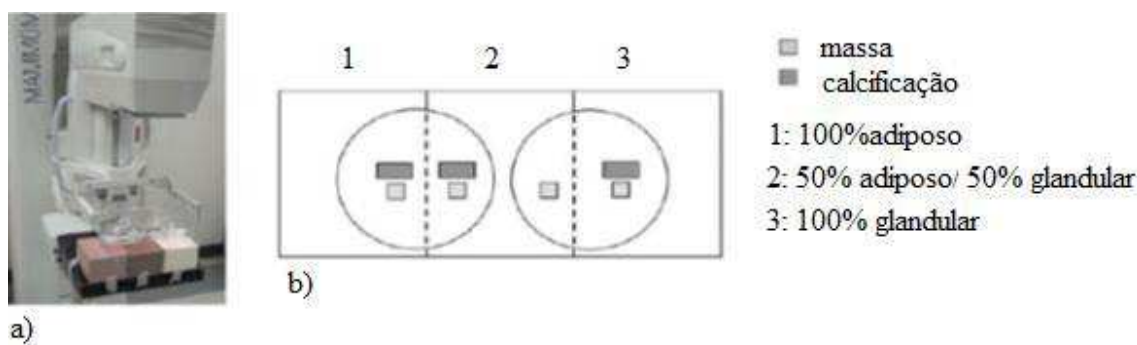
Os resultados mostraram que o desempenho para sistemas digitais com anodo de W é melhor, ou seja, a FOM apresentou valores superiores para combinações com W. Para o caso dos sistemas convencionais tela filme, os sistemas com anodo Mo e Rh apresentaram uma performance melhor na qualidade da imagem.

Ranger, Lo e Samei (RANGER, LO, SAMEI, 2010) também propuseram um método de otimização para redução de dose em mamografia digital usando a FOM. Eles avaliaram o

mamógrafo da *Siemens Mammomat Novation*. A fórmula usada foi o quociente entre o quadrado do CNR e a DGM.

As imagens coletadas foram do *phantom* CIRS (CIRS, Inc., Norfolk, VA), que simulou mamas com as seguintes densidades: 100% adiposa, 50% adiposa e 50% glandular e 100% glandular). As espessuras do *phantom* foram: dois, quatro, seis e oito cm. Para uma dada espessura da mama, as pilhas de cada uma das 3 placas de densidade da mama foram posicionadas na borda do detector, ilustrado na Figura 3.1.

Figura 3.1. Esquema da montagem para a realização dos testes com o *phantom* CIRS. A) simulação simultânea das 3 composições da mama (da esquerda para a direita) 100% adiposo, 50% adiposo/50% glandular, e 100%. b) Desenho esquemático da posição relativa de lesões simuladas de massa e cálcio no *phantom*



Fonte: Adaptada do artigo de (RANGER, LO, SAMEI, 2010)

As medidas das doses foram feitas com uma câmara de ionização (marca *Radcal*). Os valores de tensão usados foram: 23, 26, 28, 30, 32, e 35 kVp; as combinações de alvo/filtro: Mo/Mo e W/Rh; e a exposição 250 mAs. Foram recortadas ROIs das imagens adquiridas e dessas regiões foram calculados a média e o desvio padrão tanto do fundo quanto das regiões com a presença das lesões simuladas.

Eles calcularam o CNR utilizando a mesma formula de Tony Svahn *et al* (SVAHN, *et al.*, 2007), contida no protocolo europeu (EUREF, 2013), a FOM foi calculada da mesma forma que Williams (WILLIAMS, *et al.*, 2008) calculou. Este trabalho também confirmou que a combinação com anodo de W melhora significativamente a qualidade da imagem (de 9 a 63%) com redução de dose, em comparação com técnicas convencionais anteriores que utilizavam combinação com Mo.

Ribeiro e Cunha (RIBEIRO, CUNHA, 2013) fizeram a simulação da DGM e do CNR das combinações conforme o Quadro 3.1, sendo as combinações tradicionais entre o molibdênio e o ródio e as novas combinações utilizando como anodo o tungstênio.

O estudo dos espectros de raios X foi feito a partir do cálculo da FOM definida neste estudo segundo Borg, Badr e Ryle (BORG, BADR, ROYLE, 2012). A avaliação da FOM foi feita para 3 espessuras de mama (dois, quatro e oito cm). As combinações de filtro testadas foram: Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh e W/Ag; as tensões empregadas foram: 24, 26, 28, 30, 32 e 34 kVp

Anodo	Filtro	Espessura (µm)
Mo	Mo	30
Mo	Rh	25
Rh	Rh	25
W	Rh	50
W	Ag	50

Quadro 3.1: Combinações de alvo e filtro testados no trabalho de Ribeiro e Cunha Modificado de (RIBEIRO, CUNHA, 2013)

Os resultados mostraram que, para a espessura da mama de dois cm, a combinação Mo/Mo, usualmente empregada em mamografia, fornece os valores mais elevados de FOM nas tensões mais baixas (24kVp). Outro resultado significativo foi que o estudo mostrou também a grande vantagem de se usar o anodo de tungstênio, combinado, tanto com o filtro de ródio quanto com o filtro prata, principalmente para caso de mamas com espessuras maiores de seis cm.

A imagem mamográfica representa uma estrutura anatômica que é formada por tecidos com baixa variação de atenuação da radiação, por esse motivo a técnica de aquisição de imagem utilizada no exame de mamografia determina se a imagem representou fidedignamente os tecidos que compõe a mama (BUSHBERG, *et al.*, 2012) (BUSHONG, 2013) (BRASIL, 2014). Pesquisas mostraram (DANCE, *et al.*, 2000) (WILLIAMS, *et al.*, 2008) (EMANUELLI, *et al.*, 2011) (RIBEIRO, CUNHA, 2013) (BALDELLI, PHELAN, EGAN, 2010) (GHOLAMKAR, *et al.*, 2016) que a combinação de anodo/filtro influencia na qualidade da imagem e na dose recebida pela paciente, visto que, a mama é uma glândula que não apresenta um padrão em todas as mulheres. Assim, uma técnica aplicada em determinada paciente (por exemplo: possui

mama densa e pouco espessa), não necessariamente será ideal para outra paciente (por exemplo: possui mama adiposa e espessa).

O trabalho de Baldelli, Phelan e Egan (BALDELLI, PHELAN, EGAN, 2010) investigou a influência das combinações de alvo/filtro de dois sistemas digitais da *Lorad Hologic*; sendo que o considerado “antigo” possui as combinações Mo/Mo e Mo/Rh, enquanto o sistema considerado como novo utiliza a combinação W/Rh e W/Ag. Os sistemas foram comparados em relação a qualidade da imagem e DGM. Eles fizeram os testes com *phantom CIRS* (CIRS, Inc., Norfolk, VA), pois ele é composto de material equivalente ao da mama com diferentes espessuras e composições. As imagens foram adquiridas em modo manual para ambos os mamógrafos. Utilizou-se tensões 24 a 34 kVp em intervalos de 2 kVp. Foram escolhidos os valores de mAs para obter um nível de valor de pixel constante, semelhante ao obtido com o uso do AEC. Para cada detalhe (área que estão contidas as estruturas que simulam as lesões e variações de contraste), o CNR foi calculado de acordo com a definição do protocolo europeu (EUREF, 2013).

Os pesquisadores mediram a camada semirredutora (CSR) e o *kerma* no ar na entrada da pele a fim de calcular a DGM, seguindo a metodologia de Dance *et al* (DANCE, *et al.*, 2000). A otimização dos espectros e a comparação das duas gerações de sistemas mamográficos basearam-se na FOM que foi calculada usando a mesma fórmula que foi utilizada no trabalho de Tony Svahn *et al* (SVAHN, *et al.*, 2007). Os valores mais elevados da FOM indicam a capacidade do sistema de proporcionar um melhor desempenho em termos de qualidade de imagem e uma dose mais baixa. Foi então determinada uma tensão “ótima” tomando o valor máximo da FOM para cada combinação alvo/filtro. Estes valores foram comparados com aqueles escolhidos pelos sistemas quando operam em modo automático, para testar a otimização do modo AEC dos sistemas.

Os resultados deste estudo mostraram que a combinação anodo/filtro W/Rh é a melhor escolha para detecção de achados (de acordo com a metodologia adotada pelos autores), porém, para espessuras superiores a 6 cm, a combinação W/Ag apresentou a melhor performance, indicando que, esta é uma boa combinação para ser usada em mamas espessas. Além disso, o novo sistema com alvo W apresenta uma melhor otimização do AEC em comparação com o sistema “antigo” que utiliza o alvo de Mo.

No trabalho dos italianos S. Emanuelli *et al* (EMANUELLI, *et al.*, 2011), também foi feita uma comparação entre os dois mamógrafos da *Lorad Hologic*, um equipamento com as combinações alvo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh e outro com as combinações alvo/filtro W/Rh e W/Ag. O objetivo deles era escolher qual o equipamento que fornece a melhor imagem com a menor dose, e indicá-lo no programa de rastreamento do câncer de mama.

A metodologia foi baseada no protocolo europeu (EUREF, 2013), primeiramente eles fizeram uma comparação dosimétrica entre os dois mamógrafos usando como simulador de uma mama padrão, o PMMA de 4,5 cm de espessura. O *phantom* foi exposto no modo AEC e a técnica selecionada (tensão, combinação anodo/filtro e exposição) estabeleceu os parâmetros de exposição padrão.

Depois de calibrar o equipamento, a qualidade da imagem foi avaliada nos dois mamógrafos com o uso do *phantom Leeds, Tor Max*, que foi exposto utilizando os parâmetros padrão que foram previamente determinados, e as imagens obtidas foram examinadas por radiologistas. Em seguida eles coletaram (nas *tags DICOM - Digital Imaging and Communications in Medicine*) todos os parâmetros de exposição aplicados em exames reais nos dois mamógrafos do estudo, a amostra continha mais de 400 mulheres (cerca de 1.600 exposições). Uma câmara de ionização (*Radcal*) mediu o valor de *kerma* do ar com o objetivo de medir a DGM, nos testes com o *phantom*; e a DEP e DGM recebidas pelas pacientes foram posteriormente estimadas em circunstâncias clínicas reais (EUROPEAN COMMISSION, 1996).

Os resultados mostraram que o sistema não apenas seleciona os parâmetros ótimos de exposição, mas também a melhor combinação alvo/filtro para cada densidade de mama. Verificou-se que o mamógrafo com o anodo de W tende a selecionar principalmente a combinação W/Rh, sendo a combinação W/Ag selecionada apenas para espessuras de mama comprimida maiores que 7 cm. O mamógrafo com o anodo de Mo, ao contrário, mostra mais variabilidade nas combinações que seleciona, porém, para espessuras de compressão maiores que seis cm, ele quase invariavelmente seleciona o Mo/Rh.

Em relação a dosimetria, o mamógrafo com o anodo de W fornece uma dose (DEP - 4.47 ± 1.58 mGy) de aproximadamente a metade da dose (DEP 7.18 ± 2.82 mGy) do mamógrafo com o anodo de Mo. Já a DGM teve pouca diferença para os dois sistemas (DGM utilizando o anodo de W: 1.12 ± 0.27 mGy e a DGM usando o anodo de Mo 1.37 ± 0.42 mGy). Portanto, o

fato da dose produzida pelo mamógrafo ser menor com o alvo de W e a qualidade da imagem não ser afetada, o equipamento mamográfico com as combinações W/Rh e W/Ag foi escolhido para os exames de mamografia do programa de rastreamento.

Lida Gholamkar, *et al* (GHOLAMKAR, *et al.*, 2016), recentemente, fizeram um estudo com o objetivo de determinar a radiação absorvida pelo tecido glandular da mama (DGM) durante os exames de mamografia, e investigar fatores que influenciam nesse tipo de dose. O método escolhido para a determinação de DGM foi a simulação de Monte Carlo amplamente utilizado para avaliação de dose. Eles utilizaram o código de simulação Monte Carlo para simular o transporte de fótons e assim calcular os espectros de raios X, estimando a DGM.

As DGMs foram calculadas em duas etapas. Primeiro, simulando o tubo de raios X do sistema de mamografia digital FFDM "*Midi-Future*" (Brestige, Coreia) com geometria simples e espectros de raios X obtidos com diferentes combinações de anodos/filtros: W/Rh, W/Ag, Rh/Al, nas faixas de tensão do tubo de 24 a 32 kVp com intervalos de 2 kVp. Na segunda etapa da simulação, os espectros foram considerados como entrada para o cálculo da DGM. Foi considerado uma mama comprimida posicionada a 64 cm da fonte de raios X e considerado também a placa do suporte de compressão, uma vez que a mama fica comprimida entre a base do sistema de registro e a placa de compressão.

Foi simulado um *phantom* de mama comprimida na projeção crânio caudal no formato de um cilindro semicircular com 8,6 cm de raio e com espessuras entre 3 e 8 cm. Dentro do *phantom* foram simuladas estruturas (normais ou lesionadas) com propriedades físicas semelhante as que estão presente em uma mama real (tecido adiposo, tecido fibroglandular, microcalcificações, massas tumorais).

A glandularidade da mama variou de 10% a 100%, sendo que 10% é uma mama adiposa e 100% é uma mama densa. As variáveis usadas para calcular a DGM foram obtidas na ICRU (ICRU, 1989).

Os resultados mostraram que para qualquer composição glandular de mama e qualquer combinação alvo/filtro, o comportamento da dose em relação a espessura da mama, tendem a ser parecidas. A DGM diminui à medida que a espessura da mama aumenta de 3 para oito cm para todas as percentagens de glandularidade, assim, quando se aumenta essa glandularidade, a DGM também aumenta. Isso se deve ao fato do tecido glandular da mama ser sensível à

radiação, por isso o tecido fibroglandular absorve os fótons raios X na exposição. Além disso, com o aumento da espessura da mama, o volume também aumenta e a quantidade de fótons de raios X absorvidos em toda a mama diminui, porque a energia do feixe tem que ser capaz de ultrapassar a mama e sensibilizar os detectores, com a glandularidade constante; portanto, DGM tem uma relação inversa com a espessura da mama.

Para todas as combinações alvo/filtro, aumentando a espessura do *phantom*, aumenta a divergência entre os valores de DGM, de modo que para espessura do *phantom* de 3 cm, os resultados para 3 combinações são praticamente iguais e para oito cm de espessura, a discrepância aumenta. A Tabela 3.1 ilustra melhor essa comparação, usou-se como exemplo os resultados obtidos com a combinação de W/Ag e tensão de 24kVp.

Tabela 3.1: Comparação entre as DGM médias nas diversas espessuras para a menor e maior glandularidade com combinação W/Ag com tensão de 24kVp

Espessura (cm)	Glandularidade	
	10%	100%
3	1,5	13,76
4	1,41	11,2
5	1,14	9,05
6	1,01	7,71
7	0,89	6,61
8	0,80	6,03

Para a combinação W/Ag, para glandularidade de 10%, a DGM é 1,5 mGy e para espessura de oito cm a DGM é 0,8 mGy. Porém para a mesma tensão e combinação W/Rh com glandularidade 100%, a DGM é 13,76 mGy para 3 cm de espessura e 6,03 mGy de DGM, para oito cm de espessura.

Assim, o trabalho mostrou que a composição do tecido, o tamanho da mama e a combinação anodo/filtro afetam os valores de DGM. Além disso, em comparação com outros dados publicados, mostram que entre as novas combinações anodo/filtro W/Ag, W/Rh e Rh/Al, para diferentes espessuras de mama comprimida e diferentes glandularidade, a combinação W/Rh é a melhor escolha para se obter uma dose mais baixa.

Capítulo 4 METODOLOGIA

Este capítulo apresenta toda a metodologia utilizada neste trabalho, descreve como foram feitos os testes que avaliam a qualidade da imagem mamográfica; e como foi comparada a eficiência das combinações anodo/filtro tungstênio/ródio (W/Rh) e tungstênio/prata (W/Ag). O trabalho foi desenvolvido em três etapas que evoluíram até o resultado final.

A primeira etapa consistiu em avaliar a imagem mamográfica a partir de imagens de PMMA, na qual foi verificada a variação de níveis de cinza em pontos diferentes do campo irradiado.

A segunda etapa, por sua vez, avaliou o ruído em imagens de placas de polimetilmetacrilato (PMMA) seguindo os testes propostos pelo protocolo europeu (EUREF, 2013).

E por fim, a terceira etapa consistiu em avaliar o ruído e a dose em um *phantom* antropomorfo. Nesta etapa os testes foram realizados usando as combinações W/Rh W/Ag, afim de relacioná-los com a dose e a qualidade da imagem mamográfica.

4.1 Coleta de Dados

A coleta de dados de todas as etapas deste trabalho, foi realizada no setor de mamografia do Instituto de Radiologia do Hospital de Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InRad-HCFMUSP).

4.2 Materiais

4.2.1 Mamógrafo Digital

O mamógrafo digital utilizado para os testes é da marca *Hologic*, modelo *Selenia® Dimensions®*. O equipamento oferece tanto a modalidade de imagens 2D quanto 3D (tomossíntese mamária). Ele possui uma série de acessórios que permitem realizar diversos posicionamentos para os mais variados tamanhos de mama. Algumas especificações técnicas são apresentadas na Tabela 4.1:

Tabela 4.1: Especificações técnicas do Mamógrafo Digital *Selenia® Dimensions®*

Faixa de Tensão	2D: 20 a 39 kVp (incrementos de 1kVp) 3D: 20 a 49 kVp (incrementos de 1kVp)
Faixa de Exposição	3,0 a 500 mAs
Faixa de Corrente	Foco grosso (0,3 mm): 200 mA Foco fino (0,1 mm): 50 mA
Anodo	Tungstênio
Filtração	0,05 mm ródio (Rh) 0,05 mm Prata (Ag) 0,70 mm Alumínio (Al) 0,30 mm Cobre (Cu)

O equipamento contém modos de operações que podem ser selecionados de acordo com a necessidade do usuário (Tabela 4.2), neste trabalho foi utilizado o modo *Auto-Time*, para que fossem feitas imagens com vários modos de operação (kVp e mAs).

Tabela 4.2: Modos de Exposição do Mamógrafo Digital *Selenia® Dimensions®*

Manual	O usuário seleciona todos os parâmetros
<i>Auto-Time</i>	O usuário seleciona o filtro e o kV e o sistema seleciona o mAs
<i>Auto-kV</i>	O usuário seleciona o filtro e o sistema seleciona o mAs e o kV
<i>Auto-Filter</i>	Sistema seleciona o filtro, mAs e o kV.

No modo *Auto-Time*, o equipamento calcula o produto corrente-tempo (mAs) com base na espessura do objeto, já a tensão e o filtro são selecionados pelo usuário. Porém, para determinadas técnicas selecionadas, o equipamento não permitiu que fosse feita a imagem, visto que o mesmo possui um sistema de segurança que evita que a paciente receba doses desnecessárias. Para que todos os testes fossem realizados o mamógrafo operou em um modo chamado “Controle de Qualidade” e assim foi possível coletar as imagens com todas as técnicas escolhidas.

4.2.2 Placas de PMMA

Para simular a mama foram usadas placas de PMMA, segundo o protocolo europeu as espessuras de PMMA tem correspondência com a espessura do tecido mamário (Tabela 4.3).

Neste trabalho foram usadas espessuras de PMMA de 3, 5 e 7 cm com dimensão de 18 x 24 cm².

Tabela 4.3: Espessuras de PMMA e a equivalência na espessura do tecido mamário

Espessura de PMMA (cm)	Equivalência de tecido mamário (cm)
2,0	2,1
3,0	3,2
4,0	4,5
4,5	5,3
5,0	6,0
6,0	7,5
7,0	9,0

Fonte: Modificado do protocolo europeu (EUREF, 2013)

4.2.3 Folhas de Alumínio

Com o intuito de criar um ruído na imagem, foram usadas duas folhas de alumínio de 0,1 mm com pureza de 99,9% com dimensões de 10 x 10 cm².

4.2.4 Phantom Antropomorfo

O *phantom* antropomórfico da marca *Gammex*®, modelo RMI 165 foi usado para testes que avaliam o contraste e a qualidade da imagem mamográfica. Ele possui uma cunha de contraste composta de folhas de alumínio com espessuras de 0,1 até 1,3 mm (CALDWELL, YAFFE, 1990).

4.2.5 Programa IMAGEJ®

Para obter e avaliar as regiões de interesse (ROI – *region of interesting*) usou-se o *software* livre IMAGEJ® (IMAGEJ®, 2016) para medir características de imagens, por meio dele foi possível recortar cada ROI e dela extraiu-se a média de tons de cinza, desvio padrão em todas as etapas do trabalho.

4.2.6 Câmara de Ionização

A câmara de ionização utilizada nos testes é da marca *Radcal Corporation*® modelo 9010, número de série 90-1960 e o *probe* também da marca *Radcal Corporation*® modelo 10x5-6M-3 número de série 10054, específico para mamografia. Com ela foram obtidos os valores de *kerma* no ar para o cálculo da dose glandular média (DGM) e dose de entrada na pele (DEP) em todas as etapas do trabalho.

4.3 Testes Realizados

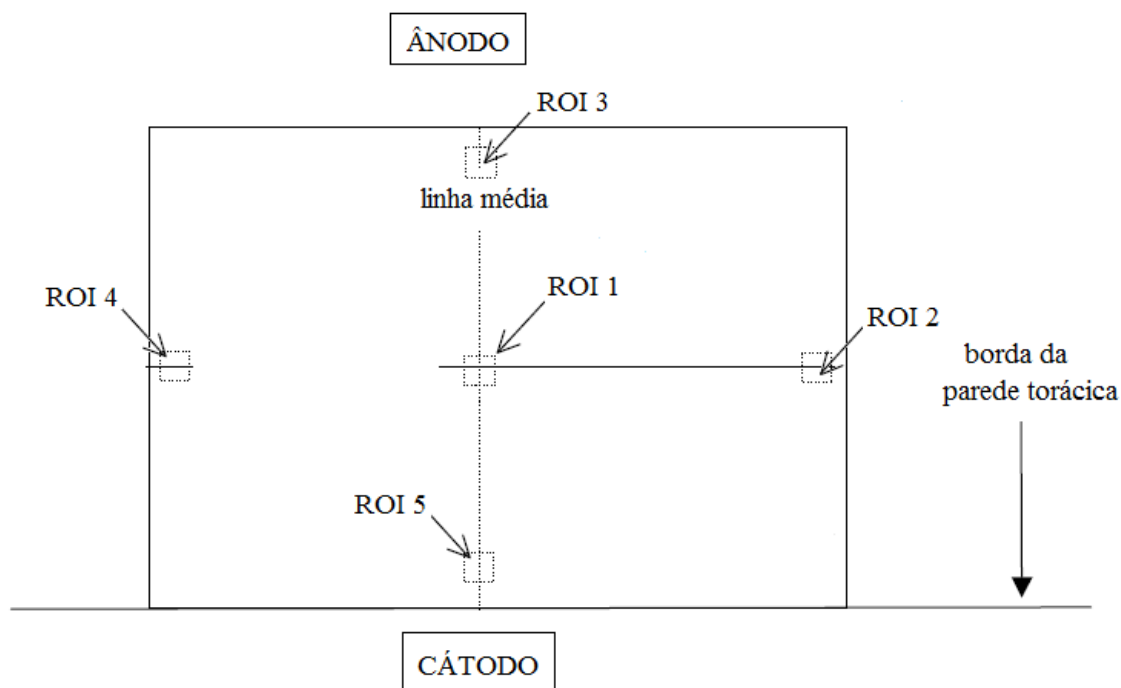
4.3.1 Primeira Etapa

A primeira etapa do trabalho consistiu em avaliar a variação de tons de cinza ao longo do campo irradiado. Devido ao efeito *Heel* sabe-se que a energia do feixe não é uniforme, o lado do anodo tem uma pequena inclinação que faz com que os raios X deste lado percorram um caminho maior e assim chegam ao receptor com menor intensidade de energia do que no lado do cátodo (BUSHBERG, *et al.*, 2012).

Placas de PMMA de espessuras definidas foram expostas, utilizando o aparelho no modo *Auto-Time*, um total de nove imagens coletadas sendo: três imagens com espessura de 3 cm e tensões de 24, 26 e 28 kVp; três imagens de 5 cm de espessura com as tensões de 26, 28 e 30 kVp e por fim, três imagens de 7 cm de espessura e tensões de 30, 32 e 34 kVp. Todas as aquisições foram feitas no modo *Auto-Time* do equipamento.

As imagens utilizadas nesta etapa estão em formato *rawdata*, ou seja, não houve processamento após aquisição das mesmas e possuem 14 bits de resolução. Para cada imagem foram recortadas cinco ROIs, ilustrado na Figura 4.1. O recorte das ROI seguiu o mesmo padrão para todas as imagens, o tamanho delas é de 1cm². A ROI 1 foi recortada no centro da imagem, as demais ROIs obedeceram uma distância de um cm das bordas laterais e se mantiveram no mesmo eixo da ROI do centro do campo.

Figura 4.1: Ilustração das Regiões de Interesse (ROIs) utilizadas para calcular a variação da intensidade de pixel ao longo do campo irradiado.



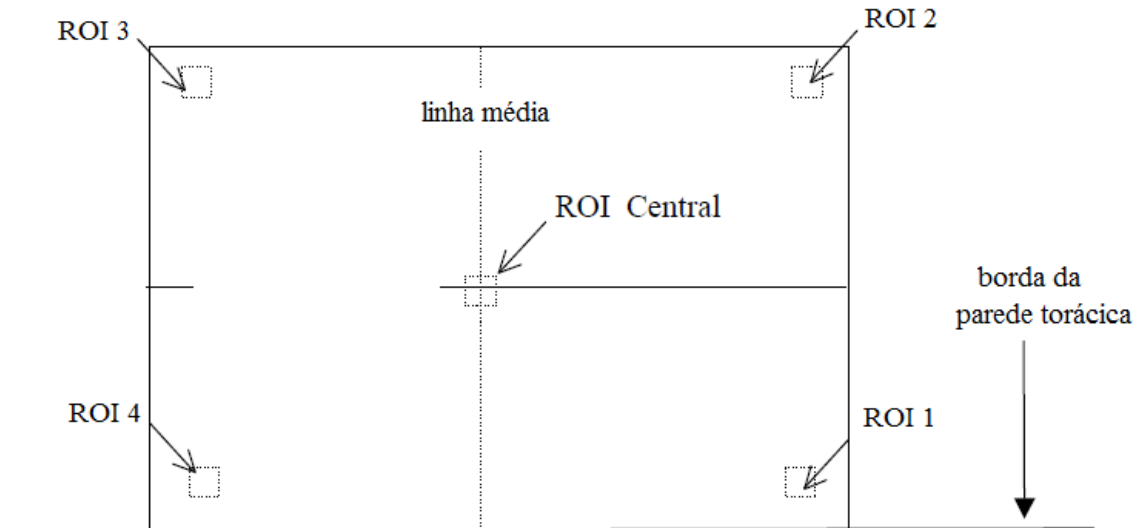
Fonte: Modificado de NHS *Cancer Screening Programmes* (NHSBSP, 2013).

As imagens usadas nessa etapa estão no formato *rawdata*, elas por sua vez apresentam os valores de pixels “invertidos”, assim para adequá-las ao formato em que foram coletadas suas informações, usou-se ferramentas do programa *IMAGEJ*®, no qual foram possíveis fazer tais alterações sem que a imagem original fosse degradada.

Em cada ROI foi calculado, utilizando o programa *IMAGEJ*®, a média dos valores de pixel, afim de verificar se há variação considerável no contraste da imagem ao longo do campo. Comparou-se a média dos valores de pixel de cada região para as tensões e espessuras testadas, com o intuito de avaliar qual a influência da técnica de aquisição de imagem na qualidade da imagem e na dose.

Nesta etapa do trabalho também foi realizado o teste de uniformidade, seguindo a metodologia do NHS *Cancer Screening Programmes* (NHSBSP, 2013), para verificar se há artefatos que possam deteriorar a imagem e prejudicar a diagnóstico. O método consiste em extrair as ROIs, como ilustrado na Figura 4.2. Foram calculadas as médias na ROI central (MédiaROI_Central) e nas ROIs 1, 2, 3 e 4 (MédiaROI_Bordas).

Figura 4.2: Ilustração das Regiões de Interesse (ROIs) utilizadas para o cálculo da uniformidade do campo irradiado.



Fonte: Modificado de NHS *Cancer Screening Programmes* (NHSBSP, 2013)

A partir do cálculo das médias das 4 ROIs é calculado também o percentual máximo de variação, seguindo a Equação 4.1 (NHSBSP, 2013). O desvio máximo da média das ROIs em comparação com a ROI central, deve ser menor que $\pm 10\%$.

$$\text{Variação} = \frac{\text{MédiaROI_Central} - \text{MédiaROI_Bordas}}{\text{MédiaROI_Central}} \times 100 \quad (4.1)$$

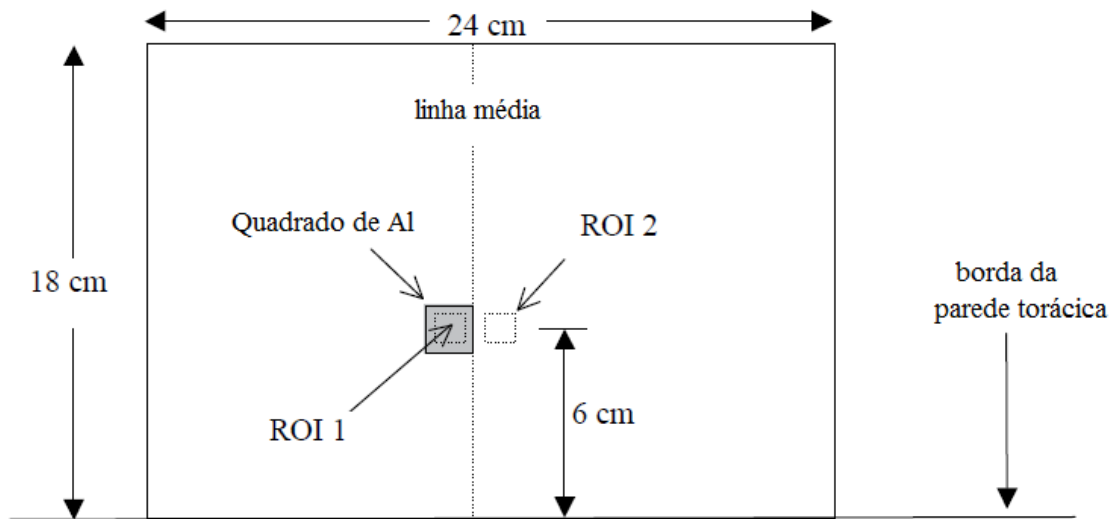
As DGM e DEP foram coletadas nessa etapa a fim de se comparar as diversas técnicas radiográficas testadas, e apresentar a técnica com o melhor contraste e menor dose.

4.3.2 Segunda Etapa

Na segunda etapa deste trabalho, também foi utilizado o PMMA para simular o tecido mamário, seguindo o protocolo europeu foi adicionado alumínio para se calcular relação contraste ruído (*Contrast to Noise Ratio* - CNR) e a relação sinal ruído (*Sinal to Noise Ratio* – SNR), para a avaliação da qualidade da imagem digital mamográfica. Foi calculado também a figura de mérito (*Figure Of Merit* – FOM) para avaliar o desempenho do equipamento mamográfico.

Usou-se as mesmas espessuras de PMMA (3, 5 e 7 cm), o modo de operação do equipamento usado foi o *Auto-Time* e os mesmos valores de tensão (entre 24 e 34 kVp) da primeira etapa. Seguindo o protocolo europeu (EUREF, 2013) foi adicionado alumínio entre as placas de PMMA (para reduzir risco de movimento), o alumínio deve ter a espessura de 0,2mm ser posicionado a seis cm do lado da parede torácica e no centro do campo, como esquema ilustrado na Figura 4.3.

Figura 4.3: Ilustração das ROIs para medir o CNR



Fonte: Modificado de NHS *Cancer Screening Programmes* (NHSBSP, 2013)

Da mesma forma como foi feito na primeira etapa, as imagens utilizadas para os cálculos do CNR também estão em formato *raw data*. Foram recortadas duas ROIs quadrangulares de 4cm², sendo uma delas localizada dentro da região que contém o alumínio, e a outra localizada fora da região com alumínio, conforme Figura 4.3. Para o recorte das ROIs, fez-se o seguinte procedimento: a partir do centro deslocou-se um cm para direção + y, -y, +x, -x, recortando uma ROI de 4cm²). O cálculo do CNR foi feito seguindo a Equação 5.2, de acordo com o protocolo europeu (EUREF, 2013).

$$\text{CNR} = \frac{\text{MédiaROI}_1 - \text{MédiaROI}_2}{\sqrt{\frac{(\text{DesvioPadrãoROI}_1)^2 + (\text{DesvioPadrãoROI}_2)^2}{2}}} \quad (5.2)$$

Fonte: Adaptado do protocolo europeu (EUREF, 2013)

Onde:

MédiaROI_1 = média do valor do pixel dentro do alumínio

MédiaROI_2 = média do valor do pixel no fundo

DesvioPadrãoROI_1 = desvio padrão dentro do alumínio

DesvioPadrãoROI_2 = desvio padrão do fundo

O CNR relativo foi calculado e comparado com os valores aceitáveis da norma europeia (EUREF, 2013) de acordo com a Tabela 4.4, contida no protocolo europeu. A equação 4.3 foi usada para se calcular o CNR relativo, este por sua vez compara o valor do CNR para diferentes espessuras com os valores de CNR, considerando 5 cm espessura de PMMA como padrão de comparação.

Tabela 4.4: Espessuras de PMMA e o CNR_relativo

Espessura de PMMA (cm)	CNR_relativo (referente a 5 cm de PMMA) (%)
2,0	>115
3,0	>110
4,0	>105
4,5	>103
5,0	>100
6,0	>95
7,0	>90

Fonte: Modificado do protocolo europeu (EUREF, 2013)

$$\text{CNR}_{\text{relativo}} = \frac{\text{CNR}_n}{\text{CNR}_{5\text{cm}}} \times 100 \quad (4.3)$$

Onde:

CNR relativa = valor da CNR relativa

CNR nominal = valor do CNR para determinada espessura de PMMA

CNR 5cm = valor do CNR para espessura de 5 cm de PMMA

Para calcular o SNR foram usadas as imagens processadas, os valores calculados seguiram a Equação 4.4 estabelecida pelo protocolo europeu (EUREF, 2013). Utilizou-se o mesmo processo de recorte de ROI empregado nos cálculos de CNR, porém, só é utilizado uma ROI, conforme Figura 4.4.

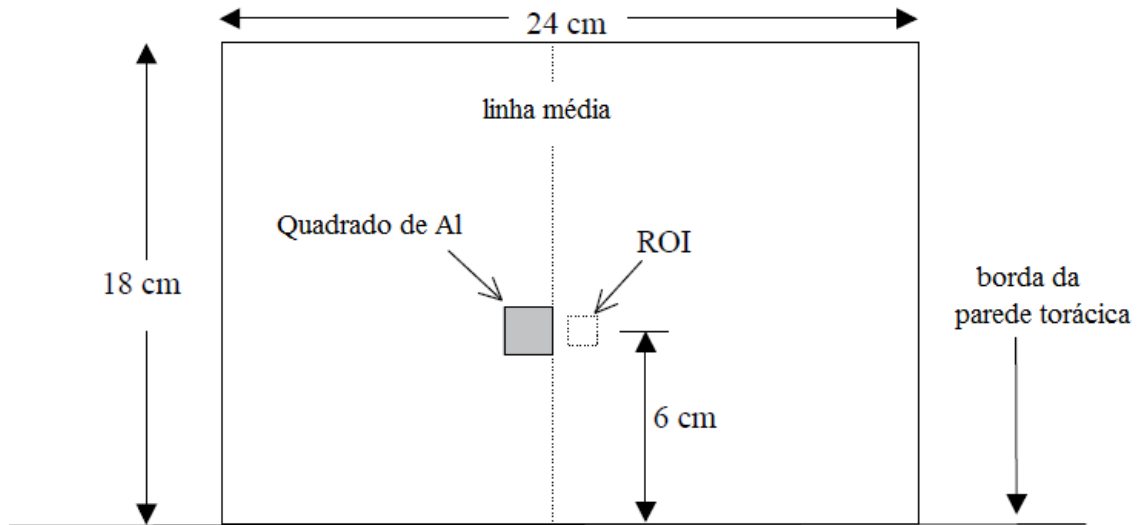
$$\text{SNR} = \frac{\text{MédiaROI}}{\text{DesvioPadrãoROI}} \quad (4.4)$$

Onde:

MédiaROI = média do valor do pixel da ROI

DesvioPadrãoROI = desvio padrão da ROI

Figura 4.4: Ilustração da ROI para medir o SNR



Fonte: Modificado de NHS *Cancer Screening Programmes* (NHSBSP, 2013)

Calculado o SNR das espessuras de PMMA escolhidas (3, 5 e 7 cm), calculou-se a média desses valores, assim a SNR foi avaliada medindo a variação de cada valor para média da seguinte forma, utilizando a Equação 4.5:

$$\text{Variação (\%)} = \frac{\text{SNR}_n - \text{SNR}_m}{\text{SNR}_m} \times 100 \quad (4.5)$$

Onde:

SNR_n = valor do SNR medido para a espessura n

SNR_m = valor da média do SNR para todas as espessuras

A fim de avaliar a otimização do sistema mamográfico para as diversas técnicas e espessuras de PMMA testados, utilizou-se a FOM e o cálculo da equação seguinte (Equação 4.6). A relação entre o contraste da imagem e a DGM é a base para o cálculo da FOM, que por sua vez permite apontar o sistema que apresenta a imagem em que é possível diferenciar com mais eficiência as estruturas da mama e com uma dose não prejudicial a paciente (BORG, BADR, ROYLE, 2012).

$$FOM = \frac{CNR^2}{DGM} \quad (4.6)$$

Tanto a DGM e quanto a DEP também foram coletadas nesta etapa, a fim de se verificar a técnica que apresente a imagem com menor ruído, melhor contraste e menor dose.

4.3.3 Terceira Etapa

O *phantom* mamográfico usado nesse estudo é o antropomórfico modelo RMI 165, disponível comercialmente pela empresa *Gammex - Radiation Measurement Inc, Middleton*. A Figura 4.5 é uma imagem de raios X do *phantom* que apresenta estruturas com atenuação de radiação similares ao tecido da mama humana, que é composta basicamente de tecido adiposo e tecido fibroglandular. O material que compõe o simulador tem características que o torna comparável com o padrão de uma mama real em relação à absorção de radiação (CALDWELL, YAFFE, 1990).

Figura 4.5: Imagem radiográfica do *phantom* antropomórfico RMI 165.



Fonte: Figura do autor

A configuração deste *phantom* permite que ele seja levemente estendido e estruturas que se assemelham a massas e calcificações podem ser inseridas no seu interior. Especificamente neste simulador de mama, foi inserido uma escada de contraste que é constituída de folhas de alumínio de 2,72 cm² com espessuras que vão de 0,1mm até 1,3mm.

Baseado na espessura do simulador da mama (6 cm) foram escolhidos quatro valores de tensão e o modo de operação empregado foi o *Auto-Time*. Este modo permite que seja escolhido o filtro, permitindo o estudo da influência da combinação alvo/filtro mesmo na qualidade da imagem e na dose. Segundo os valores de tensão, a espessura do *phantom* e o filtro escolhido, o equipamento calcula o mAs que será empregado, ressaltando que o produto corrente-tempo (mAs) envolve dois parâmetros, o tempo (ms) e a corrente (mA).

Todas imagens foram adquiridas com o anodo de tungstênio (W), um total de oito imagens foram coletadas, quatro com filtro de ródio (Rh) - combinação anodo/filtro W/Rh; e quatro com filtro de prata (Ag) – combinação anodo/filtro W/Ag. As tensões adotadas foram 28, 30, 32 e 34 kVp. O procedimento para a obtenção das imagens ocorreu da seguinte forma:

1. O *phantom* foi colocado no receptor de imagem do mamógrafo, a fotocélula na posição 1 (um), aplicou-se compressão e o feixe foi colimado para compreender a área do simulador da mama;
2. Em seguida, no painel de controle, ajustou-se os parâmetros colocando os valores de tensão, começando com 28kVp, e o filtro começando com a combinação anodo/filtro W/Rh, o mesmo repetiu para a combinação anodo/filtro W/Ag;
3. O passo anterior é repetido para as demais tensões.

Os sistemas mamográficos digitais dispõem de dois formatos de apresentação das imagens, são eles: *rawdata* (sem pós processamento) e processada (com pós processamento). Nesta etapa do trabalho usou-se os dois formatos. Para fazer a análise das imagens utilizou-se o software livre *IMAGEJ*®, cada imagem foi examinada separadamente e dela extraiu-se informações que serão utilizadas para calcular os parâmetros que quantificam a qualidade da imagem mamográfica digital.

Para fazer a avaliação da qualidade da imagem foram calculados o CNR e SNR, seguindo as equações 4.2 e 4.4, respectivamente. O CNR foi calculado utilizando as imagens no formato *rawdata* (14 bits de resolução), enquanto que para o cálculo de SNR foram as imagens processadas (12 bits de resolução). Com as ferramentas contidas no software *IMAGEJ*® foram recortadas 13 regiões de interesse (ROIs), uma ROI em cada espessura de alumínio da escada de contraste contida no *phantom*, onde a menor espessura é a ROI 1 e a maior é a ROI 13 (ilustrada na Figura 4.5) e uma outra região considerada o fundo da imagem, a qual não possua qualquer objeto. Destas regiões calculou-se a média dos valores de pixels e o desvio padrão.

Nesta etapa também foi calculada a FOM, de acordo com a equação 4.6, a fim de se comparar qual a combinação de anodo/filtro que fornece a imagem com o melhor contraste e a menor dose. Para calcular a FOM nesta etapa, primeiramente calculamos a relação contraste ruído da imagem como um todo (CNR_T), de acordo com a equação 4.7. Assim, foram selecionadas duas ROIs (ROI_OUT e a ROI_IN), como ilustra a Figura 4.5 (NHSBSP, 2013). A DGM também foi coletada nesta etapa a fim de se verificar a técnica que apresente a imagem com menor ruído, melhor contraste e menor dose.

$$CNR_T = \frac{Média_ROI_OUT - Média_ROI_IN}{DesvioPadrão_ROI_OUT} \quad (4.7)$$

Onde:

Média_ROI_OUT = média do valor do pixel fora do *phantom*

Média_ROI_IN = média do valor do pixel dentro do *phantom*

DesvioPadrãoROI_OUT = desvio padrão fora do *phantom*

Capítulo 5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste Capítulo 5 são apresentados os resultados obtidos para cada etapa dos testes realizados referentes à qualidade da imagem e dose. Na primeira etapa serão apresentados os resultados em relação a variação de contraste e uniformidade ao longo do campo; na segunda etapa os valores de CNR, SNR e FOM que foram calculados nas imagens adquiridas com PMMA e por fim esses mesmos parâmetros serão mostrados para as imagens adquiridas com o *phantom* e com diferentes combinações alvo/filtro, conforme descrito na terceira etapa deste trabalho.

5.1 Primeira Etapa

O resultado dos cálculos realizados a fim de avaliar a variação de contraste ao longo do campo, usando como simulador de mama o PMMA e várias técnicas de aquisição; são apresentados em três gráficos (Figuras 5.1, 5.2 e 5.3) para melhor visualização.

Na Figura 5.1 é apresentado graficamente a variação de intensidade de pixel (em níveis de cinza) em cada ROI para a espessura de 3 cm, com os valores de tensão 24kVp, 26kVp e 28kVp. A mesma representação foi usada para mostrar os valores de tensão (26kVp, 28kVp e 30kVp) para espessura de 5 cm (Figura 5.2), e finalmente para espessura de 7 cm com (30kVp, 32kVp e 34kVp), mostrado na Figura 5.3.

Figura 5.1: Gráfico da variação de intensidade de pixel de cada ROI para espessura de 3 cm de PMMA

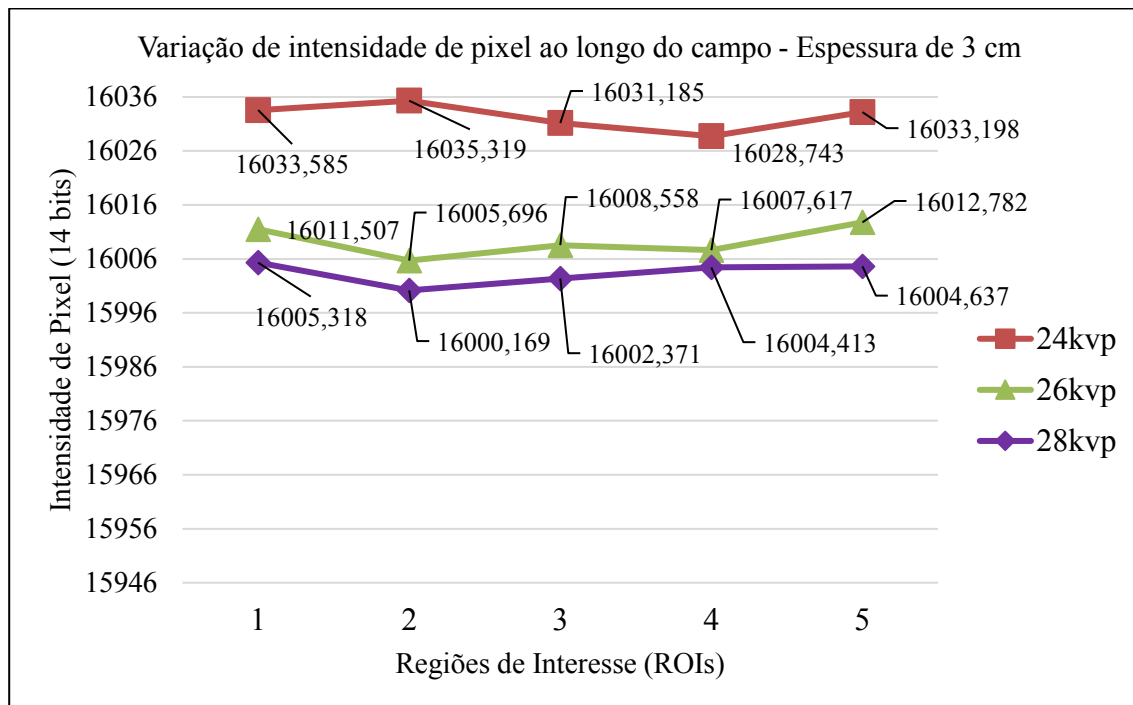


Figura 5.2: Gráfico da variação de intensidade de pixel de cada ROI para espessura de 5 cm de PMMA

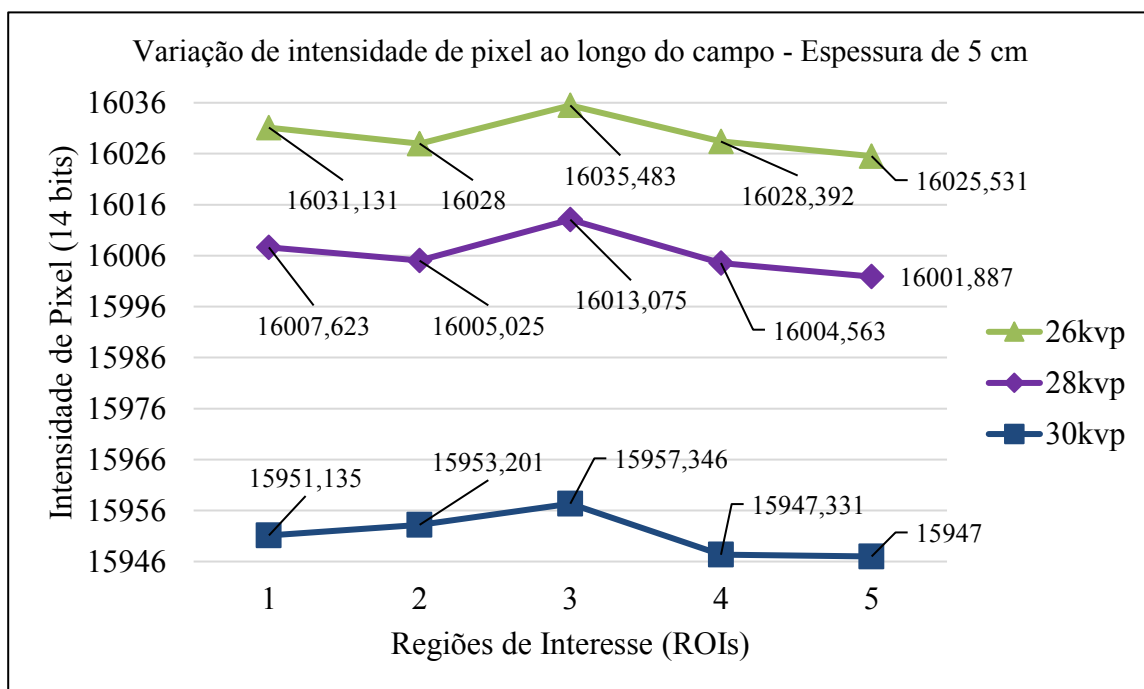
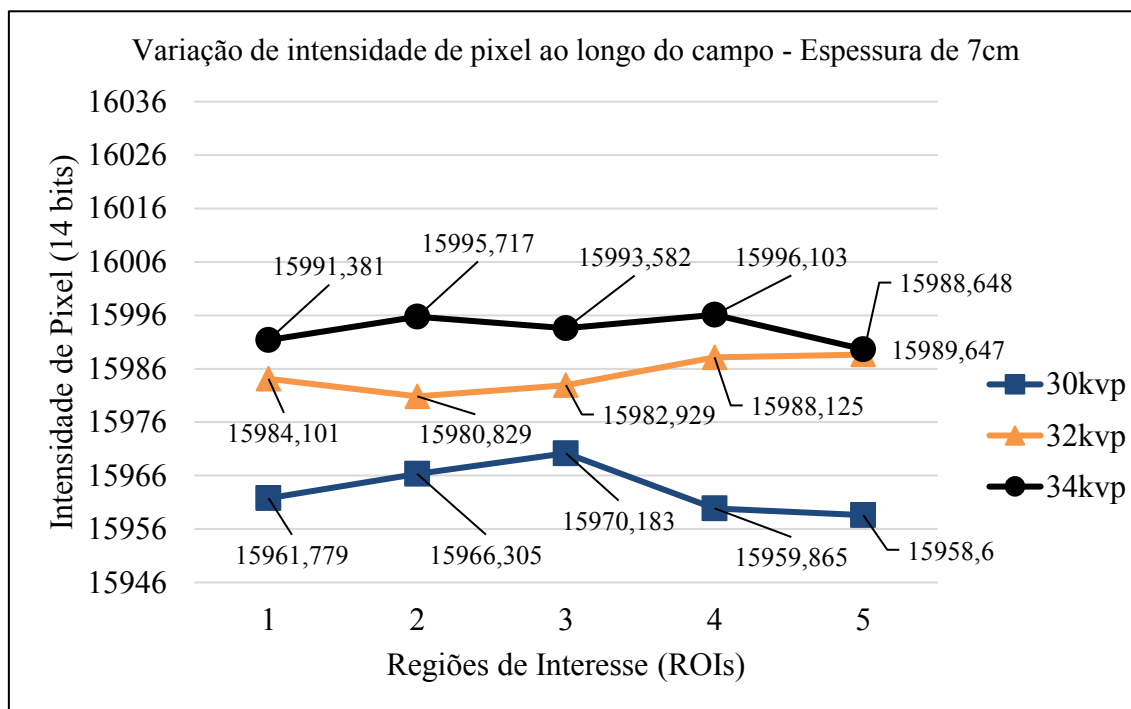


Figura 5.3: Gráfico da variação de intensidade de pixel de cada ROI para espessura de 7 cm de PMMA



O fato do feixe de raios X não ser uniforme ao longo do campo resulta em uma imagem com variação na intensidade do pixel, sendo este fenômeno consequência do efeito *Heel* e resultado também da atenuação da radiação de cada espessura de PMMA. Esta variação, portanto, foi mostrada nas Figuras 5.1, 5.2 e 5.3

Para a menor espessura, a Figura 5.1, mostra que a variação de intensidade do pixel é muito pequena, principalmente nas tensões de 26 kVp e 28kVp, portanto pode-se obter o mesmo contraste na imagem utilizando uma tensão menor. O mesmo comportamento pode ser observado para a espessura de 7 cm, pois tanto a tensão de 32 kVp e quanto a tensão de 34 kVp apresentaram ínfima variação na intensidade do pixel e consequentemente no contraste da imagem.

Em relação as ROIs da espessura de 3 cm, a variação de intensidade do pixel foi muito pequena, sendo notada na Figura 5.1, para as tensões de 26 kVp e 28kVp em que os valores de pixel ficam na faixa entre 16000 e 16016 de intensidade de pixel. Para espessura de 5 cm as três curvas de contraste mostraram variações bem semelhantes (mostrado na Figura 5.3) nas cinco ROIs, entretanto a faixa de intensidade de pixel foi diferente; isso ocorre por conta das tensões usadas e espessura do PMMA nota-se que com a tensão de 30kVp entre as ROIs 1 e 2;

4 e 5 houve variação insignificante na intensidade do pixel, mostrando que com o aumento da tensão, não necessariamente, há aumento de contraste. Os valores de intensidade de pixel nas ROIs com espessura de 7 cm foram muito próximos para as tensões de 32kVp e 34kVp, variaram entre si na faixa de 15980 até 15996; para a tensão de 30kVp a variação de intensidade de pixel também foi insignificante (variando de 15956 a 15966 aproximadamente).

Os resultados obtidos nestes testes comprovam o que foi estudado na literatura (YU, WANG, 2013), que o efeito *Heel* é corrigido pelo sistema nos equipamentos FFDM e, portanto, não influenciam, significativamente no contraste da imagem ao longo do campo.

Os dados coletados nas imagens referentes a técnica (kVp e mAs) aplicada para cada espessura de PMMA, são apresentados nas Tabelas 5.1, 5.2 e 5.3; nesta etapa a combinação anodo/filtro utilizada foi W/Rh, por ser a combinação *default* do equipamento.

Tabela 5.1: Valores dos parâmetros relacionados a técnica: 3 cm de PMMA

Tensão (kVp)	Produto corrente-tempo (mAs)	Tempo de Exposição (ms)	Corrente (mA)	DGM (mGy)	DEP (mGy)
24	92	873	100	0,73	2,13
26	66	609	100	0,69	2,02
28	50	448	100	0,68	1,88

Tabela 5.2: Valores dos parâmetros relacionados a técnica: 5 cm de PMMA

Tensão (kVp)	Produto corrente-tempo (mAs)	Tempo de Exposição (ms)	Corrente (mA)	DGM (mGy)	DEP (mGy)
28	203	1382	140	1,53	6,7
30	156	1120	130	1,58	6,29
32	130	1197	100	1,56	6,22

Tabela 5.3: Valores dos parâmetros relacionados a técnica: 7 cm de PMMA

Tensão (kVp)	Produto corrente-tempo (mAs)	Tempo de Exposição (ms)	Corrente (mA)	DGM (mGy)	DEP (mGy)
30	343	1662	170	3,35	17,56
32	219	1162	180	2,74	12,97
34	142	1106	120	2,14	9,55

Nota-se que o produto tempo-corrente e o tempo de exposição ficam menores à medida que se aumenta a tensão aplicada no tubo, comportamento este presente em todas as espessuras.

As espessuras de 3 e 5 cm apresentaram uma variação pequena tanto na DGM, quanto na DEP, ao contrário da espessura de 7 cm, que apresentou uma variação considerável para ambas as doses (DGM e DEP), conforme apresentado nas Tabelas 5.1, 5.2 e 5.3. Os dados das tabelas mostraram também uma significativa redução da dose à medida que se aumentou a tensão para espessuras de 7 cm, pois com o aumento da tensão diminuí-se os valores do produto tempo-corrente.

É preciso observar que as tensões de 24kVp e 30 kVp das espessuras de 3 e 7 cm respectivamente (as menores tensões usadas para cada espessura) apresentaram produto tempo-corrente e o tempo de exposição maiores e conseqüentemente a maior DGM e DEP. Tais espessuras apresentaram a maior variação de intensidade de pixel ao longo do campo, conforme apresentado anteriormente nas Figuras 5.1 e 5.3.

A intensidade de pixel da imagem para a tensão de 28kVp variou similarmente para as espessuras de 3 e 5 cm. Entretanto, os valores de produto tempo-corrente, tempo de exposição, doses e corrente foram maiores (Tabelas 5.1, 5.2 e 6.3), isso se deve ao fato de que para uma maior espessura é preciso mais energia para se conseguir a mesma variação na intensidade do pixel e conseqüentemente no contraste. Foi possível observar que para espessura de 3 cm, a corrente não variou com a tensão, observou-se também que para as espessuras maiores que 3 cm a corrente variou com as diferentes tensões aplicadas.

Os testes de uniformidade desta etapa são apresentados nas Tabelas 5.4, 5.5 e 5.6 e serão separados por espessura.

Tabela 5.4: Variação máxima de uniformidade do detector para a espessura de 3 cm de PMMA

Tensão (kVp)	Variação Percentual (%)
24	0,58
26	4,12
28	1,93

Tabela 5.5: Variação máxima de uniformidade do detector para a espessura de 5 cm de PMMA

Tensão (kVp)	Variação Percentual (%)
26	1,15
30	2,06
32	4,86

Tabela 5.6: Variação máxima de uniformidade do detector para a espessura de 7 cm de PMMA

Tensão (kVp)	Variação Percentual (%)
30	1,98
32	1,39
34	4,24

O detector do sistema FFDM apresentou-se uniforme, em toda sua extensão e em todas as técnicas testadas. Observou-se que as maiores variações ocorrem nas maiores tensões aplicadas em todas as espessuras de PMMA. Por se tratar de uma análise visual é indicado maior atenção ao avaliar a uniformidade do campo com técnicas que se exigem o uso de uma tensão maior. É recomendado que o teste de uniformidade do detector seja feito semanalmente (EUREF, 2013).

5.2 Segunda Etapa

Esta etapa consistiu em coletar imagens de placas de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre elas, seguindo os testes do protocolo europeu (EUREF, 2013), utilizou-se várias técnicas de aquisição e espessuras de PMMA. Primeiramente serão apresentados, nas Tabelas 5.7, 5.8 e 5.9, os dados coletados, referentes as técnicas de aquisição utilizadas (kVp e mAs). Posteriormente, para melhor entendimento, os valores de CNR, SNR e FOM também foram dispostos em tabelas. Todas as exposições foram feitas com a combinação anodo/filtro W/Rh.

Tabela 5.7: Valores dos parâmetros relacionados a técnica: 3 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas

Tensão (kVp)	Produto corrente-tempo (mAs)	Tempo de Exposição (ms)	Corrente (mA)	DGM (mGy)	DEP (mGy)
24	135	1181	110	0,96	3,19
26	90	850	100	0,91	2,79
28	67	624	100	0,89	2,57

Para a espessura de 3 cm de PMMA, nota-se que com a tensão de 24 kVp os valores do produto tempo-corrente e o tempo de exposição foram praticamente o dobro dos valores do produto tempo-corrente e tempo de exposição na tensão de 28 kVp, consequentemente as doses também diminuíram com o aumento da tensão, a corrente teve variação insignificante, assim para que a radiação conseguisse atingir os detectores usou-se um tempo de exposição maior.

Tabela 5.8: Valores dos parâmetros relacionados a técnica: 5 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas

Tensão (kVp)	Produto corrente-tempo (mAs)	Tempo de Exposição (ms)	Corrente (mA)	DGM (mGy)	DEP (mGy)
26	283	1951	140	2,16	9,3
28	199	1184	160	2,00	8,07
30	147	1140	120	1,85	7,06

As tensões utilizadas para a espessura de 5 cm de PMMA, também tiveram o mesmo comportamento das técnicas aplicadas na espessura de 3 cm, tanto as doses quanto o produto tempo-corrente e decaíram com o aumento da tensão.

Tabela 5.9: Valores dos parâmetros relacionados a técnica: 7 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas

Tensão (kVp)	Produto corrente-tempo (mAs)	Tempo de Exposição (ms)	Corrente (mA)	DGM (mGy)	DEP (mGy)
30	370	2116	170	3,71	19,03
32	256	1298	190	3,14	15,28
34	175	1178	140	2,55	11,83
38	136	1144	110	2,38	11,91

A espessura de 7 cm de PMMA seguiu o mesmo comportamento das demais espessuras, com o aumento da tensão diminui-se o produto tempo-corrente e a dose. Vale ressaltar que, para 7 cm de espessura, foi usado também o AEC como técnica de aquisição, cujos parâmetros estão apresentados na última linha da Tabela 5.9.

Contudo, seguindo as recomendações de referência internacional para DGM, conforme Tabela 5.10. Todas as imagens de todas as espessuras estão com doses otimizadas ficando abaixo de limite desejável.

Tabela 5.10 Doses glandulares médias máximas ajustadas por espessuras de PMMA

Espessura de PMMA (cm)	Dose Aceitável (mGy)	Dose Desejável (mGy)
2,0	< 1,0	< 0,6
3,0	< 1,5	< 1,0
4,0	< 2,0	< 1,6
4,5	< 2,5	< 2,0
5,0	< 3,0	< 2,4
6,0	< 4,5	< 3,6
7,0	< 6,5	< 5,1

Fonte: Modificado do protocolo europeu (EUREF, 2013)

Para avaliar se o contraste da imagem está adequado, e permitindo ao médico radiologista diferenciar as estruturas presente na mama, calculou-se o CNR e os valores estão apresentados nas Tabelas: 5.11 para espessura de 3 cm, 5.12 para espessura de 5 cm e 5.13 para espessura de 7 cm, com tensões que foram de 24 a 34 kVp, com incrementos de 2kVp.

Tabela 5.11: Valores de CNR para espessura de 3 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas

Tensão (kVp)	Valor do Pixel – Fundo (média ± desvio padrão)	Valor do Pixel – Com Al (média ± desvio padrão)	CNR Calculada	CNR Relativa	Valor referência para CNR relativa
24	15902,083 ±7,22	15974,083 ±6,653	3,674	125,370	>110
26	15890,901 ±7,501	15961,003 ±6,922	3,434	117,179	>110
28	15883,025 ±7,488	15951,723 ±6,956	3,360	114,680	>110

Seguindo as diretrizes do protocolo europeu (EUREF,2006) os valores de CNR, para as imagens adquiridas com 3 cm de PMMA, estão acima dos valores de referência para todas as tensões aplicadas. Indicando que o sistema fornece uma imagem que permite diferenciar objetos com diferentes densidades e contrastes.

Com os valores apresentados de CNR, é possível então, escolher a técnica de aquisição que otimize dose e ainda assim mantém um contraste adequado. Assim, se for considerado apenas o parâmetro de qualidade CNR, seria prudente indicar a melhor técnica de aquisição para imagens 3 cm usando 28kVp, uma vez que a imagem com 28kVp resultou na menor DGM. Porém, como a dose está dentro do limite desejável para 3 cm de espessura, em todas as técnicas de aquisição testadas, poderia ser indicado a técnica que resultou na melhor CNR, e, portanto, a técnica mais otimizada seria com 24 kVp.

Tabela 5.12: Valores de CNR para espessura de 5 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas

Tensão (kVp)	Valor do Pixel – Fundo (média ± desvio padrão)	Valor do Pixel – Com Al (média ± desvio padrão)	CNR Calculada	CNR Relativa	Valor referência para CNR relativa
26	15909,726 ±7,224	15972,232±6,632	3,186	108,746	>100
28	15909,066± 7,442	15968,529± 6,895	2,930	100,000	>100
30	15913,658± 7,533	15969,223± 7,129	2,678	91,405	>100

Para espessura de 5 cm, a tensão de 30 kVp não atingiu o valor de CNR recomendado pela norma europeia (EUREF), apesar de ser a técnica que fornece as menores doses (Tabela 5.8). O fato da imagem não apresentar CNR aceitável torna esta técnica inadequada para ser utilizada clinicamente.

Assim como nas imagens de 3 cm, as doses estão otimizadas em todas as técnicas de aquisição avaliadas para imagens de 5 cm, portanto pode-se indicar como melhor técnica de aquisição, baseado no CNR, aquela que apresentou o melhor valor que foi para a imagem com 26kVp.

Tabela 5.13: Valores de CNR para espessura de 7 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas

Tensão (kVp)	Valor do Pixel – Fundo (média ± desvio padrão)	Valor do Pixel – Com Al (média ± desvio padrão)	CNR Calculada	CNR Relativa	Valor referência para CNR relativa
30	15946,278± 7,198	15992,428± 6,813	2,328	79,444	>90
32	15935,691± 7,573	15977,612± 7,186	2,007	68,509	>90
34	15923,565± 8,23	15959,596± 7,859	1,583	54,020	>90
38	15653,110±12,281	15662,015±12,152	0,257	8,793	>90

As tensões de 30, 32 e 34 kVp se mostraram inadequadas para a espessura de 7 cm de PMMA, os valores de CNR não atingiram os níveis recomendados pelo protocolo europeu (EUREF, 2013). A espessura de 7 cm de PMMA corresponde a 9 cm de uma mama real comprimida (conforme Tabela 4.3), assim a interação da radiação com o objeto é mais intensa e a radiação espalhada tem maior contribuição na imagem, resultado semelhante foi encontrado por Xavier, (XAVIER, 2015).

Desta forma, as técnicas de aquisição testadas neste trabalho mostraram-se inadequadas para 7 cm de PMMA, quando a avaliação é feita considerando apenas o CNR. Apesar de que, para estas imagens de 7 cm, as doses também estão otimizadas, ou seja, abaixo do valor recomendado como desejável.

A imagem adquirida no modo AEC (38 kVp), apresenta menos da metade da DGM desejável (EUREF, 2013), o que diminui ainda mais o contraste, conforme mostrou a CNR calculada para esta imagem.

A fim de avaliar se o ruído presente na imagem prejudica a identificação que alguma anormalidade na mama, calculou-se o SNR nas mesmas imagens, e os valores estão apresentados nas tabelas: 5.14 para espessura de 3 cm, 5.15 para espessura de 5 cm e 5.16 para espessura de 7 cm com tensões que foram de 24 a 34 kVp.

Tabela 5.14: Valores de SNR para espessura de 3 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas

Tensão (kVp)	Valor do Pixel – Fundo (média ± desvio padrão)	SNR Calculada	SNR Relativa (%)	Valor referência para a variação percentual da SNR (%)
24	874,761 ± 123,424	7,087	-1,944	±10
26	887,977 ± 123,467	7,192	-0,497	±10
28	944,873 ± 127,602	7,404	2,446	±10

Tabela 5.15: Valores de SNR para espessura de 5 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas

Tensão (kVp)	Valor do Pixel – Fundo (média ± desvio padrão)	SNR Calculada	SNR Relativa (%)	Valor referência para a variação percentual da SNR (%)
26	945,220 ± 131,125	7,208	2,306	±10
28	907,260 ± 128,991	7,033	-0,177	±10
30	958,040 ± 138,868	6,898	-2,087	±10

Tabela 5.16: Valores de SNR para espessura de 7 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas

Tensão (kVp)	Valor do Pixel – Fundo (média ± desvio padrão)	SNR Calculada	SNR Relativa (%)	Valor referência para a variação percentual da SNR (%)
30	960,253 ± 148,545	6,464	2,155	±10
32	953,503 ± 150,119	6,351	0,373	±10
34	974,376 ± 157,916	6,170	-2,493	±10
38	1076,65±137,178	7,848	0,242	±10

Os resultados mostraram que os valores de SNR estão em conformidade com a recomendação da norma europeia (EUREF, 2013) para todas as espessuras e tensões testadas. Apontando que o ruído presente nas imagens mamográficas, testadas neste trabalho, não é afetado pela técnica (kVp e mAs) aplicada na aquisição da imagem. Sendo assim, o modo de operação do mamógrafo para os testes realizados nesse trabalho tem uma influência maior no contraste da imagem do que no ruído.

Se for considerado apenas o SNR como medida de qualidade, poderia se dizer que todas as técnicas de aquisição para todas as espessuras foram adequadas e, portanto, bastaria indicar a técnica de aquisição que resultou em menor DGM para cada espessura. Assim, a otimização da técnica seria sempre considerando apenas a menor dose, uma vez que para qualquer espessura a menor dose também resultou num SNR dentro dos valores recomendados.

Seguindo com a apresentação dos resultados as Tabelas 5.17, 5.18 e 5.19 apresentam os valores de FOM, parâmetro utilizado para a otimização da tensão no tubo em sistemas digitais. Seu cálculo foi realizado a fim de se analisar a eficácia de cada técnica de aquisição.

Tabela 5.17: Valores de FOM para espessura de 3 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas

Tensão (kVp)	FOM (mGy⁻¹)
24	14,060
26	12,958
28	12,692

Tabela 5.18: Valores de FOM para espessura de 5 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas

Tensão (kVp)	FOM (mGy⁻¹)
26	4,699
28	4,295
30	3,876

Tabela 5.19: Valores de FOM para espessura de 7 cm de PMMA com adição de uma lâmina de alumínio entre as placas

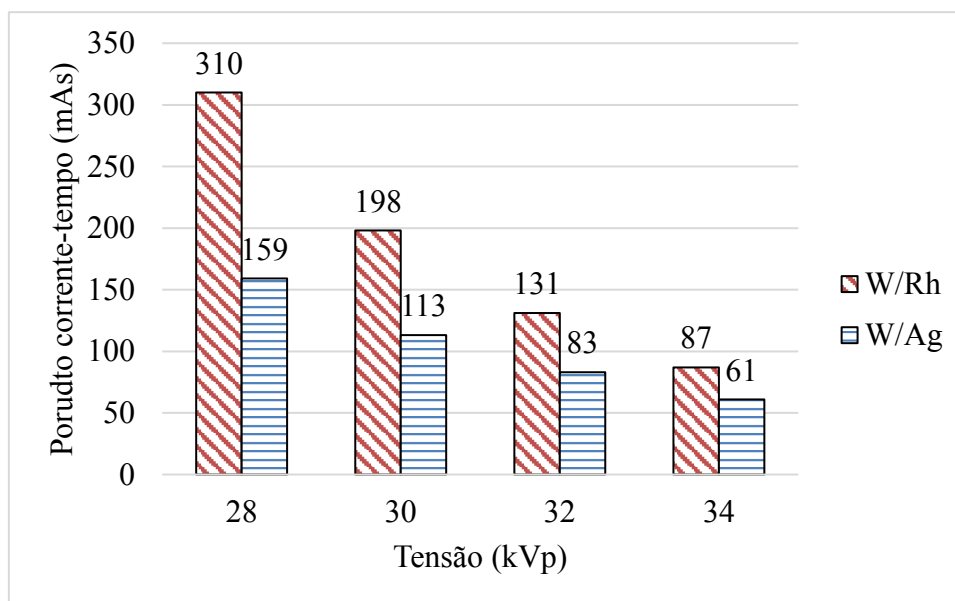
Tensão (kVp)	FOM (mGy⁻¹)
30	1,460
32	1,282
34	0,982

Os cálculos da FOM apresentaram melhores resultados para as maiores CNR, o que justifica a melhor otimização, uma vez que com as doses, em todas as situações, otimizadas, as melhores técnicas de aquisição podem ser as que obtiveram os melhores contrastes. Portanto para as imagens adquiridas com menores kVp, pode-se dizer que são as melhores técnicas de aquisição.

5.3 Terceira Etapa

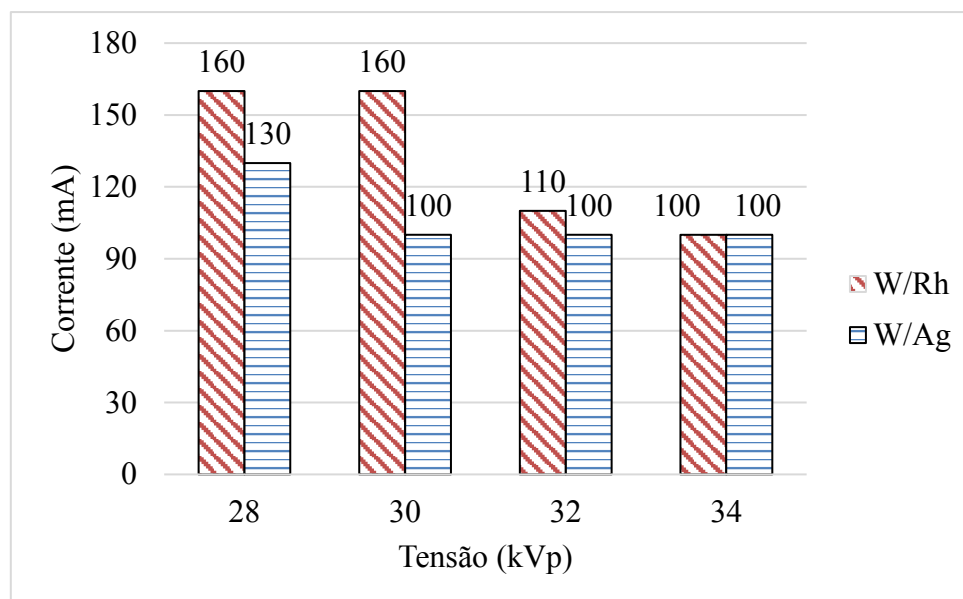
O intuito desta etapa foi estudar o comportamento de duas combinações anodo/filtro (W/Rh e W/Ag) na combinação com o alvo de tungstênio, em relação à qualidade da imagem e dose. Para melhor visualização das diferenças entre eles os dados estão apresentados em formato de gráficos de barras. A Figura 5.4 mostra a relação entre tensão e a produto tempo-corrente para as combinações anodo/filtro (W/Rh e W/Ag), com a tensão de 28 kVp a combinação W/Rh tem quase o dobro do produto tempo-corrente que a kVp a combinação W/Ag e à medida que se aumenta tensão, a diferença entre eles cai. Estes parâmetros têm ligação direta com as doses.

Figura 5.4. Relação entre o produto tempo-corrente (mAs) e a tensão (kVp) aplicada no *phantom* antropomorfo.



A corrente é responsável pela quantidade de fótons presentes no feixe de raios X (BUSHBERG, *et al.*, 2012), portanto ela influencia diretamente a dose recebida pela paciente. Na Figura 5.5, as maiores tensões aplicadas mostraram menor variação de corrente para os dois filtros, e não houve alteração para a tensão de 34 kVp.

Figura 5.5. Relação entre a corrente (mA) e a tensão (kVp) aplicada no *phantom* antropomorfo



Outro parâmetro importante, tempo de exposição, que combinado com o kVp e o mAs, permite que o receptor de imagem seja sensibilizado, a fim de se produzir uma boa imagem. Para que a corrente aplicada não atinja valores considerados altos para mamografia (EUREF, 2013), o tempo de irradiação do objeto é maior, nota-se que para todas as tensões aplicadas, as combinações W/Rh apresentaram maiores tempos de exposição, Figura 5.6. Fato este que refletiu diretamente na dose, mostrado na Figura 5.7, em que DGM foi menor para as combinações W/Ag.

Figura 5.6. Relação entre o tempo de exposição (ms) e a tensão (kVp) aplicada no *phantom* antropomorfo

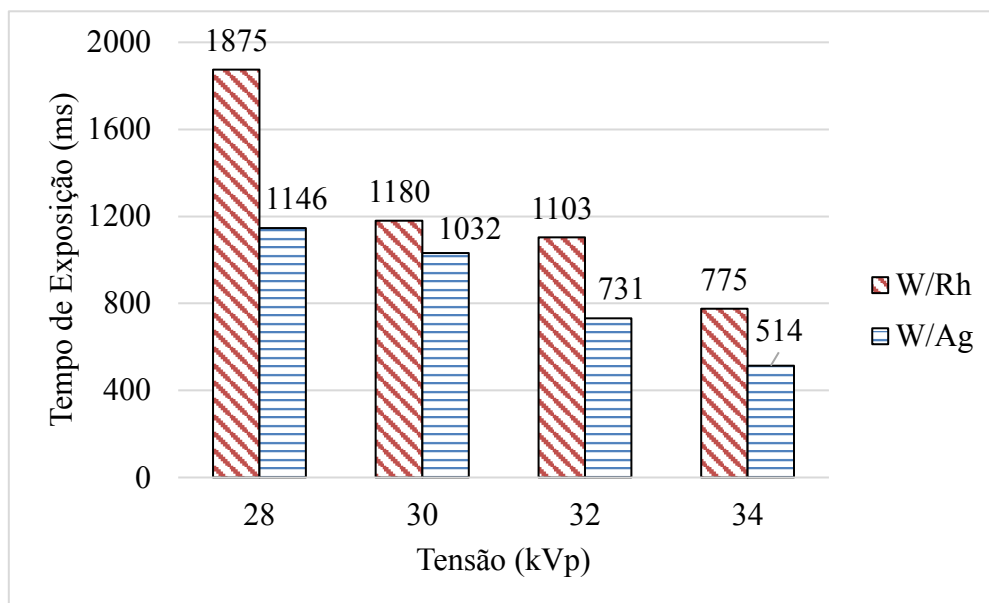
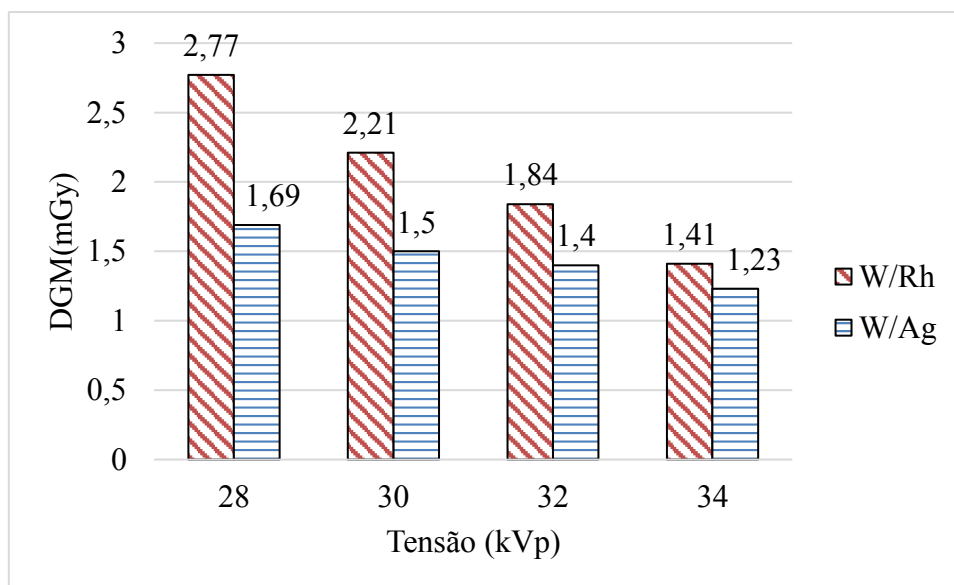


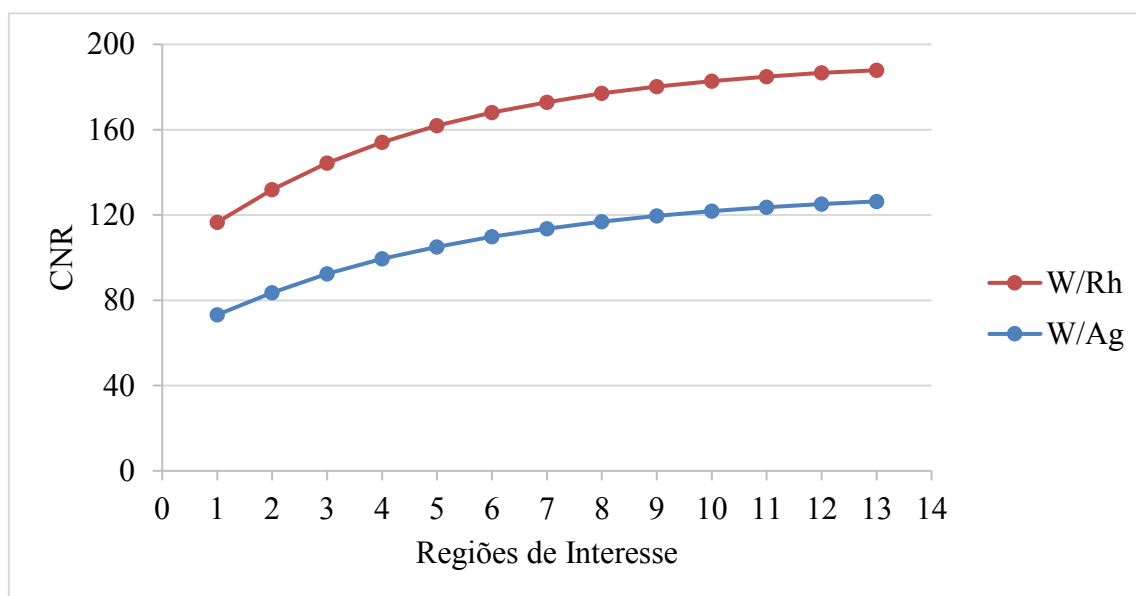
Figura 5.7. Relação entre a DGM (mGy) e a tensão (kVp) aplicada no *phantom* antropomorfo



A menor tensão usada (28 kVp) explicita o fato de que quanto maior o tempo de exposição maior é a dose, comportamento esse presente nas duas combinações anodo/filtro, porém os maiores valores apresentados são da combinação W/Rh. Os valores de DGM foram diminuindo à medida que se aumentou a tensão aplicada (HYE, *et al.*, 2011), visto que com um feixe mais energético os fótons de raios X não ficam depositados na glândula mamária, permeiam com maior facilidade a mama atingindo os receptores de imagem.

O CNR avaliou a influência das combinações W/Rh e W/Ag no contraste das imagens adquiridas nas diferentes tensões escolhidas. A Figura 5.8 mostra que o CNR nas imagens adquiridas com a combinação W/Rh é maior em todas as ROIs, ou seja, utilizando este filtro e esta técnica (tensão: 28 kVp e o produto tempo-corrente: 310 mAs). Porém esta técnica é a que resulta nas maiores doses.

Figura 5.8: CNR nas ROIs: comparação das combinações anodo/filtro W/Rh e W/Ag para tensão de 28 kVp.



Em todas as faixas de tensão escolhidas, o CNR das imagens que utilizaram a combinação W/Rh foi superior ao das imagens em que se empregou a combinação W/Ag (Figura 5.9, Figura 5.10 e Figura 5.11). As imagens adquiridas com a combinação W/Ag mostraram valores mais constantes sendo que, para a região com a menor espessura de alumínio variou de 73 a 84, enquanto que para a região com maior espessura de alumínio a variação foi de 126 a 150.

Figura 5.9. CNR nas: comparação das combinações anodo/filtro W/Rh e W/Ag) para tensão de 30 kVp.

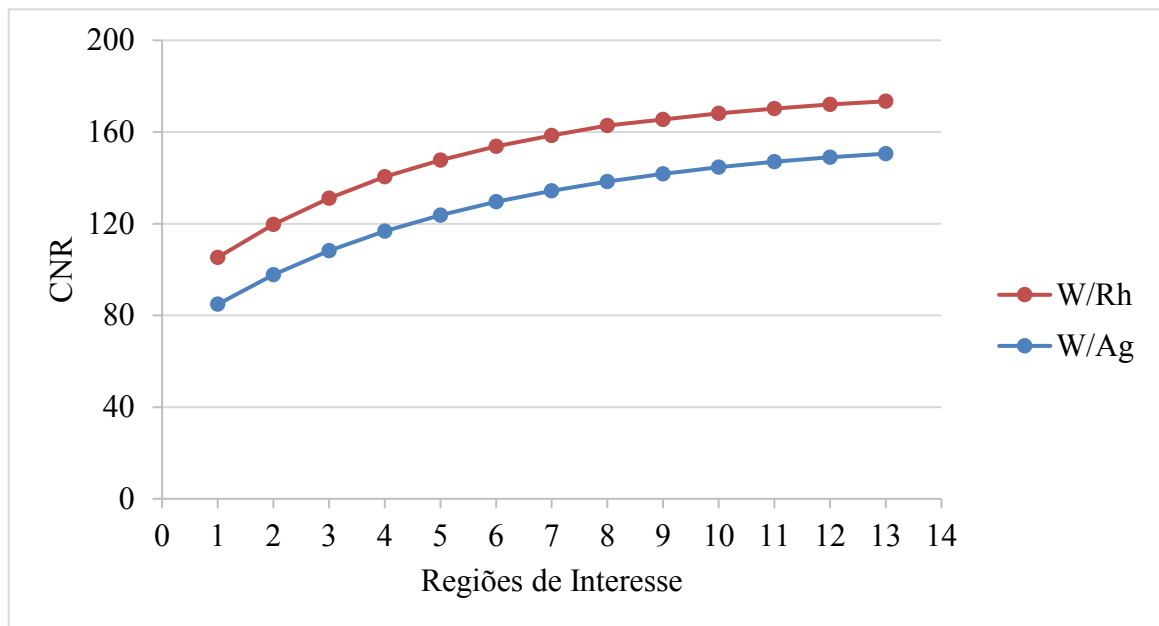


Figura 5.10. CNR nas: comparação das combinações anodo/filtro W/Rh e W/Ag para tensão de 32 kVp

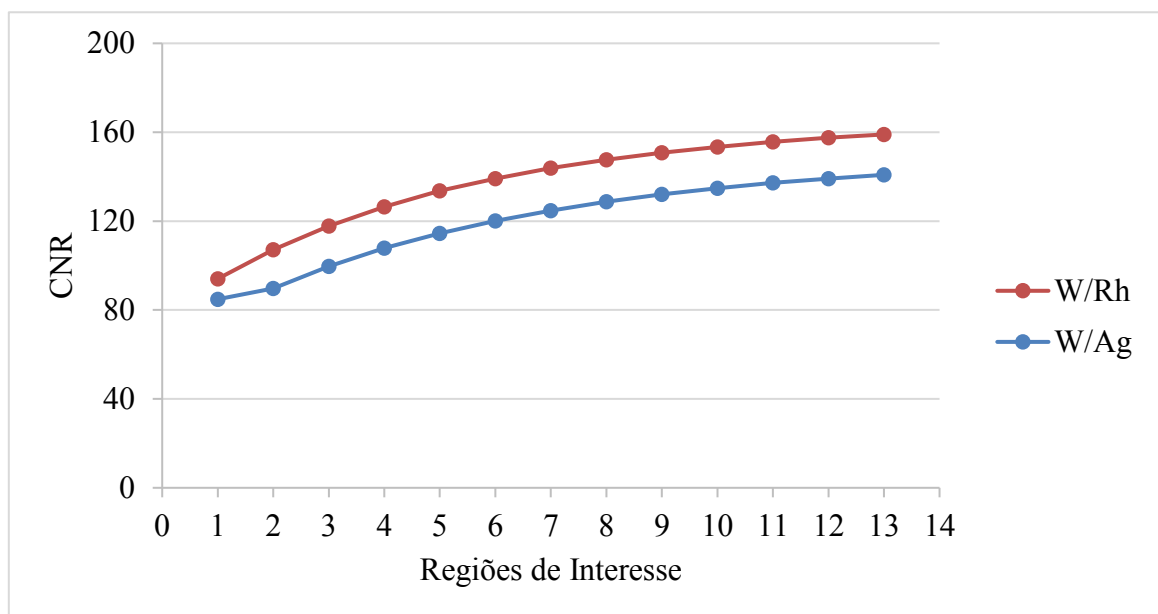
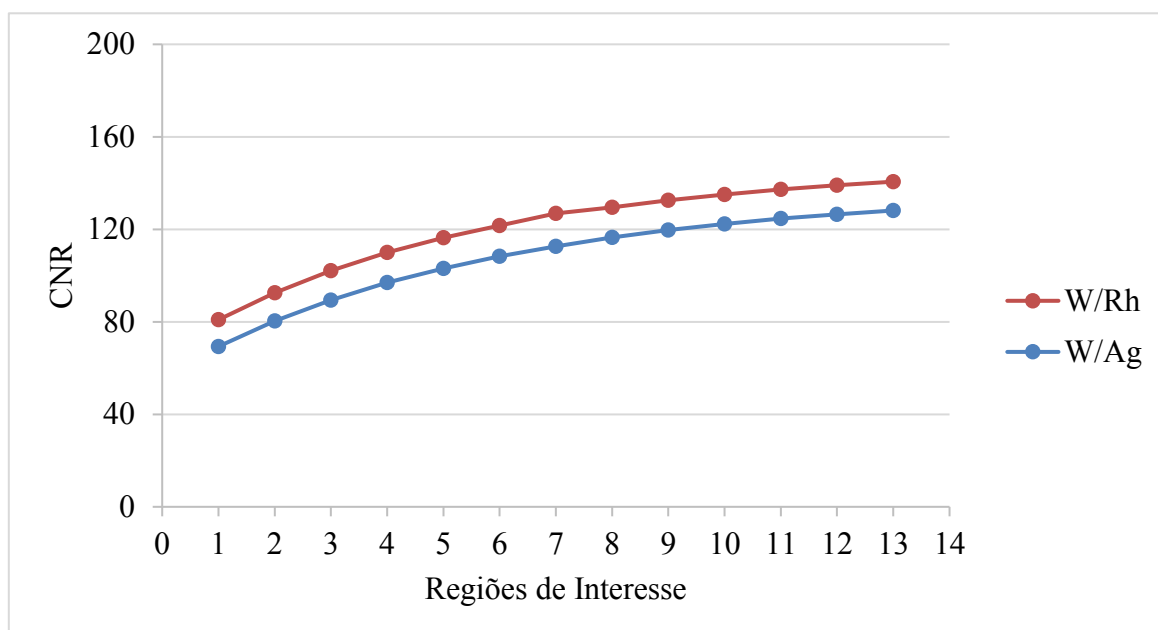


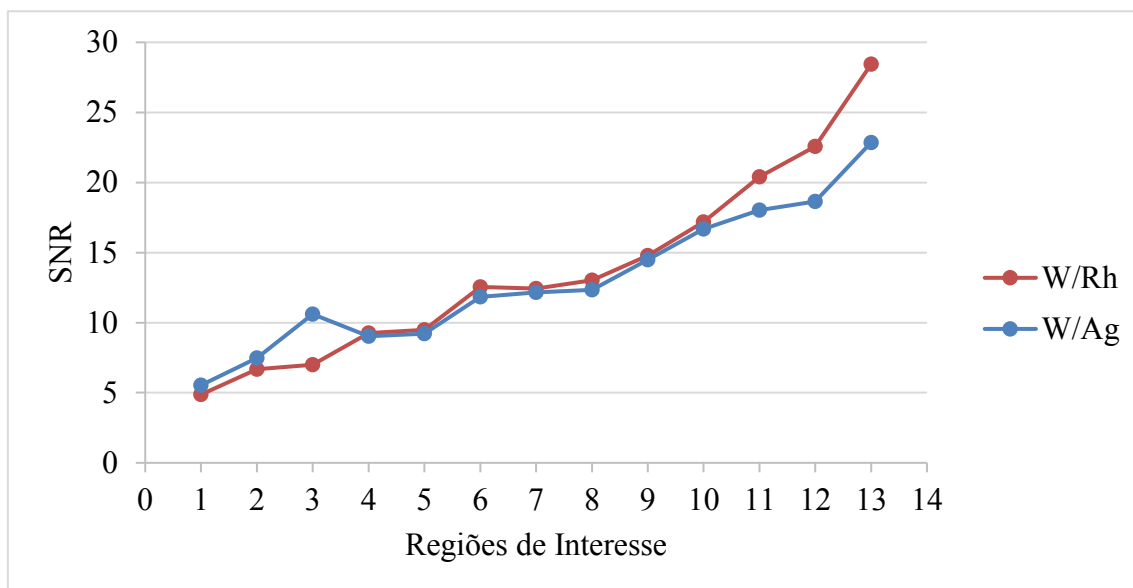
Figura 5.11: CNR nas ROIs: comparação das combinações anodo/filtro W/Rh e W/Ag para tensão de 34 kVp.



Observou-se que os valores de CNR foram diminuindo à medida que se aumentou a tensão aplicada, ou seja, houve perda de contraste da imagem para os dois filtros. Este comportamento foi mais evidente para o filtro de prata. A Figura 5.10 apresentou os maiores valores enquanto a Figura 5.11 os menores valores. Para a tensão de 34 kVp, os valores de CNR foram muito próximos, tornando o filtro de prata uma opção para um exame com baixa dose.

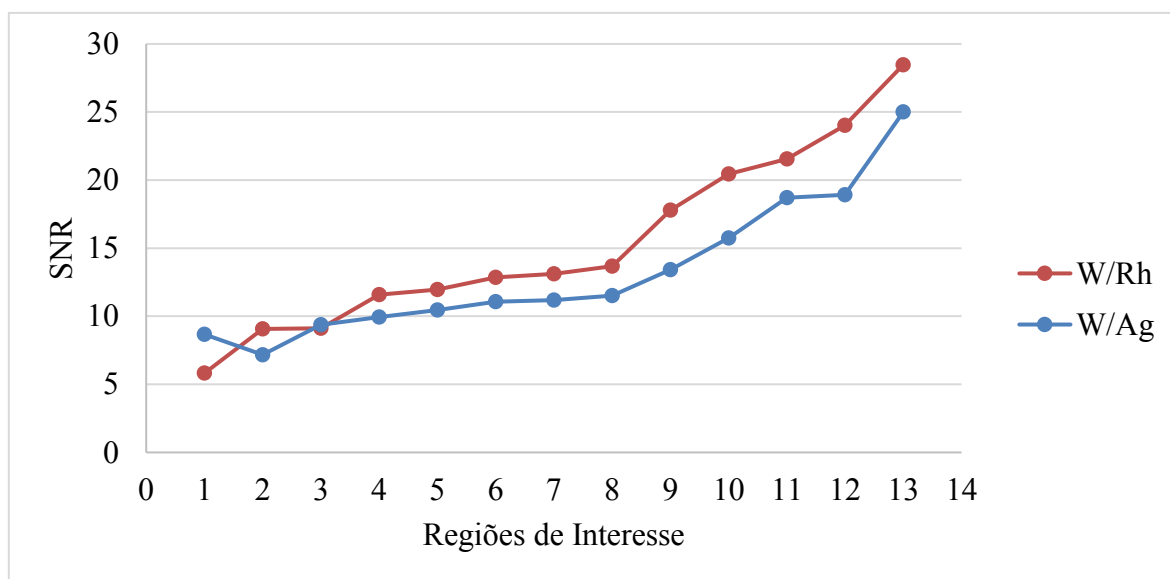
Devido ao pós processamento, que a imagem é submetida após a sua aquisição, qualificá-la apenas pelo contraste não é o ideal (EUREF, 2013). Portanto foi feito também uma análise relacionada com o ruído, pois uma imagem ruidosa limita a identificação de estruturas anormais presentes na mama, que por sua vez possuem baixo contraste. Para a tensão de 28 kVp, Figura 5.12, os valores de SNR para as imagens adquiridas tanto com a combinação W/Rh quanto W/Ag, apresentaram valores coincidentes até chegar as ROIs 11,12 e 13 em que a imagem adquirida com a combinação W/Rh apresentou melhor razão sinal ruído.

Figura 5.12. SNR nas ROIs: comparação das combinações anodo/filtro W/Rh e W/Ag) para tensão de 28 kVp.



A Figura 5.13 mostra que a imagem adquirida com o filtro de ródio apresenta menos ruído do que a imagem adquirida com o filtro de prata. Com a tensão de 30 kVp foi notada maior diferença no SNR entre as imagens adquiridas com as duas diferentes combinações alvo/filtro.

Figura 5.13. SNR nas: comparação das combinações anodo/filtro W/Rh e W/Ag) para tensão de 30 kVp.



As imagens adquiridas com tensões de 32 e 34 kVp obtiveram comportamentos semelhantes, Figura 5.14 e Figura 5.15, com um leve destaque do filtro de ródio. Portanto a

decisão de qual a melhor técnica a ser utilizada dependeria dos valores de dose fornecidos, no caso a combinação W/Ag produz a menor DGM.

Figura 5.14 SNR nas ROIs: comparação das combinações anodo/filtro W/Rh e W/Ag) para tensão de 32 kVp.

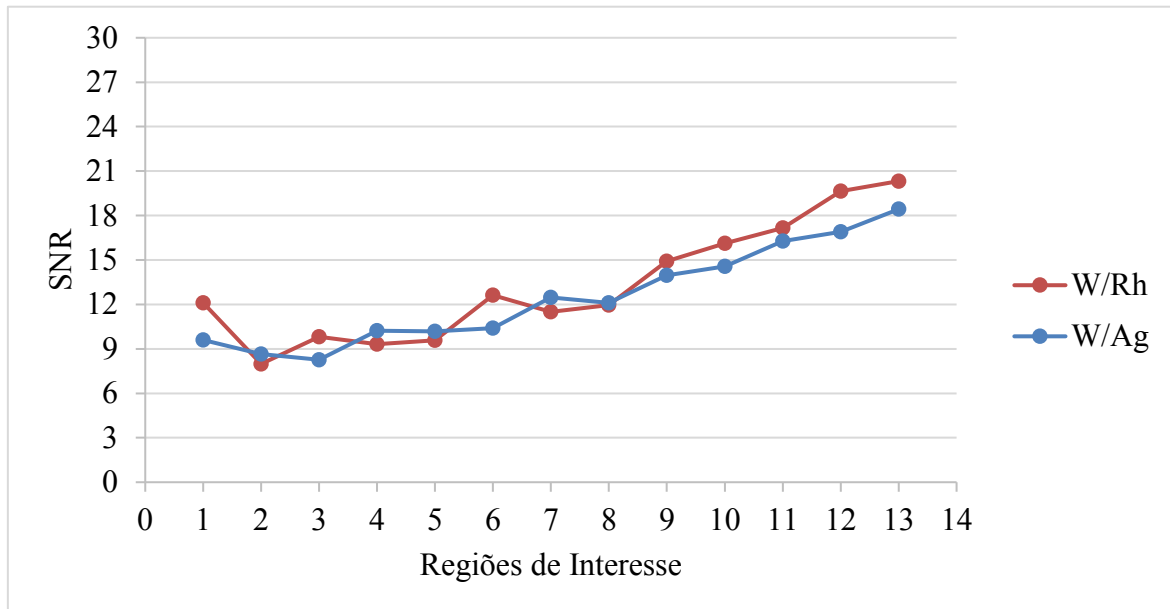
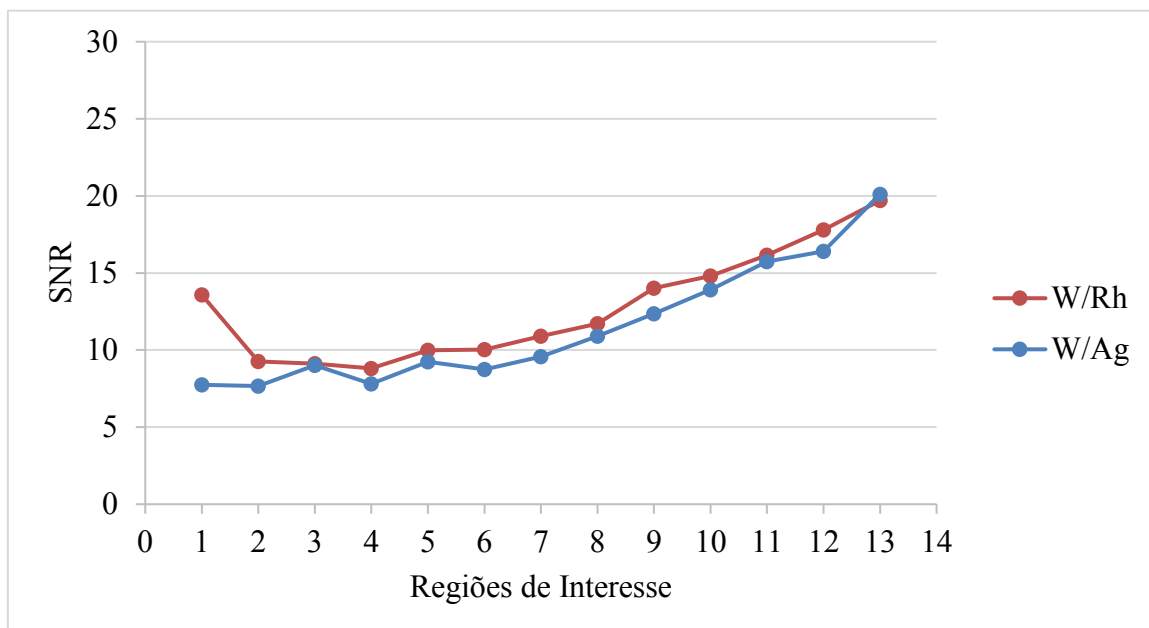
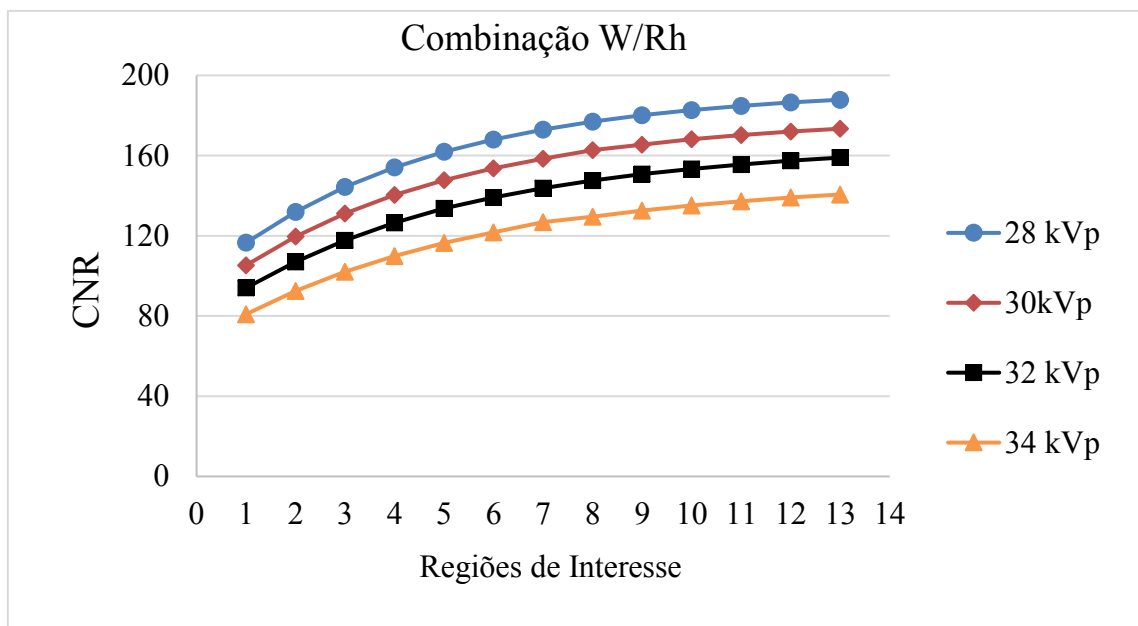


Figura 5.15. SNR nas ROIs: comparação das combinações anodo/filtro W/Rh e W/Ag para tensão de 34 kVp.



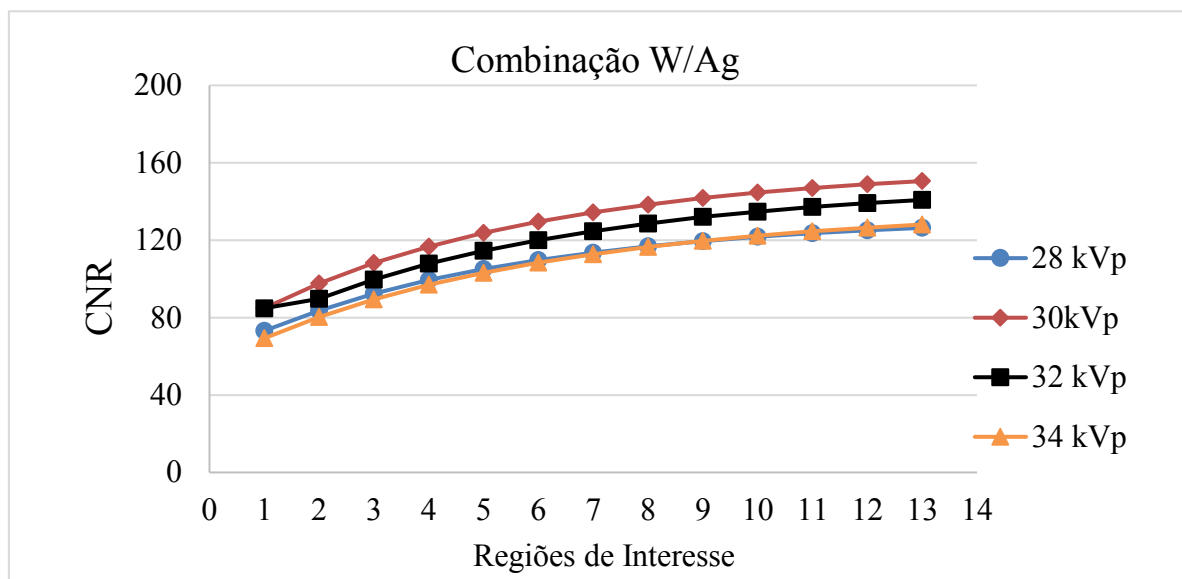
A combinação W/Rh apresentou maior CNR o que indica uma imagem que possibilita melhor visualização das estruturas que compõem a mama, as quais possuem propriedades de atenuação de raios X muito próximas. O gráfico da Figura 5.16, mostra que o melhor contraste se dá com a menor tensão aplicada (28kVp).

Figura 5.16. CNR nas ROIs nas várias tensões testadas com a combinação anodo/filtro W/Rh.



A Figura 5.17 evidencia que os valores de CNR nas imagens adquiridas com a combinação W/Ag variaram muito pouco em relação as tensões usadas, a tensão de 28kVp apresentou praticamente o mesmo comportamento que a tensão de 34 kVp, indicando que para uma técnica otimizada com uma imagem de qualidade e menor dose é justificável usar uma tensão de 34 kVp.

Figura 5.17. CNR nas ROIs nas várias tensões testadas com a combinação anodo/filtro W/Ag.



Os valores de SNR tiveram pouca variação entre as tensões testadas para as duas combinações W/Rh e W/Ag, como mostram as Figuras 5.18 e 5.19, eles se comportam praticamente da mesma maneira. Duas faixas de tensão apresentaram um pequeno destaque em relação as outras, são elas a tensão de 28kVp e 30 kVp e a partir da ROI 9, para a combinação W/Rh. Portanto a técnica usada deve ser otimizada de forma que a menor dose possível seja obtida sem comprometer a qualidade da imagem.

Figura 5.18. SNR nas ROIs nas várias tensões testadas com a combinação anodo/filtro W/Rh.

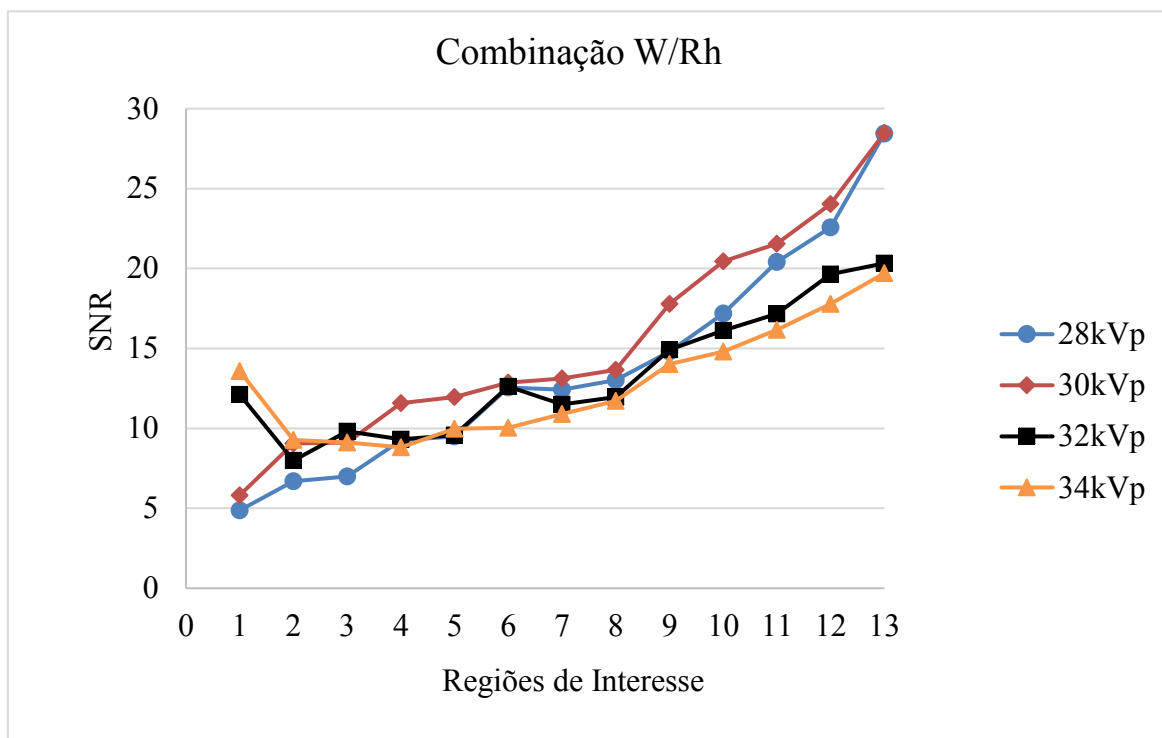
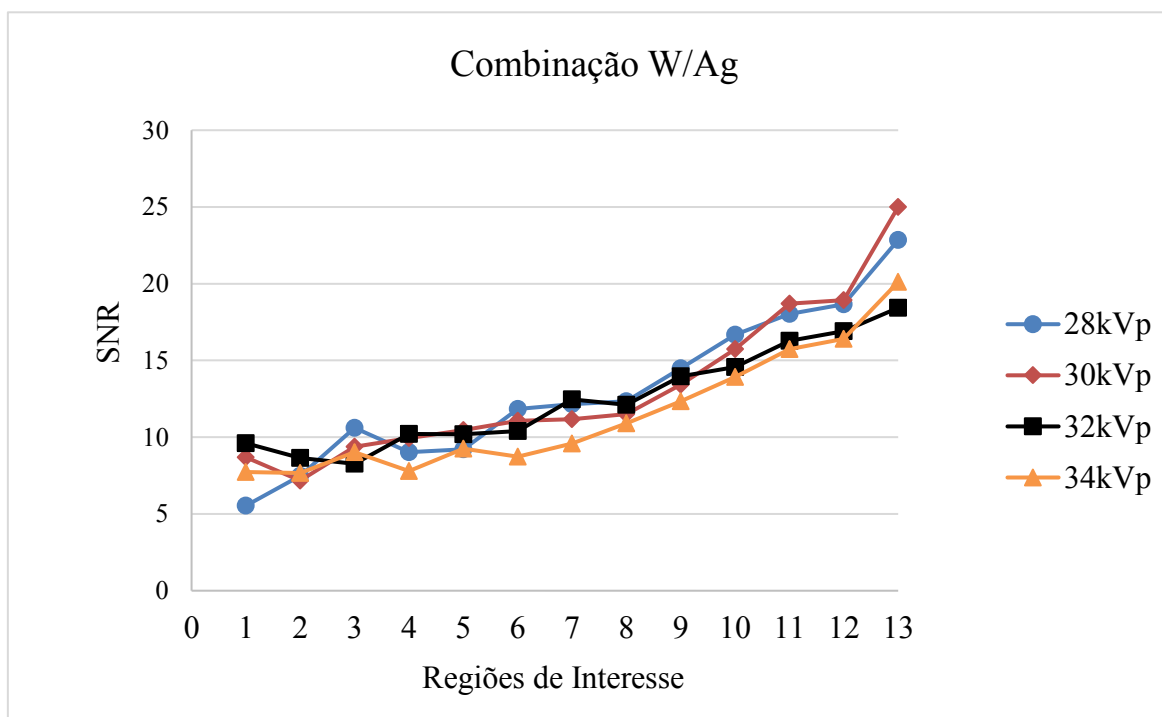


Figura 5.19. SNR nas ROIs nas várias tensões testadas com a combinação anodo/filtro W/Ag.



Com o intuito de identificar a técnica mais otimizada para o *phantom* antropomorfo e qual a melhor combinação de alvo e filtro usado nos testes, desta etapa, foi calculada a FOM e os valores estão apresentados nas Tabelas 5.20 e 5.21.

Tabela 5.20: Valores de FOM para combinação W/Rh

Tensão (kVp)	DGM (mGy)	CNR _T	FOM(mGy ⁻¹)
28	2,77	30,758	341,548
30	2,21	32,601	480,893
32	1,84	34,530	648,003
34	1,41	24,595	429,022

Tabela 5.21: Valores de FOM para combinação W/Ag

Tensão (kVp)	DGM (mGy)	CNR _T	FOM(mGy ⁻¹)
28	1,69	46,241	1265,235
30	1,5	40,217	1078,325
32	1,4	50,147	1796,263
34	1,23	36,122	1060,857

O *phantom* possui uma espessura de 6,5 cm sendo caracterizado analogamente como uma densa e espessa. Então, para este *phantom*, foram utilizadas imagens adquiridas com kVp diferentes e duas combinações alvo/filtro para as mesmas kVp.

A FOM mostrou o melhor desempenho para as imagens adquiridas com a combinação W/Ag, e a melhor técnica de aquisição com 32 kVp. A superioridade da otimização das imagens com a combinação W/Ag é evidente pelos valores apresentados nas Tabelas 5.20 e 5.21. E quando comparados, é possível também que para ambas as combinações, houve destaque para imagens adquiridas com 32 kVp. Este resultado, obtido com testes práticos, se assemelha com resultado de testes simulados descritos na literatura (RIBEIRO, CUNHA, 2013), uma vez que para mamas espessas e densas, foi mostrado que melhor otimização de imagem se dá com imagens adquiridas com a combinação W/Ag.

Capítulo 6 CONCLUSÕES

A influência da técnica de aquisição da imagem no exame de mamografia é o foco principal deste estudo que avaliou qual o impacto da seleção dos parâmetros de exposição (tensão, corrente, combinação anodo/filtro) adequados para se ter uma imagem com o melhor contraste, menor dose e baixo ruído. O trabalho foi dividido em 3 etapas e em cada uma delas e com base nos resultados pode-se chegar as seguintes conclusões:

- Na primeira etapa, analisando a média de pixels das ROIs ao longo do campo das imagens adquiridas com o PMMA (sem adição de alumínio), foi possível notar que a variação do contraste nas imagens foi insignificante. Todas as imagens apresentaram este comportamento, comprovando que o efeito *Heel* em imagens mamográficas é irrelevante. Tal efeito é desprezível devido à correção *flat-field* que é aplicada pelo fabricante em sistemas FFDM, concordando com a literatura (YU, WANG, 2013).
- Na segunda etapa, nas imagens que foram adquiridas com o PMMA e adicionado o alumínio, seguindo os procedimentos do protocolo europeu (EUREF, 2013), foi calculado parâmetros de qualidade CNR, SNR e FOM. Foram determinados os melhores valores de CNR, nas técnicas em que se usou a menor tensão 24kVp e 26 kVp, nas imagens com espessura de 3 e 5 cm, respectivamente. Para a espessura de 7 cm de PMMA nenhuma das técnicas testadas foram eficientes, apresentando valores abaixo do que são recomendadas pelo protocolo europeu (EUREF, 2013).
- O SNR calculado nas imagens da segunda etapa se mostraram adequados para todas as técnicas, inclusive para a espessura de 7 cm, portanto o pós processamento aplicado não implicou em aumento de ruído, mas é claro que o processamento provoca o realce do sinal na imagem, favorecendo a SNR, mesmo em imagens cujo CNR foi inadequado. Os resultados da FOM, parâmetro que estabelece uma relação entre a DGM e o CNR a fim de se obter uma imagem com melhor contraste e menor dose, confirmaram que as técnicas mais otimizadas são aquelas em que as imagens foram adquiridas com as menores tensões. Todas as doses medidas no trabalho estão de acordo com as normas estabelecidas no Brasil e as recomendações do protocolo europeu (BRASIL, 1998) (EUREF, 2013).

- A terceira etapa do trabalho mostrou a comparação de duas combinações de alvo/filtro, W/Rh e W/Ag, e como estas combinações influenciam na qualidade da imagem e na DGM. A avaliação da qualidade da imagem considerando apenas o SNR, para as duas combinações tem comportamento semelhantes, porém se for considerado também o CNR, para as imagens utilizando a combinação W/Rh há um aumento considerável em imagens adquiridas com tensão mais baixa.
- Em relação à dose, elas foram maiores para as imagens adquiridas com a combinação W/Rh, para todas as tensões testadas. Portanto, a técnica pode ser otimizada de acordo com a espessura e densidade da mama. Considerando que com o aumento da tensão, SNR e CNR se aproximam para ambas combinações alvo/filtro, pode-se obter uma diminuição de dose com a combinação W/Ag em imagens adquiridas com tensões maiores. Para imagens adquiridas com tensões menores, a diferença de CNR é bastante significativa, o que faz considerar a utilização de técnica com a dose maior. Uma vez que a combinação W/Rh, embora apresente dose maior que a combinação W/Ag, para tensão de 28kVp, mesmo assim continua dentro das doses sugeridas pela legislação brasileira e por normativas internacionais (BRASIL, 1998) (EUREF, 2013).

Os resultados deste trabalho apresentaram concordância com a literatura descrita no capítulo 3, porém através de testes práticos, onde foram coletadas imagens em equipamento calibrado adequadamente e em excelentes condições de uso e conservação. Enquanto a maioria dos trabalhos da literatura mostraram resultados semelhantes, mas através de testes de simulação, tanto de espectro quanto de imagem.

Outro destaque foi a avaliação de contraste da terceira etapa, que mostrou o comportamento da técnica considerando a diversidade de espessura de tecidos que pode ocorrer na mama real, através da escada de contraste contida no *phantom* antropomórfico. Com isso foi possível analisar o comportamento das técnicas de aquisição em situações que se assemelham a situação de mama real.

Para trabalhos futuros, sugere-se refazer as duas primeiras etapas utilizando as combinações alvo/filtro, W/Rh e W/Ag, com espessuras de PMMA que mais se aproximam da mama padrão. Testar as técnicas já estabelecidas como as melhores em outras espessuras de PMMA. Outra sugestão seria avaliar a detectabilidade de lesões com a *phantom* antropomorfo inserindo estruturas de contraste e fazendo avaliações visuais, com a ajuda de médicos radiologistas.

Capítulo 7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

(ACR, 2012)

ACR - American College of Radiology. **Mammography quality control manual**. New York, 2012.

(AGUILLAR, *et al.*, 2009)

AGUILLAR, V. L. N. *et al.* **Mama: diagnóstico por imagem: mamografia, ultrassonografia, Ressonância magnética**. Revinter, 2009.

(AL KATTAR *et al.*, 2015)

AL KATTAR, Zeina *et al.* Influence of the acquisition parameters on the image quality in digital mammography. In: 2015 **International Conference on Advances in Biomedical Engineering (ICABME)**. IEEE, 2015. p. 33-36.

(ALSAGER, YOUNG, ODUKO, 2008)

ALSAGER, A.; YOUNG, K. C.; ODUKO, J. M. Impact of heel effect and ROI size on the determination of contrast-to-noise ratio for digital mammography systems. In: **Medical Imaging**. International Society for Optics and Photonics, 2008. p. 69134I-69134I-11.

(BALDELLI, PHELAN, EGAN, 2010)

BALDELLI, P.; PHELAN, N.; EGAN, G. Investigation of the effect of anode/filter materials on the dose and image quality of a digital mammography system based on an amorphous selenium flat panel detector. **The British journal of radiology**, v. 83, n. 988, p. 290-295, 2010.

(BICK, DIEKMANN, 2010)

BICK, Ulrich; DIEKMANN, Felix (Ed.). **Digital mammography**. Springer Science & Business Media, 2010.

(BORG, BADR, ROYLE, 2012)

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, 2012.

(BOYD *et al.*, 2007)

BOYD, N. F. *et al.* Mammographic density and the risk and detection of breast cancer. **New England Journal of Medicine**, v. 356, n. 3, p. 227-236, 2007.

(BRASIL, 1998)

BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria nº 453, de 01 de junho de 1998. **Aprova o Regulamento Técnico que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico.** Diário Oficial da República Federativa do Brasil; Brasília, de 02 de Junho de 1998.

(BRASIL, 2013)

BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria nº 2898, de 28 de novembro de 2013. **Atualiza o Programa Nacional de Qualidade em Mamografia (PNQM).** Diário Oficial da República Federativa do Brasil; Brasília, de 28 de Novembro de 2013.

(BRASIL, 2014)

Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde. Departamento de Gestão da Educação na Saúde. **Curso de atualização em mamografia para técnicos e tecnólogos em radiologia** / Ministério da Saúde, Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde, Departamento de Gestão da Educação na Saúde. – Brasília: Ministério da Saúde, 2014.

(BUSHBERG, *et al.*, 2012)

BUSHBERG, J. T. *et al.* **The Essential Physics of Medical Imaging.** 3a. ed., Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2012.

(BUSHONG, 2013)

BUSHONG, Stewart C. **Radiologic science for technologists: physics, biology, and protection.** Elsevier Health Sciences, 2013.

(CALDWELL, YAFFE, 1990)

CALDWELL, Curtis B.; YAFFE, Martin J. Development of an anthropomorphic breast phantom. **Medical physics**, v. 17, n. 2, p. 273-280, 1990.

(CHAKRABORTY, YOON, 2009)

CHAKRABORTY, D. P.; YOON, H. J. JAFROC analysis revisited: figure-of-merit considerations for human observer studies. In: **Proc SPIE.** 2009. p. 72630T.

(DANCE, *et al.*, 2000)

DANCE, D. R. *et al.* Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. **Physics in medicine and biology**, v. 45, n. 11, p. 3225, 2000.

(DELIS, H. *et al.*, 2007)

DELIS, H. *et al.* Evaluating the Figure of Merit in mammography utilizing Monte Carlo simulation. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment**, v. 580, n. 1, p. 493-496, 2007.

(DERMITZAKIS *et al.*, 2015)

DERMITZAKIS, A. *et al.* New Line Contrast Figure of Merit for image quality assessment. In: **World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, June 7-12, 2015, Toronto, Canada**. Springer International Publishing, 2015. p. 26-28.

(EMANUELLI, *et al.*, 2011)

EMANUELLI, S. *et al.* Dosimetric and image quality comparison of two digital mammography units with different target/filter combinations: Mo/Mo, Mo/Rh, W/Rh, W/Ag. **La radiologia medica**, v. 116, n. 2, p. 310-318, 2011.

(EUREF, 2013)

EUREF - *European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services*, 2006.

(EUROPEAN COMMISSION, 1996)

EUROPEAN COMMISSION - European protocol on dosimetry in mammography. EUR 16263. EC, Brussels, 1996.

(GHOLAMKAR, *et al.*, 2016)

GHOLAMKAR, Lida *et al.* Assessment of Mean Glandular Dose in Mammography System with Different Anode-Filter Combinations Using MCNP Code. **Iranian Journal of Radiology**, v. 13, n. 4, 2016.

(HENDRICK *et al.*, 2010)

HENDRICK, R. E. *et al.* Comparison of acquisition parameters and breast dose in digital mammography and screen-film mammography in the American College of Radiology Imaging Network digital mammographic imaging screening trial. **American Journal of Roentgenology**, v. 194, n. 2, p. 362-369, 2010.

(HUDA *et al.*, 2003)

HUDA, W. *et al.* Experimental investigation of the dose and image quality characteristics of a digital mammography imaging system. **Medical physics**, v. 30, n. 3, p. 442-448, 2003.

(HYE, *et al.*, 2011)

HYE, Suk Park *et al.* Optimization of the Imaging Parameters in Clinical Digital Mammography. **Journal of Korean Physical Society**, v. 59, p. 176, 2011.

(ICRP, 1987)

ICRP, 1987. **Protection of the Patient in Nuclear Medicine** (and Statement from the 1987 Como Meeting of ICRP). ICRP Publication 52. Ann. ICRP 17 (4).

(ICRU, 1989)

ICRU, 1989. International Commission on Radiation Units and Measurements. **Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement** ICRU Report 44.; 1989.

(IMAGEJ®, 2016)

IMAGEJ®. *ImageJ Image Processing and Analysis in Java*. URL <https://imagej.nih.gov/ij/>. 2016

(INCA, 2016)

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA, **Estimativa 2016: Incidência de Câncer no Brasil**. Rio de Janeiro, 2016.

(JOHNS, YAFFE, 1987)

JOHNS, Paul C.; YAFFE, Martin J. X-ray characterisation of normal and neoplastic breast tissues. *Physics in medicine and biology*, v. 32, n. 6, p. 675, 1987.

(KOPANS, 1998)

KOPANS, D. B. **Breast Imaging**. 2. ed. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1998.

(LANÇA, SILVA, 2013)

LANÇA, Luís; SILVA, Augusto. Digital radiography detectors: a technical overview. In: **Digital imaging systems for plain radiography**. Springer New York, 2013. p. 9-19.

(LI, *et al.*, 2010)

LI, Yanpeng *et al.* A review of methods of clinical image quality evaluation in mammography. **European journal of radiology**, v. 74, n. 3, p. e122-e131, 2010.

(MAHESH, 2004)

MAHESH, M. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Digital Mammography: An Overview 1. **Radiographics**, v. 24, n. 6, p. 1747-1760, 2004.

(NATIONAL RESEARCH COUNCIL *et al.*, 2006)

NATIONAL RESEARCH COUNCIL *et al.* **Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII phase 2**. National Academies Press, 2006.

(NHSBSP, 2013)

NHS CANCER SCREENING PROGRAMMES. **Routine quality control tests for fullfield digital mammography systems**. NHSBSP Equipment Report 1303, Version 4, October 2013.

(RANGAYYAN, 2005)

RANGAYYAN, Rangaraj M. **Biomedical image analysis**. CRC press, 2005.

(RANGER, LO, SAMEI, 2010)

RANGER, N. T.; LO, J. Y.; SAMEI, E. A technique optimization protocol and the potential for dose reduction in digital mammography. **Medical physics**, v. 37, n. 3, p. 962-969, 2010.

(REIS, SAKELLARIS, KOUTALONIS, 2013)

REIS, C., A., SAKELLARIS, T., E KOUTALONIS, M. Quality assurance and quality control in mammography: a review of available guidance worldwide. **Insights into imaging**, v. 4, n. 5, p. 539-553, 2013.

(RIBEIRO, CUNHA, 2013)

RIBEIRO, P. B.; CUNHA, D. M. Avaliação do desempenho de espectros de raios X em mamografia digital utilizando simulações Monte Carlo. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 7, n. 3, p. 153-156, 2013.

(SEIBERT, BOONE, LINDFORS, 1998)

SEIBERT, J. A.; BOONE, J. M.; LINDFORS, K. K. Flat-field correction technique for digital detectors. In: **Medical Imaging 98**. International Society for Optics and Photonics, 1998. p. 348-354.

(SIEGEL, MILLER, JEMAL, 2016)

SIEGEL, R. L.; MILLER, K. D.; JEMAL, A. Cancer statistics, 2016. **CA: a cancer journal for clinicians**, v. 66, n. 1, p. 7-30, 2016.

(SONGSAENG, KRISANACHINDA, THEERAKUL, 2016)

SONGSAENG, C.; KRISANACHINDA, A.; THEERAKUL, K. Effect of filter on average glandular dose and image quality in digital mammography. In: Journal of Physics: Conference Series. **IOP Publishing**, 2016. p. 012039.

(SVAHN, *et al.*, 2007)

SVAHN, Tony *et al.* Dose reduction and its influence on diagnostic accuracy and radiation risk in digital mammography: an observer performance study using an anthropomorphic breast phantom. **The British journal of radiology**, v. 80, n. 955, p. 557-562, 2007.

(TAPIOVAARA, WAGNER 1993)

TAPIOVAARA, M. J.; WAGNER, R. F. SNR and noise measurements for medical imaging: I. A practical approach based on statistical decision theory. **Physics in medicine and biology**, v. 38, n. 1, p. 71, 1993.

(VARJONEN, STRÖMMER, 2008)

VARJONEN, M.; STRÖMMER, P. Optimizing the anode-filter combination in the sense of image quality and average glandular dose in digital mammography. In: **Medical Imaging. International Society for Optics and Photonics**, 2008. p. 69134K-69134K-8.

(WILLIAMS, *et al.*, 2008)

WILLIAMS, M. B. *et al.* Optimization of exposure parameters in full field digital mammography. **Medical physics**, v. 35, n. 6, p. 2414-2423, 2008.

(WILLIAMS, MANGIAFICO SIMONI, 1999)

WILLIAMS, M. B.; MANGIAFICO, P. A.; SIMONI, P. U. Noise power spectra of images from digital mammography detectors. **Medical physics**, v. 26, n. 7, p. 1279-1293, 1999.

(XAVIER, 2015)

XAVIER, A. C. S. **Dosimetria e qualidade de imagem em mamografia digital**. 2015. Tese (Mestrado) – Programa de Pós Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2015.

(YAFFE, 2008)

YAFFE, Martin J. Mammographic density. Measurement of mammographic density. **Breast Cancer Research**, v. 10, n. 3, p. 209, 2008.

(YU, WANG, 2013)

YU, Y.; WANG, J. Heel effect adaptive flat field correction of digital x-ray detectors. **Medical physics**, v. 40, n. 8, 2013.