COPPE/UFRJ

ESTUDO PARA REDUÇÃO DE DOSE ABSORVIDA NA AQUISIÇÃO DE IMAGENS MAMOGRÁFICAS DIGITAIS DE ALTA RESOLUÇÃO

Sarah Braga Magalhães

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Nuclear.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Rio de Janeiro

Outubro de 2010

ESTUDO PARA REDUÇÃO DA DOSE ABSORVIDA NA AQUISIÇÃO DE IMAGENS MAMOGRÁFICAS DIGITAIS DE ALTA RESOLUÇÃO

Sarah Braga Magalhães

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Examinada por:

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc

Profa. Verginia Reis Crispim, D.Sc

Profa. Samanda Cristine Arruda Correa, D.Sc

Prof. Marcelino José dos Anjos, D.Sc

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

OUTUBRO DE 2010

Magalhães, Sarah Braga

Estudo para Redução de Dose Absorvida na Aquisição de Imagens Mamográficas Digitais de Alta Resolução/ Sarah Braga Magalhães. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2010.

XVI, 75 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2010.

Referências Bibliográficas: p. 73-75.

1. Mamografia Digital. 2. Dose Absorvida. 3. Qualidade da Imagem. I. Silva, Ademir Xavier. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Titulo.

Este trabalho é dedicado a toda a minha Família, ao More e a todos os meus amigos.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Raimundo e Íris, à minha irmã, Nádia, que sempre me orientaram e apoiaram a tomar decisões que foram essenciais para a minha vida.

Ao meu namorado, Alexandre, que sempre esteve ao meu lado me incentivando e compartilhando sonhos.

Aos meus amigos: André, Humberto, Miatã, Miguel e Vivi, que sempre estiveram presentes nos momentos difíceis, mas também nos momentos de extrema alegria tornando esse percurso mais fácil.

Aos amigos de CPM: José Eduardo, Marco Saulo, Dalton, Valmir, Luis Antônio, Antônio Carlos e André.

Aos meus orientadores Ademir e Samanda pela paciência e auxílio prestado para a realização desse trabalho.

À rede Labs D'or por ter permitido a tomada de dados no mamógrafo da unidade Redentor em Ipanema – RJ.

Ao INCa, representado pelo Fernando Mecca, por ter emprestado a câmara de ionização para a tomada de dados.

Ao Programa de Engenharia Nuclear da COPPE/UFRJ, pela oportunidade de realização deste trabalho.

À CAPES pelo suporte financeiro fundamental para realização do trabalho.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

ESTUDO PARA REDUÇÃO DE DOSE ABSORVIDA NA AQUISIÇÃO DE IMAGENS MAMOGRÁFICAS DIGITAIS DE ALTA RESOLUÇÃO

Sarah Braga Magalhães

Outubro/2010

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Programa: Engenharia Nuclear

A mamografia é a ferramenta mais importante para o diagnóstico na detecção precoce do câncer de mama. O objetivo de um exame de mamografia é a obtenção de informações de diagnósticos precisos com uma dose aceitável para a mama. Um dos avanços mais recentes nessa área é a mamografia digital. O objetivo deste trabalho é investigar como a dose e a qualidade da imagem em mamografia digital variam com a tensão do tubo (25-32 kV) e filtro de ânodo combinação (Mo-Mo, Mo-Rh e Rh-Rh). A qualidade da imagem foi quantificada através do cálculo da razão diferencial sinal-ruído (SNRd) e a figura de mérito (FOM). A FOM foi calculada como o quadrado da SNRd dividida pela dose média glandular. Os resultados obtidos neste trabalho mostram que a combinação ânodo/filtro Mo-Rh proporciona uma melhor visualização de detalhes de baixo contraste e das massas tumorais.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

STUDY ON REDUCTION OF ABSORBED DOSE IN THE ACQUISITION OF DIGITAL MAMMOGRAPHY IMAGE FOR HIGH RESOLUTION

Sarah Braga Magalhães

October/2010

Advisor: Ademir Xavier da Silva

Department: Nuclear Engineering

Mammography is the single most important diagnostic tool in the early detection of breast cancer. The objective of any mammography examination is to obtain accurate diagnostic information with an acceptable dose to the breast. One of the most recent advances in that area is digital mammography. The purpose of this work is to investigate how the dose and image quality in digital mammography vary with tube voltage (25-32 kV) and anode–filter combination (Mo-Mo,Mo-Rh and Rh-Rh). Image quality was quantified by calculating the signal-difference-to-noise ratio (SNRd) and the figure of merit (FOM). The FOM was calculated as the square of the SNRd divided by the average glandular dose. The results obtained in this work show that the Mo-Rh anode–filter combination provides a better visualization for low contrast details and tumor mass.

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1

Introdução ---------- **1**
1.1 - Objetivo ---------- 3
1.2 - Relevância ---------- 4

CAPÍTULO 2

Revisão Bibliográfica ---------- **6**
2.1 - A Evolução da Mamografia ---------- 6
2.2 - Uso de Simuladores em Mamografia ---------- 8
2.3 - Métodos Para a Avaliação da Qualidade da Imagem ---------- 9

CAPÍTULO 3

Fundamentação Teórica ---------- **12**
3.1 - Mamografia ---------- 12
3.2 - O Mamógrafo ---------- 13
3.3 - Tipos de Interação da Radiação com os Componentes do Mamógrafo ------ 15
3.3.1- Efeito Fotoelétrico---------- 16
3.3.2- Efeito Compton ---------- 16
3.3.3- Espalhamento Rayleigh ---------- 17
3.4 - Espectros de Raios X (Mamografia) ---------- 17
3.5 - Fatores que Afetam o Espectro ---------- 18
3.5.1- Filtração ---------- 18
3.5.2- Tensão Aplicada ---------- 19
3.5.3- “Ripple” ---------- 19
3.5.4- Ângulo do Ânodo ---------- 20
3.5.5- Radiação Extrafocal ---------- 22
3.6 - Formação da Imagem Mamográfica ---------- 23
3.7 - Método ROC para a Avaliação da Qualidade da Imagem ---------- 23
3.8 - Imagem Digital ---------- 24
3.9 - Qualidade da Imagem ---------- 25
3.9.1-Resolução Espacial ---------- 25
3.9.2- Relação entre Resolução e Tamanho de Pixels ---------- 26
3.9.3- Contraste da Imagem ---------- 26
3.9.4- Nitidez da Imagem ---------- 27
3.9.5- Relação entre Nitidez, Contraste e Resolução ---------- 27
3.10- Detectores Digitais ---------- 28
3.10.1-Sistema de Placa de Fósforos ---------- 28
3.10.2- Sistema à base de Fósforo e CCD ---------- 29

3.10.3- Sistema utilizando um fotocondutor de Selênio ---------- 29
3.10.4- Sistema utilizando a tecnologia CR ---------- 29
3.11- O Código de Transporte de Radiação MCNP ---------- 30

CAPÍTULO 4

Materiais e Métodos ---------- **31**
4.1 - O Mamógrafo ---------- 31
4.2 - Phanton de Mama nº 445 ---------- 32
4.3 - Câmara de Ionização 2026C ---------- 34
4.4 - Estimativa de Dose na Pele e no Tecido Mamário ---------- 37
4.5 - Qualidade da Imagem ---------- 39

CAPÍTULO 5

Resultados e Discussões ---------- **41**
5.1 - Valores de exposição Obtidos Experimentalmente ---------- 41
5.2 - Valores de Dose Absorvida na Pele e no Tecido Mamário ---------- 43
5.3 - Análise Qualitativa das Imagens ---------- 45
5.4 - Análise Quantitativa das Imagens ---------- 49
5.4.1- Análise da SNRd dos Discos de Baixo Contraste ---------- 49
5.4.2- Análise da SNRd das Massas Tumorais ---------- 55
5.5 - Análise da FOM ---------- 59
5.5.1- Análise da FOM dos Discos de Baixo Contraste ---------- 60
5.5.2- Análise da FOM das Massas Tumorais ---------- 66

CAPÍTULO 6

Conclusões ---------- **71**

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS ---------- **73**

INDICE DE FIGURAS

Figura 3.1: Esquema de um mamógrafo.

Figura 3.2: Representação esquemática de um efeito fotoelétrico

Figura 3.3: Representação esquemática de um efeito Compton.

Figura 3.4: Efeito da filtração total sobre o espectro de raios X para um alvo de W.

Figura 3.5: Espectro de raios X obtido para um alvo de tungstênio para diferentes valores de tensão no tubo.

Figura 3.6: Espectro de raios X obtidos para diferentes valores de "*ripple*" da tensão, produzido para uma tensão de 80 kVp.

Figura 3.7: Representação do ângulo de emissão de raios X.

Figura 3.8: Efeito do ângulo do alvo do tubo de raios X sobre o espectro de emissão de raios X.

Figura 3.9: Representação da origem da radiação extrafocal durante a exposição.

Figura 3.10: Pixels da Imagem Digital.

Figura 3.11: Comportamento entre os valores de pixel e os tons de cinza.

Figura 3.12: Imagem com resolução de 6 p.p.m ou d.p.m.

Figura 3.13: Perda de Nitidez de uma imagem radiográfica, em função do tamanho do objeto.

Figura 3.14: Resolução de imagens radiográficas, em função da nitidez.

Figura 4.1: Mamógrafo modelo Senographe DS da fabricante GE.

Figura 4.2. Simulador de mama nº 445.

Figura 4.3: Componentes do Phantom de mama nº445

Figura 4.4: Câmara de Ionização 2026 C

Figura 4.5: Câmara de Ionização dedicada à mamografia modelo 20x6-6M Radcal

Figura 4.6: Posicionamento da câmara de ionização abaixo do phantom

Figura 4.7: Mama simulada no MCNPX

Figura 4.8.: Corpo de Prova

Figura 5.1: Dose absorvida pelo tecido mamário em função da tensão para diferentes combinações de alvo/filtro.

Figura 5.2: Dose absorvida pela pele em função da tensão para diferentes combinações de alvo/filtro.

Figura 5.3: Espectros de fótons para as diferentes combinações de alvo e filtro.

Figura 5.4: SNRd em função da tensão para os discos de baixo contraste. Em (a) D1, (b) D2.

Figura 5.5: SNRd em função da tensão para os discos de baixo contraste. Em (c) D3, (d) D4.

Figura 5.6: SNRd em função da tensão para os discos de baixo contraste. Em (e) D5, (f) D6.

Figura 5.7: SNRd em função da tensão para os discos de baixo contraste. Em (g) D7, (h) D8.

Figura 5.8: SNRd em função da tensão para as massas tumorais. Em (a) MT1, (b) MT2.

Figura 5.9: SNRd em função da tensão para as massas tumorais. Em (c) MT3, (d) MT4.

Figura 5.10: SNRd em função da tensão para as massas tumorais. Em (e) MT5.

Figura 5.11: FOM em função da tensão para os discos de baixo contraste. Em (a) D1, (b) D2.

Figura 5.12: FOM em função da tensão para os discos de baixo contraste. Em (c) D3, (d) D4.

Figura 5.13: FOM em função da tensão para os discos de baixo contraste. Em (e) D5, (f) D6.

Figura 5.14: FOM em função da tensão para os discos de baixo contraste. Em (g) D7, (h) D8.

Figura 5.15: FOM em função da tensão para as massas tumorais. Em (a) MT1, (b) MT2.

Figura 5.16: FOM em função da tensão para as massas tumorais. Em (c) MT3, (d) MT4.

Figura 5.17: FOM em função da tensão para as massas tumorais. Em (e) MT5.

INDICE DE TABELAS

Tabela 5.1: Valores de exposição medidos experimentalmente no detector imagem e na entrada da pele para a combinação Mo/Mo.

Tabela 5.2: Valores de exposição medidos experimentalmente no detector imagem e na entrada da pele para a combinação Mo/Rh.

Tabela 5.3: Valores de exposição medidos experimentalmente no detector imagem e na entrada da pele para a combinação Rh/Rh.

Tabela 5.4: Análise qualitativa dos discos de baixo contraste para a combinação Mo/Mo

Tabela 5.5: Análise qualitativa dos discos de baixo contraste para a combinação Mo/Rh

Tabela 5.6: Análise qualitativa dos discos de baixo contraste para a combinação Rh/Rh

Tabela 5.7: Análise qualitativa das massas tumorais para a combinação Mo/Mo.

Tabela 5.8: Análise qualitativa das massas tumorais para a combinação Mo/Rh

Tabela 5.9: Análise qualitativa das massas tumorais para a combinação Rh/Rh

Tabela 5.10: Análise qualitativa das fibras e microcalcificações para a combinação Mo/Mo.

Tabela 5.11: Análise qualitativa das fibras e microcalcificações para a combinação Mo/Rh

Tabela 5.12: Análise qualitativa das fibras e microcalcificações para a combinação Rh/Rh

Tabela 5.13: Valores de SNRd para os discos de baixo contraste na combinação Mo/Mo

Tabela 5.14: Valores de SNRd para os discos de baixo contraste na combinação Mo/Rh.

Tabela 5.15: Valores de SNRd para os discos de baixo contraste na combinação Rh/Rh.

Tabela 5.16: SNRd das massas tumorais para a combinação Mo/Mo.

Tabela 5.17: SNRd das massas tumorais para a combinação Mo/Rh.

Tabela 5.18: SNRd das massas tumorais para a combinação Rh/Rh

Tabela 5.19: FOM dos discos de baixo contraste para a combinação Mo/Mo.

Tabela 5.20: FOM dos discos de baixo contraste para a combinação Mo/Rh.

Tabela 4.21: FOM dos discos de baixo contraste para a combinação Rh/Rh.

Tabela 4.22: FOM para as massas tumorais para a combinação Mo/Mo.

Tabela 4.23: FOM para as massas tumorais para a combinação Mo/Rh.

Tabela 4.24: FOM para as massas tumorais para a combinação Rh/Rh.

INDICE DE SIGLAS

ACR: American College of Radiology

AEC: Controle Automático de Exposição

AGV: Análise de Gradação Visual

ALARA: As Low As Reasonably Achievable

CBR: Colégio Brasileiro de Radiologia

CCD: Dispositivo de Cargas Acopladas

cm: centímetro

DQE: Eficiência Quântica do Detector

DR: Radiografia Digital

Ec: Energia Cinética

FDA: Food and Drug Administration

FOM: Figura de Mérito

GE: General Eletric

ICRU: International Commission on Radiation Units and Measurements

INCa: Instituto Nacional do Câncer

INP: Input

IP: Placa de Imagem

KERMA: Kinetic Energy Released per unit MAss

keV: quilo elétron volt

kHz: quilo Hertz

kV: quilo volt

mA: mili Ampère

mAs: mili Ampère segundo

MeV: mega elétron volt

mGy: mili Gray

mm: milímetro

Mo: Molibdênio

Rh: Ródio

ROC: Receiver Operation Characteristic

SNRd: Razão Diferencial Sinal Ruído

TFT: Transistores de Filme Fino

W: Tungstênio

Z: Número A tômico

µm: micro metro

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

O câncer de mama é o segundo tipo de câncer mais freqüente no mundo e o mais comum entre as mulheres. A cada ano, cerca de 22% dos casos novos de câncer em mulheres são de mama. Segundo o Instituto Nacional do Câncer (INCa), somente para o ano de 2010são esperados para o Brasil 49.240 novos casos de câncer de mama [1].

Um dos exames mais recomendados e eficazes para a detecção precoce do câncer de mama é a mamografia. No Brasil, o Ministério da Saúde recomenda pelo menos um exame mamográfico a cada dois anos, para mulheres de 50 a 69 anos e o exame clínico anual das mamas, para mulheres de 40 a 49 anos. Para mulheres de grupos populacionais considerados de risco elevado para câncer de mama (com história familiar de câncer de mama em parentes de primeiro grau) recomenda-se o exame clínico da mama e a mamografia, anualmente, a partir dos 35 anos [1]. Os benefícios da mamografia quanto a uma descoberta precoce e tratamento do câncer mamário são muito significativos, sendo muito maiores do que o desconforto que algumas mulheres sentem quando a mama é comprimida durante o exame, pois promove o aumento das opções terapêuticas, da probabilidade de sucesso do tratamento e da sobrevida.

O objetivo da mamografia é produzir imagens detalhadas com alta resolução espacial da estrutura interna da mama para possibilitar bons resultados diagnósticos. A diferença radiográfica entre o tecido normal e o tecido doente é extremamente tênue; portanto, a alta qualidade do exame é indispensável para alcançar uma resolução de alto contraste que permita essa diferenciação. Para garantir sua eficácia e segurança, a mamografia deve carregar pré-requisitos de imagem e dose tão baixas quanto razoavelmente exeqüíveis, respectivamente, considerando o princípio ALARA [2]. Para alcançar tais resultados, é fundamental a utilização de parâmetros adequados para obtenção da imagem mamográfica (técnica radiológica, tipo de filtração, material de composição do ânodo e etc). A utilização de parâmetros inadequados de operação do equipamento de raios X tem influência direta na qualidade da informação diagnóstica e na dose recebida pelo paciente [3].

Outro componente importante que deve ser considerado na obtenção da mamografia é o detector de registro da imagem. Atualmente, existem dois tipos: os detectores analógicos (filme-écran) que caracterizam a mamografia convencional, e os detectores digitais que caracterizam a mamografia digital.

Do início da mamografia convencional até os dias de hoje, houve melhoras significativas no modo de aquisição da imagem mamográfica com a utilização de combinações adequadas de filme-écran, processamento químico dos filmes, escolha otimizada da qualidade do feixe de radiação (tensão, filtração, e ânodo), grades difusoras e etc. Atualmente, para obtenção da mamografia convencional são recomendadas a utilização de filmes de alto contraste, valores baixos de tensão, a fim propiciar maior contraste entre as estruturas mamárias, e valores mais altos de corrente (mA). A utilização de valores mais altos de corrente e mais baixos de tensão propiciam a obtenção de uma imagem mamográfica com qualidade, entretanto, associa à técnica valores mais altos de dose [4]. A fim de controlar os valores de dose administrados nesta técnica, a Portaria 453 do Ministério da Saúde [5] estabeleceu níveis de referência. É estabelecido o valor de 10 mGy para a dose de entrada da pele, para uma mama comprimida de 4,5 cm de espessura, composição 50% adiposa e 50%glandular, incidência Crânio-Caudal, ânodo e filtração de molibdênio para exames com grades difusoras [5].

A mamografia digital é uma técnica que foi aprovada pelo órgão controlador de alimentos e medicamentos norte-americano –*Food and Drug Administration* (FDA),em janeiro de 2000. O Brasil, primeiro país da América Latina a iniciar o uso da mamografia digital, adquiriu seu primeiro equipamento em julho de 2000, no Recife [6]. Uma das principais características da tecnologia digital que vem chamando bastante atenção é a resposta linear dos detectores. Esta característica combinada com o processamento digital permite alteração do fator de contraste, o que propicia à visualização de detalhes na imagem antes não visíveis com a mamografia convencional. Além disso, a não utilização de produtos químicos, a possibilidade de armazenamento em mídias digitais e o envio rápido das imagens através de correio eletrônico tornam esta nova tecnologia bastante atrativa para as clínicas e hospitais.

A introdução da tecnologia digital, embora seja vista com boas expectativas por grande parte da comunidade radiológica, também tem sido alvo de muitas discussões [3]. Um dos questionamentos quanto à utilização dos detectores digitais refere-se aos parâmetros de operação do sistema (técnica radiológica, tipo de filtração, material de composição do ânodo e etc.). Considerando que os sistemas digitais diferem consideravelmente dos detectores convencionais (filme-écran), os parâmetros de obtenção de uma imagem mamográfica digital ótima devem ser diferentes dos utilizados para obtenção de uma imagem mamográfica convencional. Considerando isso, estudos que visam à investigação dos possíveis meios de alcançar uma imagem mamográfica digital otimizada, minimizando a dose recebida pelo paciente, se tornam uma tarefa importante.

1.1.Objetivo

O objetivo principal deste trabalho é investigar quais são os parâmetros de tensão, filtração e tipo de ânodo, que propiciam a obtenção de uma imagem mamográfica digital ótima e que ao mesmo tempo minimiza a dose recebida pela paciente. Para realizar este estudo foram utilizados: um mamógrafo com detector digital do tipo "flat panel" e um simulador de mama geométrico com estruturas que simulammassas tumorais, calcificações, fibras e discos de diversos tamanhos inseridos. As análises quantitativas das imagens foram realizadas utilizando a grandeza razão diferencial sinal-ruído (SNRd) [7]. O desempenho do sistema relacionado à qualidade da imagem e a dose absorvida na mama serão avaliados usando Figura de Mérito (FOM) [3].

A fim de alcançar o objetivo principal, o trabalho foi dividido em duas etapas:

a) A primeira etapa consiste no estudo da dose absorvida na mama em exames mamográficos digitais;
b) e a segunda consiste na avaliação da qualidade das imagens mamográficas obtidas com detectores do tipo "flat panel".

1.2. Relevância

Houve, nos últimos anos, uma crescente preocupação com a melhora na tecnologia que envolve a qualidade da imagem em mamografia, sendo caracterizada, principalmente, pelo melhor contraste das estruturas a serem analisadas, já que o tecido mamário normal e o patológico possuem densidades radiológicas semelhantes. Os principais fatores que podem limitar esse contraste incluem energia do feixe, combinação écran-filme, processamento do filme, quantidade de radiação medida em miliampère por segundo (mAs), condições de visualização, além do fato de o filme ser simultaneamente receptor da imagem, meio de visualização e meio de armazenagem em longo prazo. Essas limitações podem levar à perda do contraste da imagem, especialmente, quando as condições de exposição ou processamento do filme levam a uma redução da densidade óptica em tecidos contendo lesão.

Para minimizar esses problemas, a mamografia digital vem substituindo aos poucos a mamografia convencional, uma vez que nela o detector deixa de ser o filme radiográfico e passa a ser um conjunto de semicondutores que recebem a radiação e a transformam em sinal elétrico, que, por sua vez, é transmitido para um computador. Mas como se trata de uma tecnologia nova, quando se tenta avaliar uma nova técnica de imagem, normalmente se faz isso tomando a técnica antiga como parâmetro ou ainda, quando se avalia imagens de um novo padrão radiográfico ou de um padrão pouco comum, a impressão geral do radiologista da imagem como um todo é de valor extremamente limitado. É preciso que se utilize um método mais elaborado e não apenas comparar pura e simplesmente a aparência geral da imagem.

Com o objetivo de suprir esses requisitos, esse trabalho, a partir da obtenção de imagens digitais do phantom de mama número 445 para diferentes técnicas radiográficas, utilizando o método ROC para avaliar as imagens, buscou a técnica que proporciona a máxima SNRd por unidade de dose (FOM), que otimiza a imagem e a dose para a mamografia digital.

O desenvolvimento deste projeto contribuirá para o estabelecimento de parâmetros de exposições médicas para obtenção de imagens digitais e doses no paciente otimizadas em exames mamográficos, contribuindo, assim, para melhoria do serviço de radiologia de clínicas e hospitais e aumento das chances de detecção de anomalias

na imagem digital. Além de minimizar as doses recebidas pelos pacientes nos exames radiográficos com sistemas digitais.

Capítulo 2

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. A Evolução da Mamografia

A primeira tentativa de se fazer uma radiografia da mama foi na década de trinta. Inicialmente, o procedimento era tecnicamente primitivo, pois essas imagens eram produzidas por máquinas convencionais de raios X com anodo de tungstênio, o que originava imagens com baixa qualidade diagnóstica e altos valores de dose de radiação na paciente. Por alguns anos, o progresso nesta área foi pequeno devido à falta deequipamentos que pudessem diferenciar de forma adequada os tecidos da mama na imagem. O desenvolvimento técnico no uso de filme de exposição direta, baixa tensão aplicada ao tubo (kV) e alta corrente (mAs), levou a introdução do primeiro mamógrafo em 1966 [4].

O primeiro mamógrafo comercial, denominado "Senographe I", foi lançado em 1969 pela companhia CGR®. Este equipamento possuía um modelo inovador com ânodo e o filtro de molibdênio com 0,3 mm de espessura e ponto focal de 0,6 mm, o que permitia a obtenção de imagens de qualidade. Após o lançamento desse modelo, diversos fabricantes, como a GE , Siemens dentre outros passaram a produzir modelos similares, marcando o surgimento dos primeiros mamógrafos convencionais comerciais. Nesta época, enquanto a qualidade da imagem diagnóstica era aperfeiçoada, havia uma preocupação excessiva com a dose de radiação [12].

Em 1975, a Du Pont® introduziu uma combinação tela-filme desenhada exclusivamente para a mamografia e, em 1977, surgiram os primeiros modelos de equipamentos de mamografia com tubo de raios X possuindo dois pontos focais: um de 0,45 mm para a mamografia convencional, e outro de,0,09 mm, próprio para a realização de projeções ampliadas de regiões da mama [19].

No inicio da década de oitenta, foi iniciado o projeto dos mamógrafos digitais reduzindo significativamente o tempo de exposição. Em 1984, além do tubo de raios X para a mamografia de microfoco e alta corrente elétrica, surgiram os primeiros equipamentos que apresentavam compressão mecanizada da mama [19].

Em 1992, os mamógrafos ganharam outras possibilidades de combinações alvo-filtro, como o ródio, que apresenta melhor penetração no tecido mamário, o que é útil para mamografias de mamas densas. Sucessivas melhorias técnicas foram sendo implantadas nos equipamentos, tais como o Controle Automático de Exposição (AEC) e ânodos giratórios [19].

Em 1988, surgiu o mamógrafo com cassete digital único, que permite a troca da imagem por ponto digital em uma máquina [4], e, em 2000, surgiu a mamografia digital de campo total, em que o detector deixa de ser o filme radiográfico e passa a ser um conjunto de semicondutores que recebem a radiação e a transformam em sinal elétrico. O Instituto Nacional de Câncer norte-americano designou a mamografia digital de campo total como a tecnologia de imagem com o melhor potencial para melhorar a detecção e o diagnóstico do câncer de mama [20].

A eliminação das limitações do filme e a utilização dos recursos de pós-processamento da imagem após sua aquisição (após a exposição radiológica), reduziram consideravelmente o número de imagens insatisfatórias, ocasionando a redução da superexposição radiológica da população e, por conseguinte, o tempo e os custos envolvidos na repetição de imagens tecnicamente insatisfatórias [20].

Estudos das características físicas do detector digital de campo total têm demonstrado resultados favoráveis quanto à resolução espacial e à Eficiência Quântica do Detector (DQE) [21]; outros estudos demonstraram ainda melhores resultados de detalhes de contraste [21].

Atualmente, a maioria das pesquisas direcionadas à mamografia digital apresenta parâmetros comparativos com a mamografia convencional, por ser este o sistema de referência em detecção de lesões mamárias em estágios iniciais.

Em 2003, Obenaueret e Colaboradores [22] publicaram,no Jornal Britânico de Radiologia,um trabalho de medida de dose para exames realizados com mamografia digital, comparando os resultados com os obtidos com a mamografia convencional. Nesse trabalho, eles concluíram que um potencial para a redução da dose, usando outras qualidades de feixe, parece ser possível com aquele sistema digital.

Em 2005, Pascoal e Colaboradores [23] publicaram um artigo na “Radiation Protection Dosimetry”, em que se estudava a qualidade da imagem e a dose efetiva em radiografias digitais de tórax, para três tipos de detectores digitais: FPD (“flat panel” a-Si/TFT), CCD (Dispositivo de Cargas Acopladas) e PSP. Nesse artigo, eles concluíram que: a qualidade da imagem não variou muito entre os detectores; a dose efetiva apresentou

flutuações para os três tipos de detectores; e o detector “flat-panel” demonstrou o melhor desempenho de todos os detectores avaliados.

Em 2005 um artigo publicado na “Radiology” por Samei e Colaboradores [7], determinou experimentalmente a relação entre a dose de radiação e a acurácia observada na detecção e discriminação de lesões simuladas em mamografia digital.Os resultados mostraram que a mamografia digital apresenta uma modesta redução na dose.

Em 2006, foi publicado um trabalho na Revista Brasileira de Radiologia, em que de Pina e Colaboradores [24] tinham como objetivo a otimização de imagens mamográficas, com consideráveis reduções de dose. Nesse trabalho o grupo utilizou um simulador de mama e um mamógrafo convencional para a tomada de dados, concluindo que essa pesquisa veio contribuir com a otimização da relação risco-benefício para o paciente e custo-benefício para a instituição.

Também, em 2006, outro trabalho publicado na Revista Brasileira de Radiologia por Freitas e Colaboradores [20], fez uma análise da perspectiva atual e aplicações futuras da mamografia digital concluindo que, mesmo que a precisão da mamografia digital não seja substancialmente diferente da do filme mamográfico convencional, as aplicações avançadas disponíveis com mamografia digital, com a utilização de recursos como CAD, mamografia com contraste e tomossíntese digital, são uma grande promessa para melhoria na detecção e no diagnóstico precoce do câncer de mama.

2.2. Uso de Simuladores em Mamografia

Com o objetivo de melhorar a qualidade da imagem, são utilizados os simuladores de tecidos. Esses dispositivos são utilizados para avaliar os parâmetros que influenciam a qualidade da imagem em mamografia. Os simuladores permitem reproduzir a interação do feixe de raios X com tecido mamário, o que possibilita avaliar a definição, o contraste da imagem e a presença de objetos testes como achados radiológicos.

Em 1974, Davis e Tong [25] construíram um simulador mamográfico das estruturas constituintes de uma mama para avaliar a qualidade da imagem e o desempenho do observador na interpretação dos resultados.

Em 1977, Masterson [26] desenvolveu um simulador mamográfico em forma de “D” de resina-epoxi baseado em uma mama média e lipossubstituida contendo uma grande secção de tecido mamário preservado. Nesse simulador estavam contidos tecidos

adiposo e glandular, nódulos e microcalcificações. Ele teve como aplicação assegurar a qualidade da imagem e a dose no paciente.

Em 1986, o "American College of Radiology" (ACR) apresentou um simulador mamográfico de blocos de acrílico com espaços preenchidos com cera, onde foram dispostos objetos de teste designados para simular microcalcificações, fibras e tumores [3]. Esse simulador é aplicado na avaliação de toda a cadeia de obtenção de imagens, para representar a espessura média de uma mama, determinar a dose absorvida e o desempenho do CAE.

Em 1997, Chotas e Colaboradores [27] construíram um simulador físico, para imagem digital, feito de acrílico e folhas de cobre e alumínio. O objetivo desse simulador foi avaliar quantitativamente a densidade ótica, o contraste e a resolução espacial. Este simulador permite analisar a estabilidade para a obtenção das imagens clínicas, mas não permite medir quantitativamente a qualidade da imagem, caso haja alterações sutis no desempenho do sistema de produção da imagem.

Em 2002, Menezes e Colaboradores [28] desenvolveram um cartão dosimétrico para mamografia, que apresentava uma placa de acrílico contendo os objetos de teste (grades metálicas, simuladores de massas tumorais, microcalcificações, discos de alto e baixo contraste e fibras) e três placas homogêneas. Com esse simulador os parâmetros de reprodutibilidade do AEC, estabilidade do rendimento do tubo de raios X, densidade ótica de referência, definição da imagem, sensitometria, contraste da imagem, limiares de alto e baixo contraste, homogeneidade do campo e artefatos na imagem podem ser verificados.

2.3. Métodos Para a Avaliação da Qualidade da Imagem

Uma imagem radiográfica deve ter qualidade suficiente para que o radiologista possa:

a) distinguir entre vários estados de saúde ou doença;

b) relatar com precisão os aspectos ou estruturas relevantes para o diagnóstico;

c) classificar com precisão os diferentes tipos de anormalidades;

d) detectar de modo visualmente preciso as estruturas na imagem.

Um método que tem sido desenvolvido para a avaliação da qualidade da imagem em radiologia é a Análise de Gradação Visual (AGV). Esse método permite a quantificação de opiniões subjetivas, tornando-as passíveis de análise estatística. A AGV, com ou sem imagem de referência, é o método de eleição onde se avalia a qualidade da imagem por meio das estruturas anatômicas nas imagens clínicas. Os critérios anatômicos são utilizados com o objetivo de estabelecer marcas anatômicas pré-definidas como critérios de avaliação [3].

Outro método usado na avaliação da qualidade da imagem é o "Receiver Operation Characteristic" (ROC), originário da teoria da detecção do sinal, onde descreve a detecção de sinais de baixo contraste em um "background" de ruído. A aplicabilidade clínica deste método consiste na detecção e análise de tecidos anormais em um fundo superposto de tecidos saudáveis [3]. Esse método permite a quantificação da análise subjetiva da imagem e a utilização de ferramentas estatísticas. A análise ROC é muito útil na área radiológica por permitir a avaliação de um único sistema de imagem, a comparação da eficácia de dois ou mais sistemas de imagem diagnóstica, ou a avaliação do desempenho do radiologista. O método foi introduzido na área médica para avaliação por decisão de Lusted na década de 60 [17], desde então, a análise ROC tem sido refinada e sua importância na radiologia tem aumentado. Atualmente, essa análise é a principal metodologia para a avaliação da qualidade da imagem, especialmente, quando a avaliação de tecnologistas de imagem e/ou a avaliação do desempenho de radiologistas estão envolvidos [3]. A "International Commission on Radiation Units and Measurements" (ICRU) em sua publicação nº 54, intitulada "Medical Imaging: the assessment of image quality" [18] recomenda a metodologia ROC para a avaliação da qualidade da imagem diagnóstica.

Em 1992, foi assinado como lei, nos Estados Unidos, o Ato de Padronização de Qualidade Mamográfica, estabelecendo uma regulamentação nacional para os mamógrafos e o pessoal envolvido no processo de imagem da mama. Dentre outros procedimentos obrigatórios, foram estabelecidos testes e intervalos a serem submetidos aparelhos e materiais envolvidos.

No Brasil, a partir de 1/6/1998, a publicação da Portaria nº 453 do Ministério da Saúde [5], que estabeleceu as "Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico", fez com que o Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR) modificasse a sistemática de seu Programa de Qualidade em Mamografia, com a finalidade de adequá-la aos requisitos técnicos estabelecidos nesta regulamentação. Por

essa Portaria, os serviços de mamografia passaram a ser responsáveis pela realização periódica de testes de qualidade da imagem e da dose da radiação nos pacientes.

Capítulo 3

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

3.1. Mamografia

A mamografia é o estudo radiológico das mamas realizado com baixa dose de raios X. É um método de inquestionável importância no diagnóstico precoce e na detecção do câncerde mama.

Os esforços para procurar e detectar câncer de mama precocemente são baseados no auto-exame, no exame médico e nas técnicas de imagem da mama. O achado precoce de um tumor aumenta as chances de sucesso do tratamento.

A mamografia ainda é a forma mais eficaz de se detectar precocemente alterações nas mamas capazes de gerar um câncer, até mesmo as que, de tão pequenas, passam despercebidas no auto-exame. É o método de escolha para detectar lesões ainda impalpáveis da mama, possibilitando, assim, o tratamento precoce das alterações encontradas.

A qualidade da mamografia é influenciada por diversos fatores, como equipamento, sistema de registro, compressão, habilidade do técnico no posicionamento, tamanho da lesão, densidade da lesão, densidade do tecido mamário, idade da paciente e o seu estado hormonal, além da qualidade da imagem e da experiência do radiologista.

A correta posição da mama durante a mamografia é extremamente importante para assegurar que a imagem mostre todo o tecido mamário e também a axila. O técnico deve se certificar que toda a mama esteja situada na área útil do feixe de raios X. A compressão é necessária para imobilizar a mama e uniformizar seu tecido, permitindo uma melhor imagem.

A mamografia de rotina, conhecida como rastreamento, é o método mais sensível para o diagnóstico do câncer de mama em estado inicial, e indicado para mulheres assintomáticas, ou seja, sem queixas nem sintomas de câncer mamário. A primeira mamografia de rastreamento deve ser realizada aos 40 anos de idade para pacientes sem histórico de câncer familiar. Se houver caso de câncer na família a mamografia é indicada a partir dos 35 anos . Após 50 anos e se a paciente estiver fazendo uso de terapia de reposição hormonal, o exame deve ser anual [1].

Existem dois tipos de mamografia: a chamada mamografia convencional, que é mais

utilizada, e a digital. Na mamografia digital, feixes de raios X atravessam a mama e atingem um detector que os transformam em sinais elétricos, transmitidos a um computador, enquanto que, no método tradicional, a radiação deixa impressa a imagem da mama em um filme radiográfico.

Na mamografia digital, a imagem fica pronta em apenas cinco segundos e é possível melhorá-la no próprio monitor, aumentando-a ou alterando o contraste. O resultado disso é um diagnóstico mais rápido e preciso. Na mamografia convencional, o filme leva cerca de três minutos para ser revelado e, no caso de a imagem não ficar nítida, é preciso repetí-la.

A vantagem da mamografia digital, em seu estágio atual, reside na sua capacidade de manuseio, transmissão eletrônica, além do armazenamento da imagem.

3.2. O Mamógrafo

A mama é uma região anatômica que possui características físicas que dificultam a obtenção de imagens por raios X no sistema convencional, pois os tecidos que a compõem atenuam a radiação X de forma muito parecida. Por isso, foi desenvolvido um equipamento de raios X dedicado à obtenção dessas imagens: o mamógrafo, como visto na Figura 3.1.

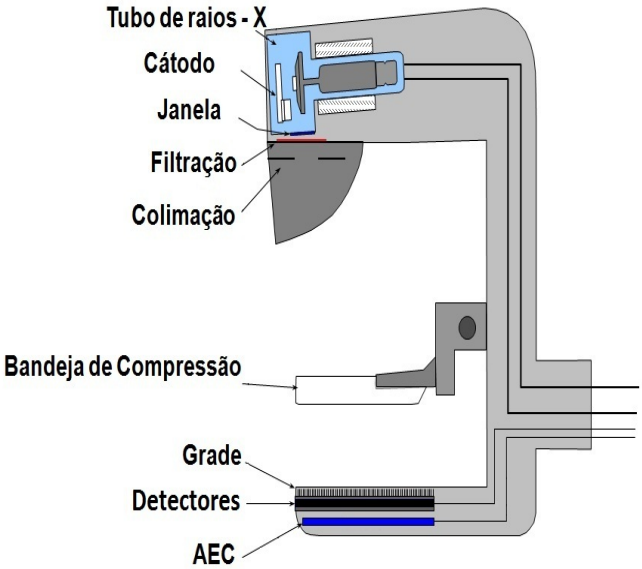


Figura 3.1: Esquema de um mamógrafo.

Uma característica do mamógrafo é a modificação do tubo de raios X, isto é enquanto é usado ânodo de tungstênio nos sistemas de Raios X convencionais, o mamógrafo utiliza ânodo de molibdênio ou ródio, que fornece umfeixe com um espectro que se aproxima ao de um feixe monoenergético, o que é conveniente numa mamografia,em função dos tecidos que constituem a mama. O campo de radiação do mamógrafo é um pouco maior do que a metade do campo utilizados nos sistemas convencionais. Para isso, utilizam-se colimadores de feixes e filtros, para direcionaro feixe de raios X e barrara radiação de menor energia, o que ajuda a diminuir a dose a melhorar a imagem. Os filtros que são de molibdênio ou ródio, impedem que os fótons do feixe de baixa energia, que nada acrescentam para a imagem, contribuam para a dose na entrada da pele [8].

O ponto focal deve ser bem pequeno, para que ocorra a visualização de estruturas de até 0,3 mm de diâmetro como as microcalcificações.

Além disso, deve possuir um sistema de compressão da mama, que apesar de causar algum desconforto no momento de obtenção da imagem, tem uma grande importância, pois:

- Mantém a mama longe da parede toráxica permitindo se obter a imagem projetada de todos os tecidos mamários no detector.
- Reduz o borramento da imagem devido ao movimento.
- Diminui a dose de radiação na mama pela redução da espessura do tecido através do qual a radiação deve passar.
- Promove a redução de dose de radiação e movimento devido ao tempo de exposição mais curto necessário à obtenção da imagem de uma estrutura mais fina.
- Separa as estruturas que ficam naturalmente sobrepostas, facilitando a avaliação da imagem.
- Estruturas da mama mais próximas ao detector produzem imagens mais detalhadas e melhoram a resolução do sistema.
- Minimiza a degradação da imagem devido ao espalhamento, aumentando o contraste.
- Produz uma espessura mais uniforme para proporcionar uma exposição mais uniforme.

Para reduzir a contribuição da radiação espalhada na imagem utiliza-se a grade antidifusora. A grade antidifusora consiste em um conjunto de tiras de material radio-opaco (chumbo) separadas entre si e envolvidas por um material radio-transparente para a energia utilizada em mamografia (alumínio). A radiação espalhada é absorvida pelas tiras radio-opacas enquanto o feixe primário não atenuado (útil para formação da imagem) atravessa a grade.

A grade antidifusora é caracterizada pela razão e a densidade. A razão da grade é definida como h/g, que é a razão entre a altura das lâminas radiopacas, h, e a largura do espaço entre elas, g. A razão pode variar de 4 a 16 e quanto maior a razão de grade, maior será a quantidade de radiação espalhada absorvida.

A densidade da grade é dada pelo número de linhas radiopacas por centímetro. Quanto maior a densidade da grade, maior será a quantidade de radiação espalhada absorvida e maior será a atenuação do feixe primário emergente do corpo do paciente.

Outra característica importante da grade é sua distância focal. A distância focal consiste na distância em que a grade deve ser posicionada, em relação ao foco do tubo de raios X, para que haja uma mínima absorção do feixe primário.

Os mamógrafos possuem um Controle Automático de Exposição (AEC), que são constituídos por fotodetectores situados abaixo do receptor da imagem. Esse detector mede a quantidade de radiação transmitida através do receptor, finalizando a exposição, quando a dose recebida pelo detector atingir um determinado nível pré-estabelecido, possuindo também geradores de alta freqüência (25 a 100 kHz), os quais são mais estáveis e exatos na reprodução das técnicas de exposição. Devido à utilização de geradores de alta freqüência, consegue-se a redução do "*ripple*", aumentando-se a produção da energia no tubo de raios X. A redução do "*ripple*" proporciona a geração de fótons de maior energia, aumentando a eficiência da radiação gerada, devido à melhor estabilização da tensão no tubo. Dessa forma, gera uma diminuição da dose decorrente da diminuição do produto entre a corrente e o tempo, para uma mesma potencia aplicada no tubo/gerador [9].

3.3. Tipos de Interação da Radiação com os Componentes do Mamógrafo

As principais interações na faixa de energia dos fótons de raios X em mamografia são o efeito fotoelétrico, o espalhamento Compton e o espalhamento Rayleigh.

3.3.1 Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é caracterizado pela transferência total da energia da radiação X ou Gama (que desaparece) a um único elétron orbital, que é expelido com uma energia cinética E_c bem definida, dada pela equação 3.1.

$$E_c = h\upsilon - B_e \qquad (3.1)$$

onde h é a constante de Planck, υ é a freqüência da radiação e B_e é a energia de ligação do elétron orbital.A Figura 3.2 mostra esquematicamente um Efeito Fotoelétrico [10].

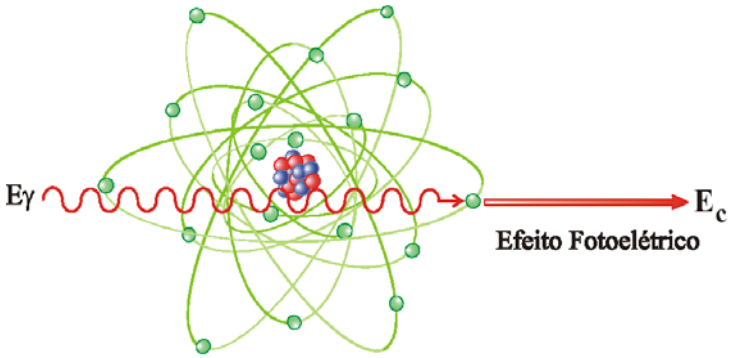


Figura 3.2: Representação esquemática de um efeito fotoelétrico.

A direção de saída do fotoelétron em relação à de incidência do fóton varia com a energia. Para altas energias (acima de 3 MeV), a probabilidade do elétron sair na direção e sentido do fóton é alta, para baixas energias (abaixo de 20 keV), a maior probabilidade é a dele se desviar segundo um ângulo de 70^0. Isso se deveà ação dos campos elétrico e magnético que, variam na direção perpendicular à de propagação do fóton, exercendo força sobre o elétron na direção de 90^0.

O efeito fotoelétrico é predominante para baixas energias e para elementos químicos de elevado número atômico Z. A probabilidade de ocorrência aumenta com Z^5 e decresce rapidamente com o aumento da energia.[10].

3.3.2 Efeito Compton

No efeito Compton, o fóton é espalhado por um elétron de baixa energia de ligação, que recebe somente parte de sua energia, continuando sua sobrevivência dentro do material

em outra direção. Como a transferência de energia depende da direção do elétron emergente e esta é aleatória, de um fóton com uma dada energia podem resultar elétrons com energias variáveis, desde zero até um valor máximo. A Figura 3.3 mostra uma representação esquemática do Efeito Compton [10].

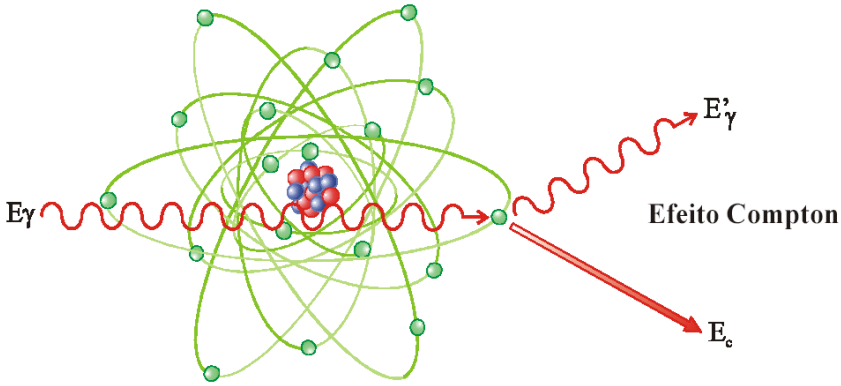


Figura 3.3: Representação esquemática do efeito Compton.

Quando as energias de ligação dos elétrons orbitais ao núcleo atômico se tornam desprezíveis, face à energia do fóton incidente, a probabilidade de ocorrência de espalhamento Compton aumenta consideravelmente [10].

3.3.3. Espalhamento Rayleigh

O espalhamento coerente ou Rayleigh é um processo em que os fótons com energia E_c interagem com os elétrons orbitais do átomo e são espalhados elasticamente, com a mesma energia E_c, sem ionizar ou excitar o átomo. Cada elétron contribui, individualmente, independentemente da seção de choque. O espalhamento Rayleigh é predominante para baixas energias e para materiais com elevado número atômico [10].

3.4. Espectros de Raios X (Mamografia)

Os mamógrafos podem apresentar ânodos de Molibdênio (Mo), Ródio (Rh) e Tungstênio (W). O Mo e Rh são os mais utilizados devido à faixa de energia emitida pelos raios X característicos, se aproximar à de um feixe monoenergético.

Para reduzir a contribuição dos fótons com energia maiores que 20 keV utiliza-se o filtro de Mo, sendo o filtro de Rh adequado para energias maiores que 23 keV. O filtro

de Rh é indicado em exames de mamas mais densas, pois o feixe é mais penetrante e pode fornecer uma redução significativa da dose.

3.5. Fatores que afetam o Espectro

Nesta seção serão apresentados os fatores que afetam diretamente o espectro de raios X.

3.5.1. Filtração

A filtração inerente é decorrentedo: ânodo que absorve parte dos fótons que são gerados nas suas camadas mais internas; vidro que compõe a janela do tubo; e do óleo. Esta filtração absorve grande parte dos fótons de baixa energia (inferiores a 10 keV).Em radiodiagnóstico convencional, os fótons com energia inferior a 30 keV aumentam a dose absorvida pelo paciente e contribuem muito pouco para obtenção da imagem. Desse modo, são adicionados filtros para remover esses fótons. Nesta faixa de energia, o alumínio é o material mais conveniente. A filtração total do tubo, em mm de espessura de Al, é dada pela soma da filtração inerente e da adicional. Na Figura 3.4, pode-se observar o efeito da filtração total sobre um espectro de raios X.

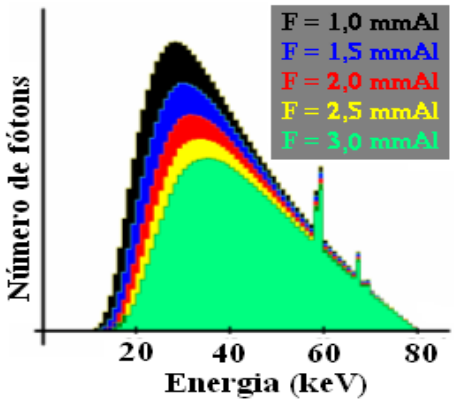


Figura 3.4: Efeito da filtração total sobre um espectro de raios X para um alvo de W.

.

3.5.2. Tensão Aplicada

A diferença de potencial entre o cátodo e ânodo determina o valor da energia máxima do espectro. Alterando-se o valor da tensão aplicada, altera-se o valor da energia máxima do espectro, bem como a ocorrência de linhas provenientes dos raios X característicos. Na Figura 3.5, estão representados os espectros obtidos para diferentes valores de tensão, utilizando um alvo de tungstênio. Os picos presentes no gráfico se referem à radiação característica.

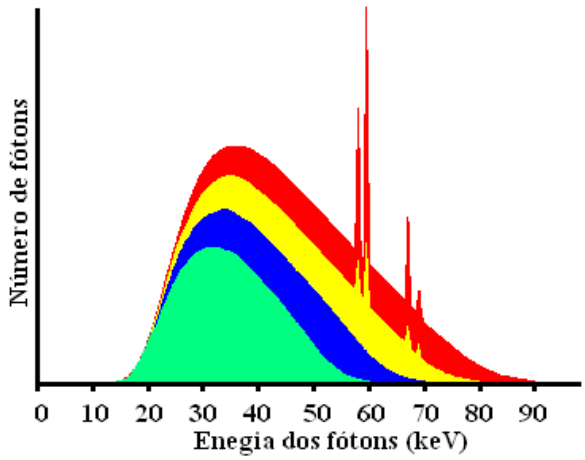


Figura 3.5: Espectro de raios X obtido para um alvo de tungstênio para diferentes valores de tensão no tubo.

3.5.3. *"Ripple"*

A intensidade do feixe de raios X pode variar durante o tempo de produção de raios X devido a vários fatores, tais como: tipo de alimentação do equipamento, tipo de retificação, corrente no tubo e o valor da tensão ajustado.A variação da tensão ao longo do tempo de exposição é chamada de "*ripple*" e definida conforme a equação 3.2:

$$Ripple(\%) = 100 * \frac{kVpmáx - kVpmín}{kVpmáx} \quad (3.2)$$

onde:

$kVp_{máx}$ é o valor da tensão de pico máximo.

$kVp_{mím}$ é o valor da tensão de pico mínimo.

Na Figura 3.6, pode-se observar que a intensidade dos fótons de maior energia do espectro diminui com o aumento do "*ripple*" da tensão aplicada. Portanto, aumentando-se o"*ripple*", diminui-se a energia efetiva do espectro.

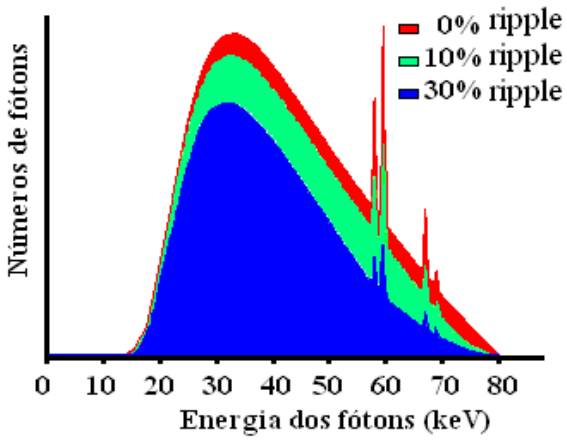


Figura 3.6: Espectros de raios X obtidos para diferentes valores de "*ripple*" da tensão, produzido para uma tensão de 80 kVp.

3.5.4. Ângulo do Ânodo

O ângulo do alvo (θ) de um tubo de raios X é o ângulo formado entre o feixe de elétrons e a linha normal da superfície do alvo. A maioria dos equipamentos de raios X possui um ângulo θ menor do que 23 graus. Isso possibilita uma maior área relativa do alvo,

onde ocorre o choque dos elétrons do feixe focalizado, minimizando a área do ponto focal aparente no receptor de imagem ("princípio da linha focal").

O ângulo de emissão de raios X (ψ) é o ângulo entre a face do alvo e o feixe de raios X de saída. Em muitos casos, como na Figura 3.7 (A), o eixo central do feixe primário é uma linha transversal em relação ao feixe de elétrons, a Figura 3.7 (B), o ângulo entre o feixe de elétrons e o eixo central diminui. Se o ângulo de emissão for grande, ocorrerá uma menor filtração dos fótons no lado do cátodo. No entanto, se o ângulo de emissão for pequeno, ocorrerá maior filtração pelo alvo, conseqüência da maior espessura do ânodo.

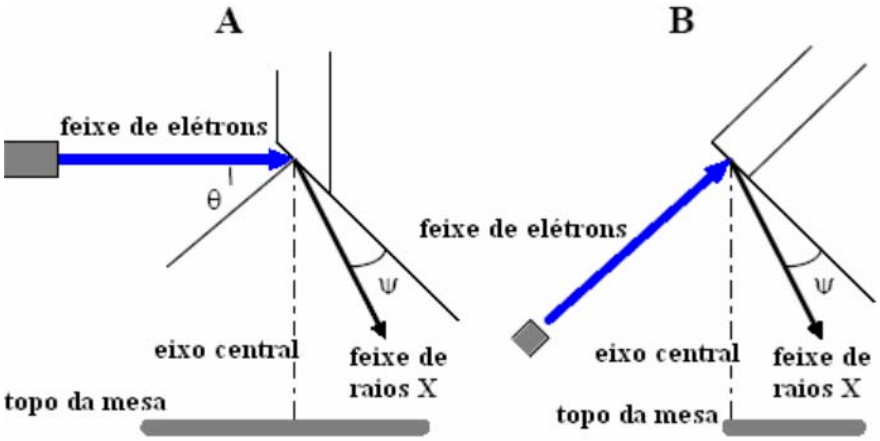


Figura 3.7: Representação do ângulo de emissão de raios X, onde: θ representa o ângulo do alvo e ψ é o ângulo de emissão de raios X. A) Equipamento de raios X convencional. B) Equipamento de raios X para mamografia, projetado com ângulo do alvo equivalente a zero grau.

O ângulo de emissão afeta a forma do espectro de raios X, pois ocorre uma variação da intensidade para cada energia do espectro. Conseqüentemente, ocorre uma variação na energia correspondente ao pico de "*bremsstrahlung*". A energia do pico de "*bremsstrahlung*" será tão maior, quanto menor for o ângulo de emissão ψ, como visto na Figura 3.8.

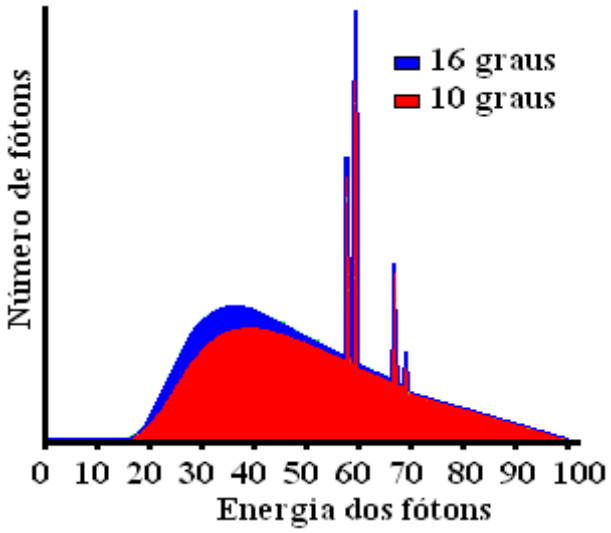


Figura 3.8: Efeito do ângulo de emissão dos raios X sobre o espectro de emissão de raios X.

3.5.5. Radiação Extrafocal

Quando o feixe de elétrons atinge o alvo, uma pequena fração dos elétrons é ricocheteada devido à força de repulsão dos elétrons do átomo alvo. No entanto, o campo de alta tensão recaptura esses elétrons, que são novamente acelerados na direção do ânodo. Estes elétrons atingirão novamente o ânodo produzindo raios X, mas não terão a energia equivalente à original devido ao menor percurso de aceleração, como mostrado na Figura 3.9. Esse tipo de radiação prejudica a qualidade da imagem.

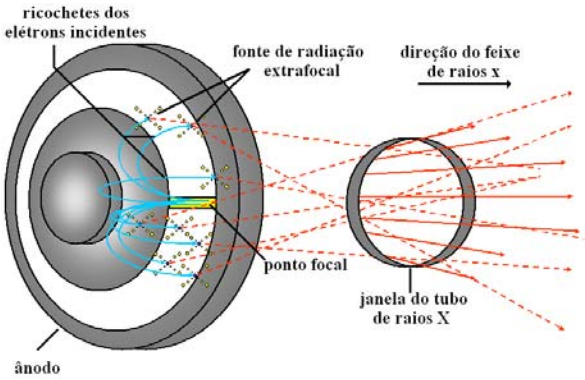


Figura 3.9: Representação da origem da radiação extrafocal durante a exposição.

3.6. Formação da Imagem Mamográfica

Quando se considera uma fonte emissora e uma boa geometria, a intensidade da radiação que atravessa um objeto decrescerá exponencialmente com a espessura *x* dele de acordo com a expressão 3.3[10]:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu.x} \quad (3.3)$$

Onde I_0 é a intensidade da fonte de radiação; I é a intensidade da radiação, após atravessar o material de espessura *x*; e μ é o coeficiente total de absorção do material, definido como a soma dos coeficientes representados pelos processos de absorção da radiação pela matéria: efeito fotoelétrico e efeito Compton, μ_f e μ_c, indicando, respectivamente, a probabilidade de ocorrência desses fenômenos [10].

Na formação da imagem mamográfica, os fótons de raios X que atravessam a mama são atenuados de forma diferente, devido às diferentes composições dos tecidos que a compõem. Isso dá origem a variações espaciais na intensidade do feixe transmitido.

3.7. Método ROC para a Avaliação da Qualidade da Imagem

O método usado, neste trabalho, na avaliação da qualidade da imagem é o "Receiver Operation Characteristic" (ROC), originário da teoria de detecção do sinal, onde descreve a detecção de sinais de baixo contraste em um "background" de ruído. A aplicabilidade clínica desse método consiste na detecção e análise de tecidos anormais em um fundo superposto de tecidos saudáveis [3]. O método permite a quantificação da análise subjetiva da imagem e a utilização de ferramentas estatísticas. A análise ROC é muito útil na área radiológica por permitir: a avaliação de um único sistema de imagem; a comparação da eficácia de dois ou mais sistemas de imagem diagnóstica; ou a avaliação do desempenho do radiologista.

3.8. Imagem Digital

Imagens podem ser dispostas em um formato digital, de forma a ser processadas por um computador. A imagem digital consiste em uma matriz onde cada elemento quadrado, ou pixel, é representado por um valor numérico que representa uma tonalidade de cor, como representado na Figura 3.10.

6	3	6
3	1	3
6	3	6

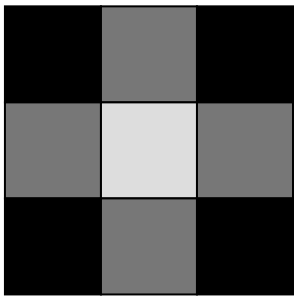


Figura 3.10: Pixels da Imagem Digital.

A imagem digital é armazenada através de dígitos binários denominados bits, quepodem assumir os valores 0 ou 1. A um conjunto de bits chamamos byte.

Os bits e bytes são usados para representar os pixels da imagem digital. Diferentes configurações de bytes representam as diversas tonalidades de grau de cinza nos pixels. A Figura 3.11 mostra o relacionamento entre as configurações de bytes, valores de pixel e tonalidades de cinza.

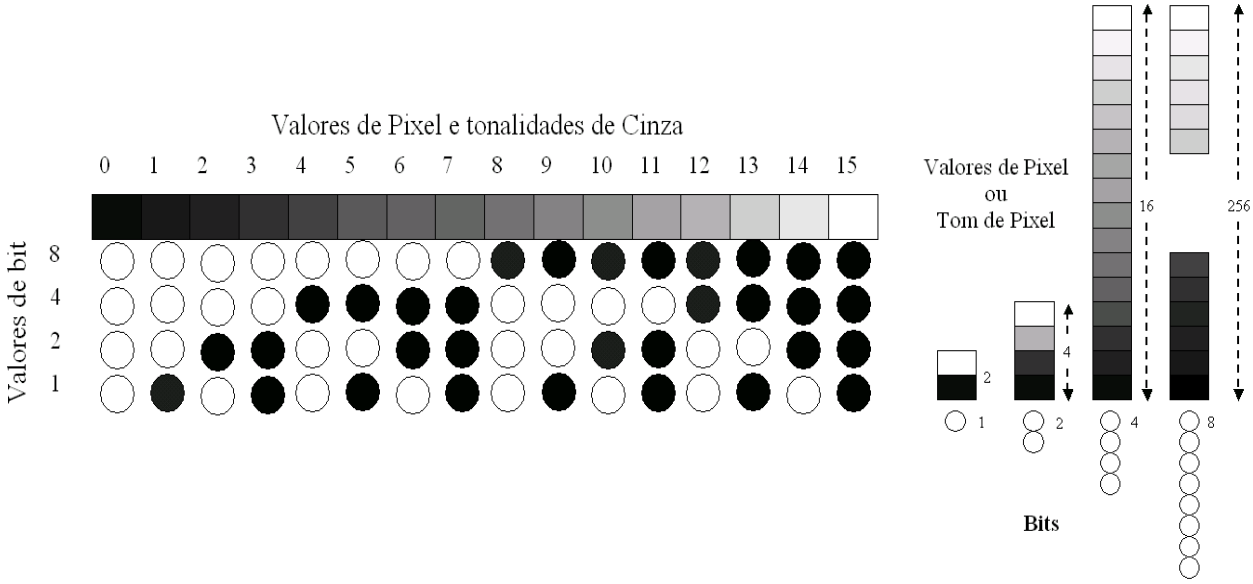


Figura 3.11: Comportamento entre os valores de pixel e os tons de cinza.

O tamanho numérico de uma imagem (número de bytes) determina o espaço no disco ou computador utilizado armazená-la. A maior parte dos sistemas de aquisição de imagens digitais trabalha com bytes de oito bits.

3.9. Qualidade da Imagem

Quando se refere à qualidade da imagem digital, são parâmetros de mérito a se avaliar: resolução, contraste e nitidez da imagem.

3.9.1. Resolução Espacial

Um dos principais parâmetros que afetam a qualidade da imagem digital é a resoluçãoespacial. A resolução espacial é definida como sendo a menor separação (distância) entre dois pontos da imagem que podem ser distinguidos ou visualizados.
Em imagens digitais, o número de pixels lineares existentes em uma medida padrão, tal como milímetro ou polegada (p.p.m ou do inglês d.p.m), define a resolução da imagem, e é única para toda a imagem. Por exemplo, uma resolução de 6 p.p.m. significa que existem 6 pixels em cada medida linear de 1 mm, como mostra a Figura 3.12.

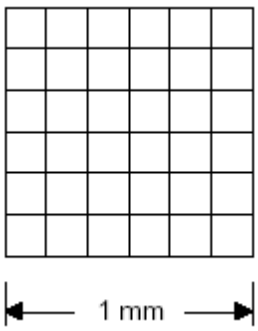


Figura 3.12: Imagem com resolução de 6 p.p.m ou d.p.m.

3.9.2. Relação entre Resolução e Tamanho dos Pixels

O tamanho e a quantidade de pixels são fatores determinantes para a análise de detalhes em uma imagem digital. Desde que cada pixel tenha somente um valor numérico ou escala de cinza, não é possível ver qualquer detalhe com apenas um pixel, uma vez que todas as estruturas dentro da área coberta por este pixel serão representadas por um único valor numérico ou escala de cinza. Conseqüentemente, boa resolução requer pixels pequenos, que são obtidos ao se selecionar matrizes de grandes dimensões.
Outro fator importante é o número de bits usados para representar cada pixel. Esse fator afeta o número de escalas de cinza ou níveis de nitidez que podem ser mostrados: quanto maior o número de bits por pixel, maior será a escala de tons de cinza, ou níveis de brilho na imagem.

3.9.3. Contraste da Imagem

Contraste da imagem é o grau de diferenciação em tons de cinza de duas estruturas adjacentes na imagem.O contraste da imagem depende basicamente das características das estruturas do corpo inspecionado, composição dos materiais, densidade e espessura, da energia e da intensidade de fótons que emergem das diferentes estruturas e das características do sistema de detecção de imagem.

3.9.4 Nitidez da Imagem

A nitidez da imagem está associada com o grau de visualização de detalhes na radiografia e é demonstrada pela clareza de linhas estruturais finas e pelas bordas de estruturas visíveis na imagem radiográfica. A insuficiência de detalhes ou definição é conhecida como "borramento" da imagem.

Uma imagem é considerada ideal quando cada ponto dentro do objeto inspecionado é representado por um pequeno e bem definido ponto na imagem. No entanto, na prática, isto não acontece. As representações geométricas de estruturas, na imagem, sempre estão associadas a um grau de "borramento".

3.9.5. Relação entre Nitidez, Contraste e Resolução

A perda de nitidez é um fator que limita o contraste para objetos de pequenas dimensões,como pode ser visto na Figura 3.13.

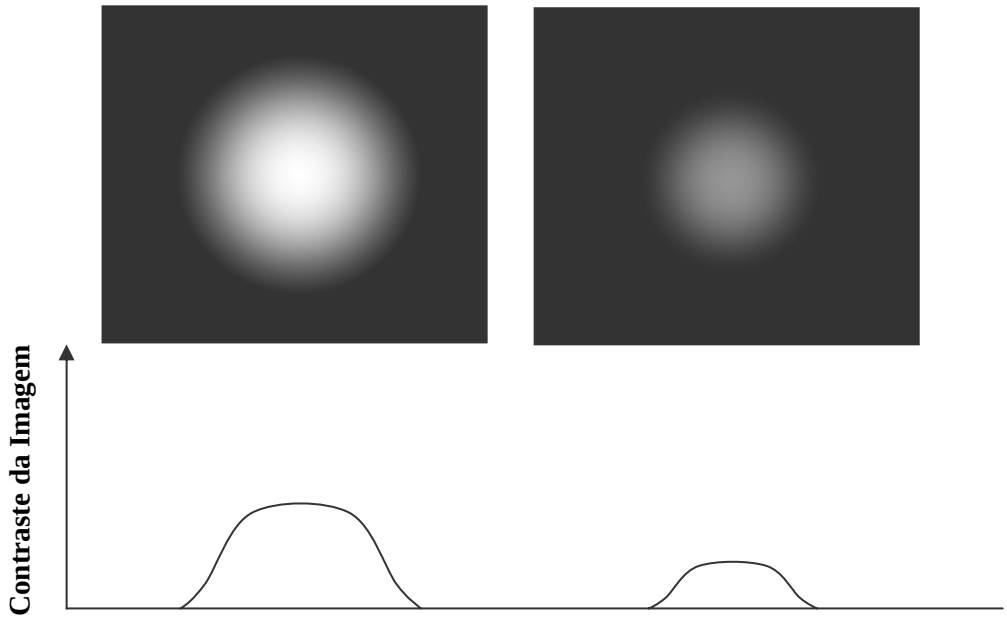


Figura 3.13: Perda de Nitidez de uma imagem radiográfica, em função do tamanho do objeto.

A nitidez também interfere na resolução da imagem. Quando a nitidez diminui, observa-se, também, diminuição da capacidade de distinguir duas estruturas próximas, como mostrado na Figura 3.14.

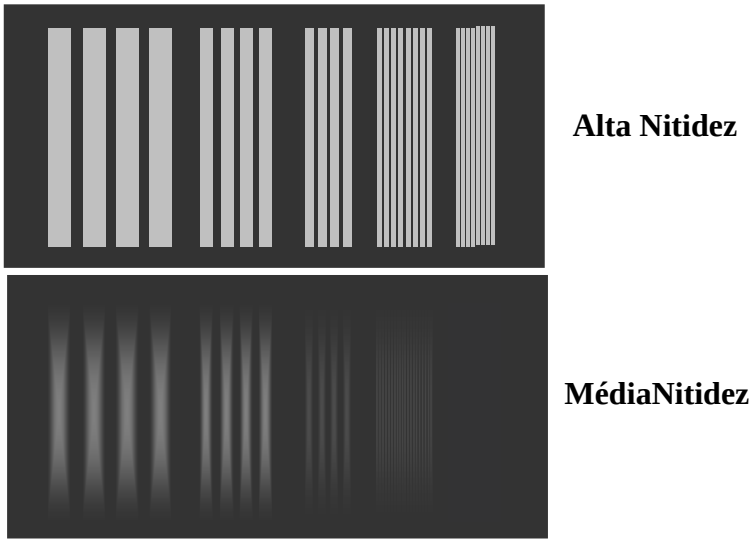


Figura 3.14: Resolução de imagens radiográficas, em função da nitidez.

3.10. Detectores Digitais

Numa mamografia, o sistema filme-tela intensificadora, usado como receptor da imagem na mamografia convencional, é substituído por um detector eletrônico (sistema de radiografia digital ou DR) ou por uma Placa de Imagem (IP) de material fosforescente fotoestimulável. Nesta seção serão descritos os diferentes tipos de detectores digitais disponíveis no mercado.

3.10.1. Sistema com Placa de Fósforo

O Senographe2000D GE Medical Systems é um exemplo de sistema mamográfico com placa de fósforo[20]. Nesse sistema, há uma matriz de fotodiodos com um substrato de silicio amorfo acoplado a uma placa de fósforo de iodeto de césio. Cada elemento diodo sensível à luz é conectado por um TFT do inglês: (Transistores de Filme

Fino) a uma linha controle e uma linha de dados,de maneira que uma carga produzida num diodo, em resposta à emissão de luz do fósforo, é lida e digitalizada. O tamanho do elemento quadrado de pixel do detector é de, aproximadamente, 100 μm, sendo a digitalização cerca de 14 bits/pixel[20].

3.10.2. Sistema à base de Fósforo e CCD

O Senoscan da Fischer Imaging é um exemplo de sistema [20] à base defósforo de iodeto de césio com tálio-ativado e fibra óptica acopladanuma unidade de CCD do inglês (Dispositivo de Cargas Acopladas). O tamanho aproximado do elemento de pixel do detector é de 54 μm, sendo a digitalização cerca de 12 bits/pixel [20].

3.10.3. Sistema utilizando um fotocondutor de Selênio

É um sistema diferente dos anteriormente descritos, pois não utiliza fósforo [20]. Um fotocondutor de selênio (Hologic/LoradSelenia Digital Mammography System) absorve os raios X e gera diretamente um sinal eletrônico, sem a etapa intermediária da conversão de raios X em fótons de luz. Sob a influência de um campo elétrico externo, elétrons flutuam em direção a um pixel eletrodo e são coletados em pixels capacitores. O tamanho aproximado do elemento de pixel do detector é de 70 μm, e a digitalização é de 14 bits/pixel [20].

3.10.4. Sistema utilizando tecnologia CR

É um sistema de conversão indireta. O mamógrafo da Fuji Medical Systems é um exemplo desse sistema [20]. Na tecnologia CR, utiliza-se uma folha de plástico flexível acoplada a um material fósforo que absorve raios X. Placas de imagem são carregadas em cassetes para exposição com combinações normais de écran-filme. Após a absorção de raios X, cargas elétricas são estocadas em material cristalino de fósforo, onde ficam estáveis por algum tempo. Depois da exposição, a imagem é lida por um “scanner” com feixes de luz laser. O laser descarrega a carga estocada, causando emissão de luz azul, a qual é coletada por um guia de luz e detectada por um tubo fotomultiplicador. O sinal resultante é logaritmicamente ampliado, digitalizado e processado para um monitor. A

imagem resultante possui tamanho do pixel de 50 μm, com precisão de digitalização de aproximadamente 10 bits/pixel, após compressão logarítmica [20].

3.11. O Código de Transporte de Radiação MCNP

O código de transporte de radiação MCNP [29], baseado no método de Monte Carlo, desenvolvido em *Los Alamos National Laboratory* (EUA), *é* atualmente um dos códigos computacionais mais utilizados mundialmente na área de transporte de radiação envolvendo nêutrons, fótons, elétrons e partículas carregadas tais como prótons, deutérios, partículas alfa, etc. A capacidade de tratamento de geometrias complexas em 3 dimensões e a variedade de opções de dados de entrada faz deste código, uma ferramenta muito conveniente e poderosa no campo da física médica, proteção radiológica, modelagem de instalações nucleares, detectores e blindagem da radiação.

O código simula o transporte de fótons e partículas, individualmente ou em conjunto, através da matéria. Ele executa o transporte por meio de ensaios aleatórios repetitivos através de técnicas estatísticas, em modelos previamente determinados, permitindo a obtenção de soluções de vários problemas que requerem uma grande quantidade de eventos probabilísticos. Esse código permite modelar qualquer sistema geométrico tridimensional utilizando bibliotecas de seções de choque na forma pontual (energia contínua) sendo discreta ou em multigrupos.

O arquivo de entrada do MCNP (INP) permite ao usuário especificar: tipo de fonte, de detector, configuração geométrica e condições gerais do sistema desejado, como tamanho, forma, espectro de energia, composição da fonte de radiação, bem como do meio que a radiação irá interagir, e definição da geometria do detector desejado.

Capítulo 4

MATERIAIS E MÉTODOS

Todas as medidas apresentadas neste trabalho foram realizadas na Unidade Redentor da rede Lab's D'or de hospitais. Para a tomada de dados foram utilizados o mamógrafo Senographe DS da GE, o conjunto dosimétrico da Radcal e o Phantom de mama nº 445. Os critérios de avaliação da imagem utilizados foram baseados nas recomendações da Comissão das Comunidades Européias para exames mamográficos e a grandeza usada para avaliação da imagem digital é a razão diferencial sinal ruído**.**

4.1. O Mamógrafo

A mama é uma região anatômica que possui características físicas que dificultam a obtenção de imagens por raios X, pois os tecidos que a compõem atenuam a radiação X de forma muito parecida. Por isso, foi desenvolvido um equipamento de raios X dedicado à obtenção destas imagens: o mamógrafo.

O mamógrafo utilizado neste trabalho foi o modelo Senographe DS da fabricante General Eletric (GE) que apresenta elevado desempenho em mamografia digital, por combinar um menor tubo que apresenta alvos de Molibdênio e Ródio, otimizar automaticamente os parâmetros do detector do tipo "flat-panel" e apresentar três modalidades de exposição automática (contraste, padrão e dose) que oferecem a maior flexibilidade na gerência da dose [11]. Esse mamógrafo pode ser visto na Figura 4.1.

Figura 4.1: Mamógrafo modelo Senographe DS da fabricante GE.

Nesse sistema háuma matriz de fotodiodos com um substrato de silício amorfo acoplado a umaplaca de fósforo de iodeto de césio. Cadaelemento diodo sensível à luz é conectadopor um TFT do inglês (Transistores de Filme Fino) auma linha controle e uma linha de dados,de maneira que uma carga produzida numdiodo em resposta à emissão de luz do fósforoé lida e digitalizada. O tamanho doelemento de pixel do detector é de aproximadamente,100 µm e a digitalização é deaproximadamente 14 bits/pixel[20].

4.2. Phanton de Mama n.º 445

O simulador de mamografia Phantom Mama n.º 445 foi designado para o teste de desempenho do sistema de mamografia, determinando se o sistema detecta arranjos similares aos encontrados clinicamente. Objetos dentro do simulador representam calcificações, fibras de calcificações e tumores ou massas. O simulador utilizado pode ser visto na Figura 4.2.

Figura 4.2. Simulador de mama nº 445

O corpo de acrílico tem dimensões de 50 x 120 x 160 mm³ contendo uma placa de cera de dimensões 10 x 70 x 140 mm³ na qual estão inseridos os objetos conforme a Figura 4.3.

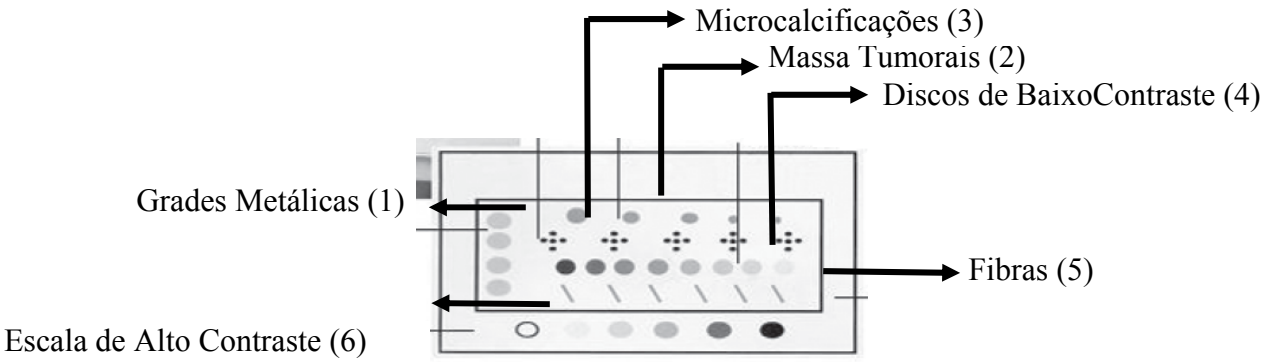


Figura 4.3: Componentes do Phantom de mama nº445

(1) Grades metálicas com definições aproximadas de 12, 8, 6 e 4 pares de linhas/milímetro (pl/mm).

(2) Calotas esféricas de nylon que simulam massas tumorais com as seguintes medidas, em milímetros, de diâmetro e de espessura: 1,0/0,8; 4,0/2,0; 5,5/2,0; 7,5/2,8 e 9,5/3,4.

(3) Microcalcificações de óxido de alumínio com diâmetros aproximados de 0,45; 0,35; 0,30; 0,25 e 0,18 mm.
(4) Discos de poliéster que produzem uma escala de densidades óticas de baixo contraste quando o phantom de mama é radiografado com uma exposição de referência da ordem de 5,5; 4,7; 4,0; 3,3; 2,6; 2,0; 1,3 e 0,8 % em relação ao ponto de referência.
(5) Fibras de nylon com 1.3 mm de comprimento e diâmetros aproximados de 0,40; 0,60; 0,70; 0,80; 1,20 e 1,40 mm que simulam extensões de tecido fibroso em tecido adiposo.
(6) Orifícios contendo ar e discos de polietileno que produzem uma escala de densidades óticas de alto contraste.

Com esse simulador os parâmetros de reprodutibilidade do AEC (Controle Automático de Exposição), estabilidade do rendimento do tubo de raios X, densidade ótica de referência, definição da imagem, sensitometria, contraste da imagem, limiar de alto e baixo contraste, homogeneidade do campo e artefatos na imagem podem ser verificados [12].

4.3.Câmara de Ionização 2026 C

Para a obtenção dos valores de kerma no ar na entrada da pele e no detector imagem foi utilizado o conjunto dosimétrico modelo 2026 C da Radcal, que pode ser visto na Figura 4.4.

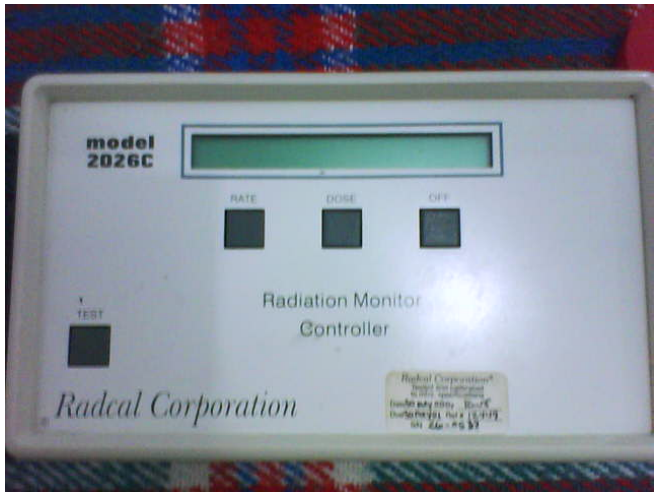


Figura 4.4: Câmara de Ionização 2026 C

Este conjunto fornece a exposição medida em gray (Gy) ou roentgen (R), e apresenta no "diplay" as medidas de dose e taxa de dose. Seu tamanho é de 130 mm x 210 mm x 75 mm e sua massa é de 1,1 kg [13] .

Para obtenção dos valores de kerma no ar foi acoplado ao eletrômetro a câmara de ionização dedicada à mamografia modelo 20x6-6M da Radcal, que opera na faixa de energia 10 a 40 keV, apresenta uma janela metalizada de polyester de 0,7 mg/cm², 6 cm³ de volume ativo e uma massa de 0,32 kg [13]. A câmara utilizada neste trabalho pode ser vista na Figura 4.5.

Figura 4.5: Câmara de Ionização dedicada à mamografia modelo 20x6-6M Radcal

Para a tomada de dados, primeiramente a câmara de ionização foi posiciona abaixo do simulador para medir o valor da exposição no detector imagem utilizando a técnica radiográfica considerada ótima pelos radiologistas da clínica (30 kV e 50 mAs) para uma mama comprimida de 5 cm.

Em seguida foi realizado um estudo de adequação dos valores de mAs, de forma que ao variar parâmetros como a tensão, filtro e alvos do mamógrafo, pudesse-se obter valores bastante semelhantes de exposição com o obtido anteriormente. O arranjo experimental utilizado nesta etapa pode ser visto na Figura 4.6.

Figura 4.6: Posicionamento da câmara de ionização abaixo do phantom

Posteriormente, a câmara de ionização foi posicionada acima do simulador paraa medição da exposição na entrada da pele. O kerma no ar na entrada da peleconsiderado neste trabalho foi estimado através da média aritmética de três exposições multiplicada pelo fator de conversão 0,876, considerando a condição de equilíbrio eletrônico [10]. O método de fixar o kerma no ar incidente no sistema de detecção de imagem para

aquisição de novos valores em diferentes disparos é utilizado quando se tem interesse de realizar estudos comparativos.Os valores de kerma no ar incidente no simulador de mama, encontrados nesta etapa, foram os utilizados para se multiplicar os valores normalizados de dose absorvida na pele e no tecido glandular mamário, estimados através da simulação computacional.

Depois de estabelecido o kerma no ar na entrada na pele, foram feitas novas exposições, agora sem a presença da câmara de ionização para a obtenção das imagens radiográficas digitais. Com a condição de equilíbrio eletrônico, o kerma é igual à dose absorvida [10].

4.4. Estimativa da Dose na Pele e no Tecido Mamário

Para as estimativas de dose na pele e no tecido mamário, foi considerada a metodologia de simulação com o código MCNPX [29] desenvolvida em conjunto com Silva [14]. Para o cálculo de dose absorvida na pele, foi considerada somente a região da pele irradiada pelo feixe de radiação incidente na mama.

A composição da mama simulada foi definida pela ICRU 44 [15]. Sua distribuição é uma mistura homogênea de tecido glandular e adiposo na região central, toda envolvida por uma camada adiposa de 0,5 cm de espessura e uma camada de pele de 1.2 mm (espessura de pele feminina). Suas dimensões são mostradas na Figura 4.7. A espessura total da mama simulada (5 cm) foi igual a espessura do simulador físico utilizado nas medidas experimentais.

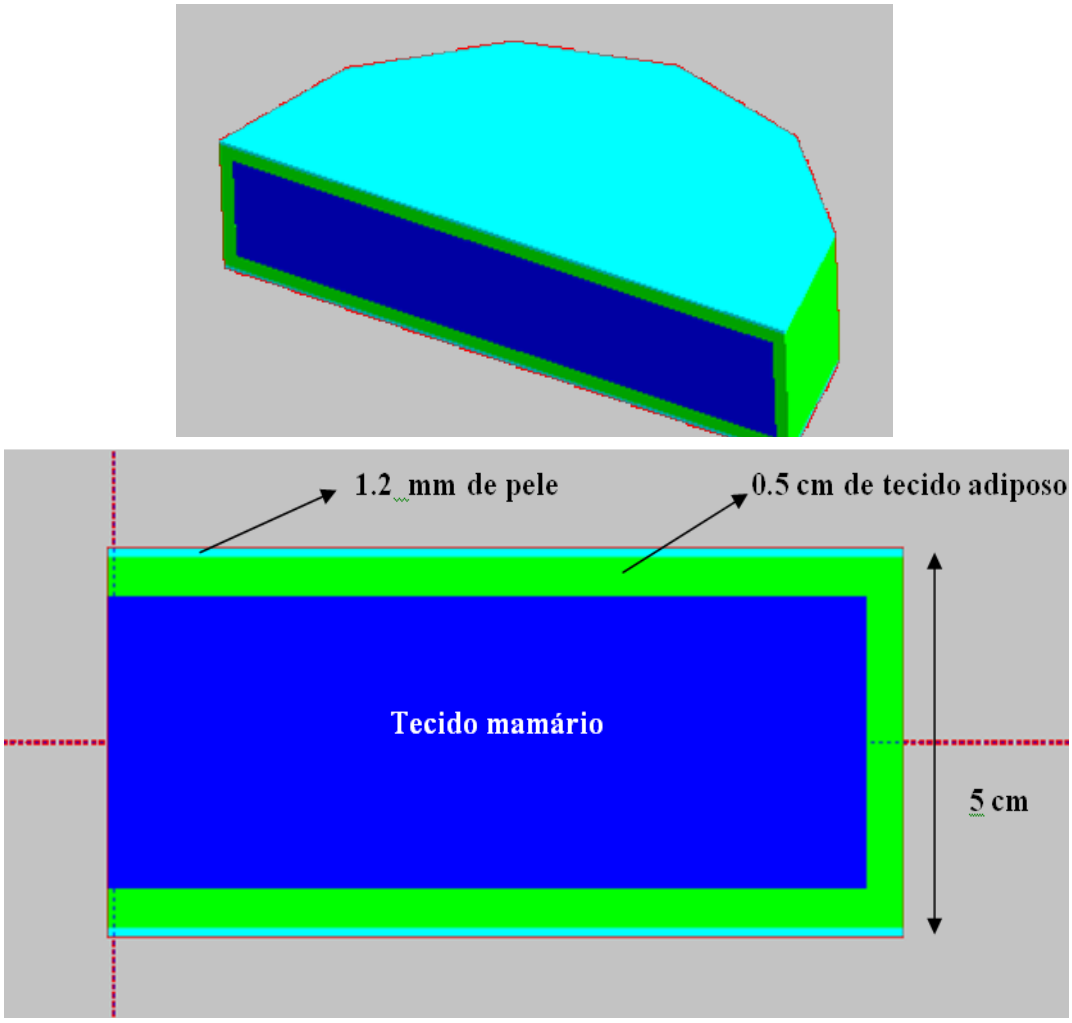


Figura 4.7: Mama simulada no MCNPX.

Para se obter a dose na pele e no tecido mamário, foi utilizado o comando F6 do MCNPX, pois, esse comando fornece os valores de energia absorvida. Os valores de dose foram normalizados por valores de kerma no ar, obtidos com detectores pontuais F5 posicionados na entrada da mama. Para se obter o kerma no ar com a utilização dos detectores F5, foram empregados fatores de conversão da ICRP51[31]. Como todas as grandezas calculadas pelo código MCNPX são normalizadas para uma partícula emitida da fonte [32], para se considerar o total de fótons incidentes no detector simulado, os valores normalizados de dose absorvida no detector simulado foram multiplicados pelo kerma no ar incidente medido experimentalmente com detector real.

As distribuições em energia de raios X utilizadas como parâmetro de entrada para simulação dos feixes de radiação foram obtidas através do software SRS-78 [33], respeitando as características do mamógrafo utilizado nas medições experimentais.

Os espectros de energia, como parâmetro de entrada para os cálculos do MCNP, foram fornecidos em intervalos de energia de 0,5 keV. Os mesmos foram gerados considerando-se filtração de 0,03mm de Mo e 0,025mm de Rh, ânodo de Mo e Rh com angulação de 15°, janela de berílio de 0,69 mm e tensão aplicada ao tubo variando de 25 a 32 kV.Todas as simulações realizadas neste trabalho obtiveram uma flutuação estatística menor que 0,01.

4.5. Qualidade da Imagem

Para analisar a qualidade da imagem, foram feitas análises qualitativas e quantitativas. As análises qualitativas consistiram em observar a visualização ou não das estruturas internas do simulador de mama na imagem radiográfica digital. Foram realizadas análises qualitativas das microcalcificações e das fibras.

As análises quantitativas foram realizadas nas massas tumorais e nos discos de baixo contraste inseridos no simulador de mama. Para se realizar tal, análise utilizou-se a grandeza razão diferencial sinal ruído (SNRd) [3], calculada através da equação 4.1:

$$SNRd = \frac{< L(i,j) > - < B(m,n) >}{\sigma_B} \qquad (4.1)$$

onde,

$$< L(i,j) > = \frac{1}{i * j} \Sigma\, L(i,j) \qquad (4.2)$$

$$< B(m,n) > = \frac{1}{m * n} \Sigma\, B(m,n) \qquad (4.3)$$

$$\sigma_B = \sqrt{\frac{1}{(m * n) - 1} \Sigma\, (B(m,n) - < B(m,n) >)^2} \qquad (4.4)$$

Onde *B(m,n)* é a área da imagem selecionada fora da região circunvizinha ao detalhe da imagem e *L(i,j)* é a área selecionada dentro da região de detalhe (disco de alumínio) da imagem, como mostrado na Figura 4.8.Para se obter os valores de B(m,n), L(i,j) e σ_B nas imagens mamográficas digitais, utilizou-se o software ImageJ [3].

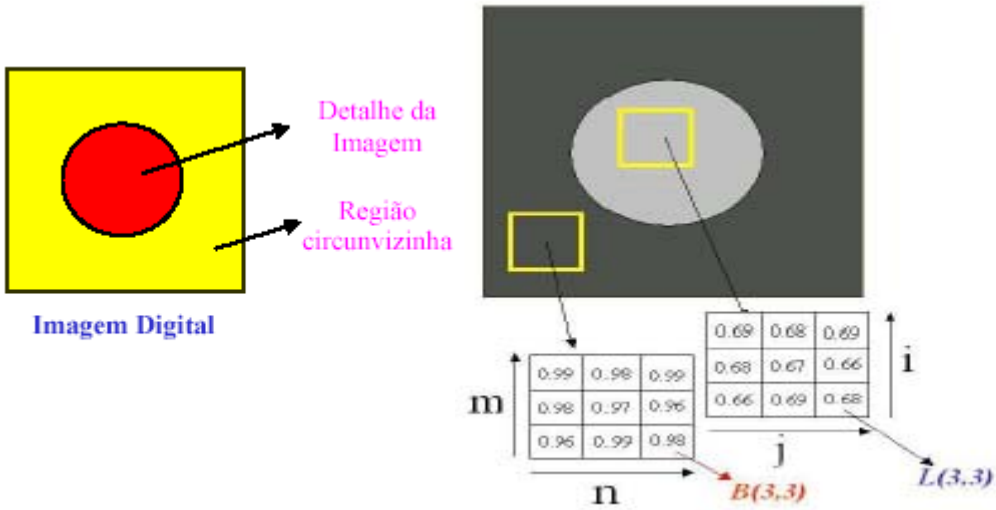


Figura 4.8.: Corpo de prova

Para se correlacionar as análises quantitativas da qualidade da imagem com a dose absorvida no tecido mamário, a grandeza FOM também foi estimada,definida através da equação4.5.

$$FOM = \frac{(SNRd)^2}{E} \qquad (4.5)$$

onde E é o valor da dose no tecido mamário .

Capítulo 5

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Este capítulo apresenta os valores encontrados experimentalmente de exposição e dose na pele e os valores encontrados pela simulação para a dose na mama. A partir destes resultados será feita a análise quantitativa e qualitativa das imagens, a análise da SNRd e a análise da FOM.

5.1. Valores de Exposição obtidos experimentalmente

Nas Tabelas 5.1, 5.2 e 5.3, pode-se observar os valores de exposição no detector imagem e na entrada da pele medidos experimentalmente, para os diferentes tipos de alvo e filtros do mamógrafo. O erro associado às medidas é de 4% [13].

Tabela 5.1: Valores de exposição medidos experimentalmente no detector imagem e na entrada da pele para a combinação Mo/Mo.

FILTRO	ALVO	Tensão aplicada (kV)	Produto corrente tempo (mAs)	Exposição no detector imagem(mR)
Mo	Mo	25	125	24,54 ± 0,96
Mo	Mo	26	100	24,47 ± 0,96
Mo	Mo	27	80	24,19 ± 0,96
Mo	Mo	28	63	23,27 ± 0,92
Mo	Mo	29	56	24,59 ± 0,96
Mo	Mo	30	50	23,50 ± 0,92
Mo	Mo	31	40	23,67± 0,92
Mo	Mo	32	36	26,81 ± 1,04
Média Aritmética / DesvioPadrão				24/ ±1

Tabela 5.2: Valores de exposição medidos experimentalmente no detector imagem e na entrada da pele para a combinação Mo/Rh.

FILTRO	ALVO	Tensão aplicada (kV)	Produto corrente tempo (mAs)	Exposição no detector imagem (mR)
Mo	Rh	25	100	23,49 ± 0,23
Mo	Rh	26	80	23,51 ± 0,23
Mo	Rh	27	71	24,66 ± 0,24
Mo	Rh	28	56	23,99 ± 0,23
Mo	Rh	31	36	23,38 ± 0,23
Mo	Rh	32	32	23,21 ± 0,23
Média Aritmética / DesvioPadrão				23,7 / ± 0,5

Tabela 5.3: Valores de exposição medidos experimentalmente no detector imagem e na entrada da pele para a combinação Rh/Rh.

FILTRO	ALVO	Tensão aplicada (kV)	Produto Corrente tempo(mAs)	Exposição no detector imagem (mR)
Rh	Rh	27	63	23,01 ± 0,23
Rh	Rh	29	45	24,24 ± 0,24
Rh	Rh	30	36	23,07 ± 0,23
Rh	Rh	31	32	24,00 ± 0,24
Rh	Rh	32	28	24,34 ± 0,24
Média Aritmética / DesvioPadrão				23,7 / ± 0,7

O valor médio para 3 medidas da exposição no detector imagem para a combinação Mo/Mo resultou em 24,4 mR com um desvio padrão de 1, para a combinação Mo/Rh ficou em 23,7 mR com um desvio padrão de 0,5 e para a combinação Rh/Rh em 23,7 mR com um desvio padrão de 0,7. Considerando-se estes resultados, pode-se verificar que os parâmetros utilizados para obtenção das imagens digitais mamográficas possibilitou fixar a exposição no detector de imagem em valores semelhantes independente da combinação alvo/filtro utilizada. A fixação da exposição no detector de imagem tem sido utilizada por Wu e Colaboradores [16] para estabelecer a dose na mama utilizando o método de Monte Carlo. Considerando a condição de equilíbrio eletrônico, os valores de exposição foram convertidos em valores de dose absorvida através da multiplicação pelo fator de conversão 0,876.

5.2. Valores de Dose Absorvida na Pele e no Tecido Mamário

Nas Figuras 5.1 e 5.2 são apresentados os valores de dose absorvida pelo tecido mamário e pela pele, respectivamente, em função da tensão, para diferentes combinações de alvo/filtro do mamógrafo.

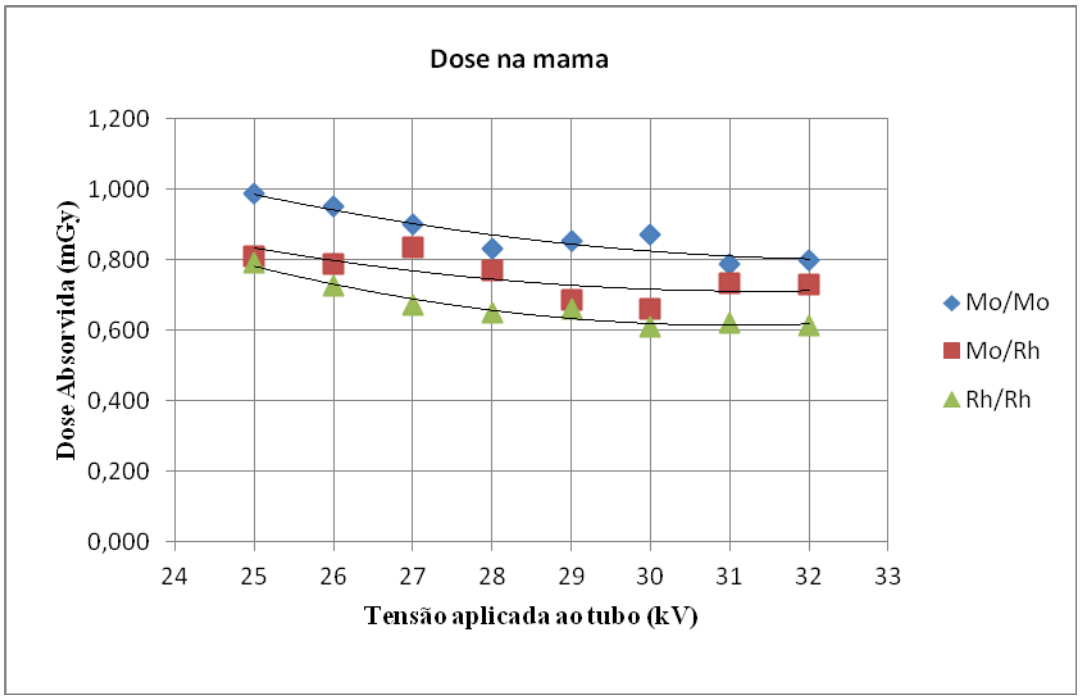


Figura 5.1: Dose absorvida pelo tecido mamário em função da tensão para diferentes combinações de alvo/filtro.

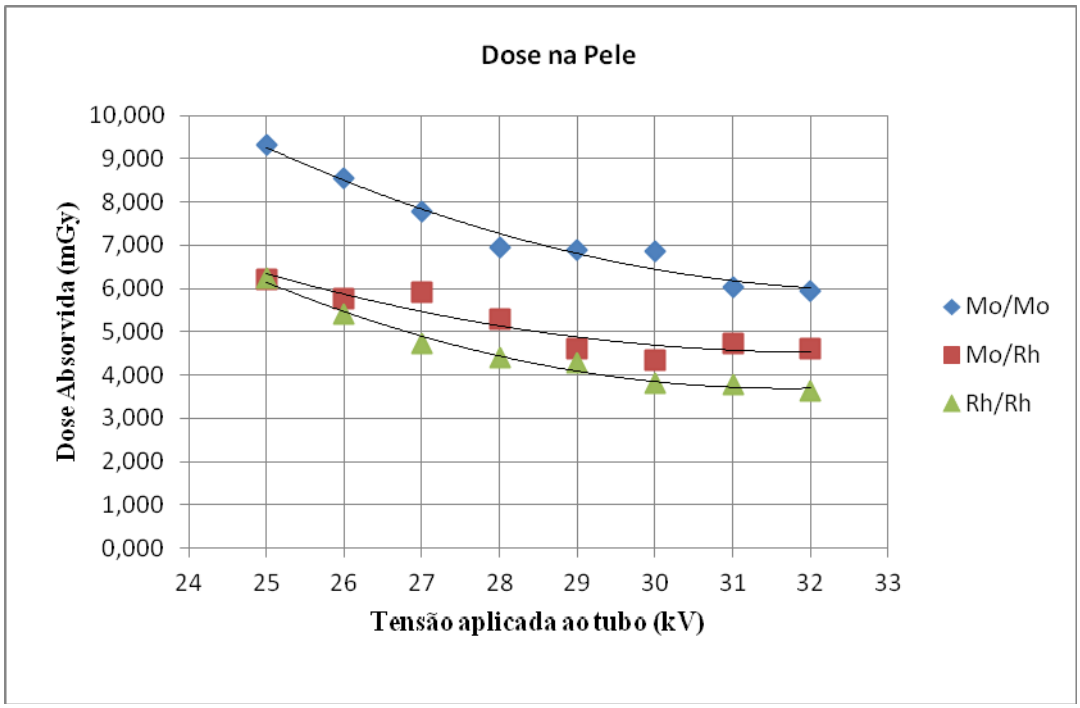


Figura 5.2: Dose absorvida pela pele em função da tensão para diferentes combinações de alvo/filtro.

De acordo com as Figuras 5.1 e 5.2, pode se observar que a combinação Mo/Mo apresenta os maiores valores de dose, tanto na pele, como no tecido mamário; em seguida, tem-se a combinação Mo/Rh e, por último a combinação Rh/Rh que apresentou os menores valores de dose, tanto na pele, quanto no tecido mamário. Os resultados mostram que os valores de dose absorvida na pele e na mama diminuem para valores maiores de tensão aplicada ao tubo de raios X. Adicionalmente, as combinações de alvo e filtro de Ródio fornecem os menores valores de dose absorvida.

Uma explicação para o comportamento das doses observado anteriormente, pode estar nos espectros emitidos com as diferentes combinações de alvo e filtro, pois estas diferenças estão associadas ao maior poder de penetração dos fótons mais energéticos. Esses espectros podem ser vistos na Figura 5.3.

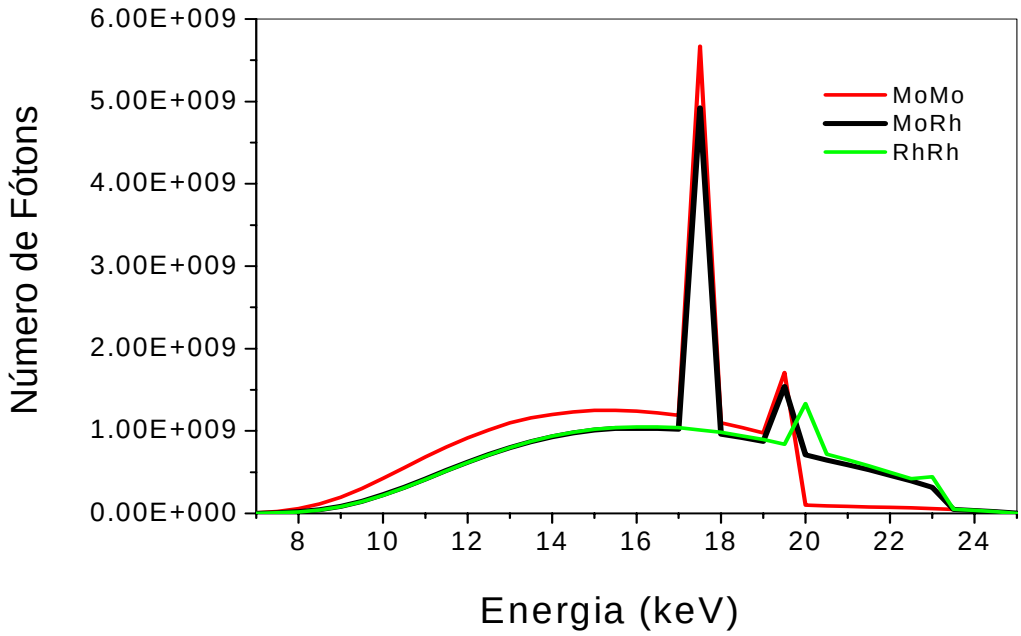


Figura 5.3: Espectros de fótons para as diferentes combinações de alvo e filtro.

Também, pode-se verificar que em geral, os valores de dose na pele foram menores que 10 mGy, que é o valor de referência para dose na pele recomendado pela Portaria 453 [5].

É importante se notar, nos espectros, a faixa de energia característica para cada combinação de alvo e filtro utilizada.

5.3. Análise Qualitativa das Imagens

Para cada combinação de alvo e filtro foi feita uma análise qualitativa das imagens das diferentes estruturas presentes no simulador de mama. Essa análise consiste apenas em informar se a estrutura foi visualizada ou não. As Tabelas 5.4, 5.5 e 5.6 mostram a visualização dos discos de baixo contraste para as diferentes combinações de alvo e filtro, onde D1 é o disco mais fino e D8 o disco mais espesso.

Tabela 5.4: Análise qualitativa dos discos de baixo contraste para a combinação Mo/Mo

Tensão (kV)	mAs	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8
25	125	v	v	v	v	v	v	v	v
26	100	nv	v	v	v	v	v	v	v
27	80	v	v	v	v	v	v	v	v
28	63	nv	v	v	v	v	v	v	v
29	56	nv	v	v	v	v	v	v	v
30	50	v	v	v	v	v	v	v	v
31	40	v	v	v	v	v	v	v	v
32	36	v	v	v	v	v	v	v	v

v = visualizada
nv = nãovisualizada

Tabela 5.5: Análise qualitativa dos discos de baixo contraste para a combinação Mo/Rh

Tensão (kV)	mAs	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8
25	100	v	v	v	v	v	v	v	v
26	80	v	v	v	v	v	v	v	v
27	71	v	v	v	v	v	v	v	v
28	56	v	v	v	v	v	v	v	v
31	36	v	v	v	v	v	v	v	v
32	32	v	v	v	v	v	v	v	v

v = visualizada
nv = nãovisualizada

Tabela 5.6: Análise qualitativa dos discos de baixo contraste para a combinação Rh/Rh

Tensão (kV)	mAs	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8
27	63	v	v	v	v	v	v	v	v
29	45	v	v	v	v	v	v	v	v
30	36	v	v	v	v	v	v	v	v
31	32	v	v	v	v	v	v	v	v
32	28	v	v	v	v	v	v	v	v

v = visualizada
nv = não visualizada

De acordo com a Tabela 5.4 somente para a combinação Mo/Mo o primeiro disco de baixo contraste não foi visualizado para as tensões de 26, 28 e 29 kV.

As Tabelas 5.7, 5.8 e 5.9 mostram a visualização das massas tumorais (MT) para as diferentes combinações de alvo e filtro.

Tabela5.7: Análise qualitativa das massas tumorais para a combinaçãoMo/Mo

Tensão (kV)	mAs	MT1	MT2	MT3	MT4	MT5
25	125	v	v	v	v	v
26	100	nv	v	v	v	v
27	80	nv	v	v	v	v
28	63	v	v	v	v	v
29	56	nv	v	v	v	v
30	50	nv	v	v	v	v
31	40	v	v	v	v	v
32	36	v	v	v	v	v

v = visualizada
nv = não visualizada

Tabela 5.8: Análise qualitativa das massas tumorais para a combinação Mo/Rh

Tensão (kV)	mAs	MT1	MT2	MT3	MT4	MT5
25	100	v	v	v	v	v
26	80	v	v	v	v	v
27	71	v	v	v	v	v
28	56	v	v	v	v	v
31	36	v	v	v	v	v
32	32	v	v	v	v	v

v = visualizada
nv = não visualizada

Tabela 5.9: Análise qualitativa das massas tumorais para a combinação Rh/Rh

Tensão (kV)	mAs	MT1	MT2	MT3	MT4	MT5
27	63	v	v	v	v	v
29	45	v	v	v	v	v
30	36	v	v	v	v	v
31	32	v	v	v	v	v
32	28	v	v	v	v	v

v = visualizada
nv = não visualizada

De acordo com a Tabela 5.7 somente para a combinação Mo/Mo a primeira massa tumoral (MT1) não foi visualizada para as tensões de 26, 27, 29 e 30 kV.

As Tabelas 5.10, 5.11 e 5.12 mostram a visualização das fibras e das microcalcificações para as diferentes combinações de alvo e filtro.

Tabela 5.10: Análise qualitativa das fibras e microcalcificações para a combinação Mo/Mo

Tensão (kV)	mAs	Fibras	Microcalc.
25	125	v	v
26	100	v	v
27	80	v	v
28	63	v	v
29	56	v	v
30	50	v	v
31	40	v	v
32	36	v	v

v = visualizada
nv = não visualizada

Tabela 5.11: Análise qualitativa das fibras e microcalcificações para a combinação Mo/Rh

Tensão (kV)	mAs	Fibras	Microcalc.
25	100	v	v
26	80	v	v
27	71	v	v
28	56	v	v
31	36	v	v
32	32	v	v

v = visualizada
nv = não visualizada

Tabela 5.12: Análise qualitativa das fibras e microcalcificações para a combinação Rh/Rh

Tensão (kV)	mAs	Fibras	Microcalc.
27	63	v	v
29	45	v	v
30	36	v	v
31	32	v	v
32	28	v	v

v = visualizada
nv = não visualizada

Para todas as combinações de alvo e filtro, as fibras e as microcalcificações foram visualizadas.

5.4. Análise Quantitativa das Imagens

Nesta seção, serão apresentadas as análises quantitativas dos discos de baixo contraste e das massas tumorais.

5.4.1. Análise da SNRd dos Discos de Baixo Contraste

Analisando as imagens obtidas com as técnicas selecionadas, foi possível estabelecer a diferença de contraste entre as regiões centrais e periféricas dos discos de baixo contraste e das massas tumorais. Esses dados foram determinados através do programa "Image J". As Tabelas 5.13, 5.14 e 5.15 mostram como a razão diferencial sinal ruído (SNRd) varia com tensão para os discos de baixo contraste para as diferentes combinações de alvo/filtro do mamógrafo.

Tabela 5.13: Valores de SNRd para os discos de baixo contraste na combinação Mo/Mo

Tensão (kV)	mAs	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8
25	125	0,162	0,455	0,616	0,889	1,089	1,597	1,916	2,196
26	100	0,000	0,474	0,675	0,96	1,133	1,527	1,94	2,154
27	80	0,135	0,354	0,72	0,999	1,076	1,618	1,783	2,015
28	63	0,000	0,292	0,789	0,89	1,022	1,484	1,571	1,935
29	56	0,000	0,384	0,673	0,886	1,028	0,504	1,72	1,916
30	50	0,245	0,335	0,509	0,697	0,828	1,153	1,83	1,912
31	40	0,25	0,236	0,526	0,866	0,84	1,411	1,556	1,733
32	36	0,28	0,582	0,566	0,63	0,893	1,261	1,485	1,582

Os espaços com valor de SNRd iguais a zero na Tabela 5.13 se referem à estrutura não visualizada com a técnica utilizada.

Tabela 5.14: Valores de SNRd para os discos de baixo contraste na combinação Mo/Rh

Tensão (kV)	mAs	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8
25	100	0,312	0,785	0,468	0,803	0,911	1,557	1,691	1,642
26	80	0,213	0,571	0,649	0,849	0,939	1,407	1,503	1,734
27	71	0,336	0,572	0,353	0,765	0,992	1,357	1,595	1,696
28	56	0,295	0,447	0,513	0,601	0,854	1,338	1,443	1,634
31	36	0,087	0,342	0,565	0,796	0,96	1,141	1,474	1,74
32	32	0,345	0,575	0,602	0,890	0,863	1,388	1,514	1,559

Tabela 5.15: Valores de SNRd para os discos de baixo contraste na combinação Rh/Rh

Tensão (kV)	mAs	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8
27	63	0,254	0,557	0,478	0,747	0,870	1,029	1,400	1,686
29	45	0,343	0,620	0,445	0,717	0,812	1,297	1,400	1,456
30	36	0,191	0,640	0,473	0,694	0,796	1,195	1,265	1,374
31	32	0,188	0,581	0,456	0,774	0,763	1,110	1,306	1,516
32	28	0,437	0,620	0,462	0,594	0,807	1,181	1,223	1,414

A partir dos dados anteriores, foram construídos gráficos que relacionam a SNRd com a tensão aplicada ao tubo para as diferentes combinações de alvo e filtro do mamógrafo. Esses gráficos podem ser visualizados na Figura 5.4.

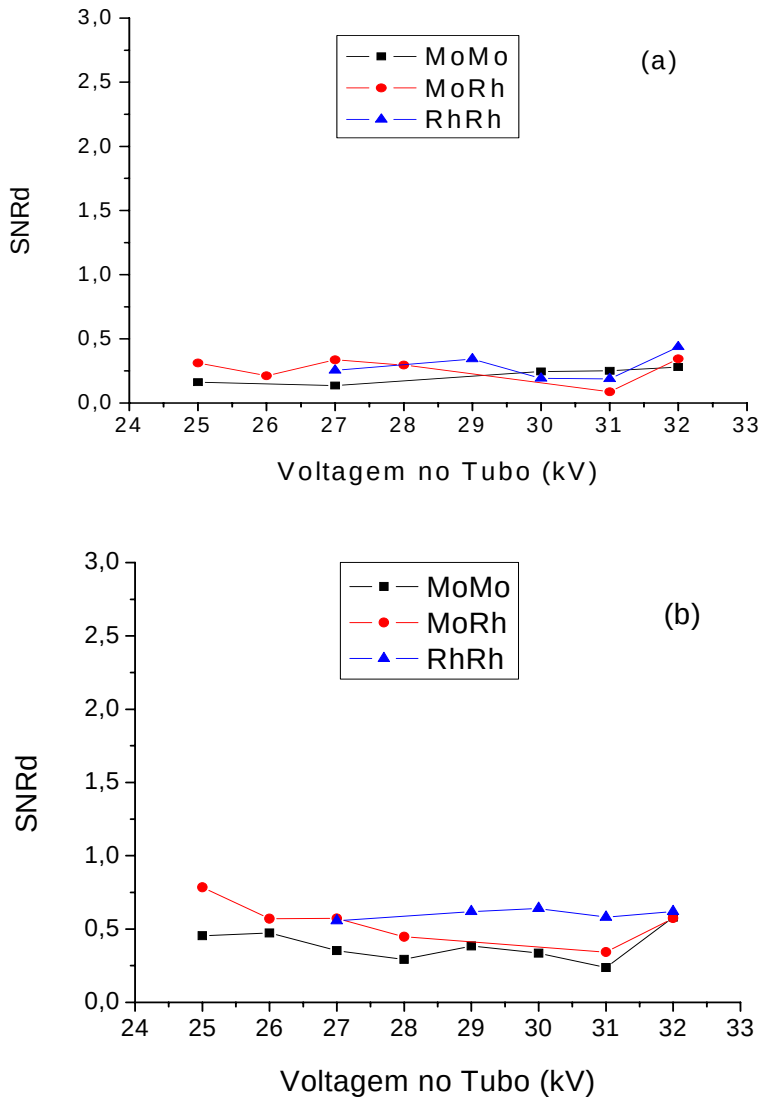
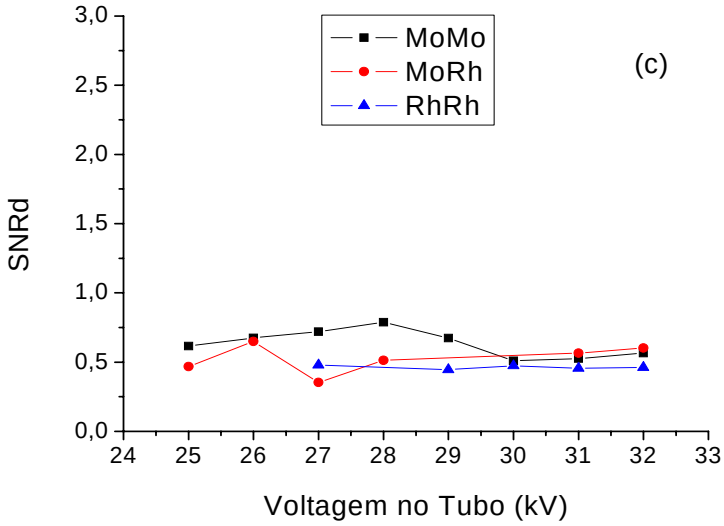


Figura 5.4: SNRd em função da tensão para os discos de baixo contraste. Em (a) D1, (b) D2



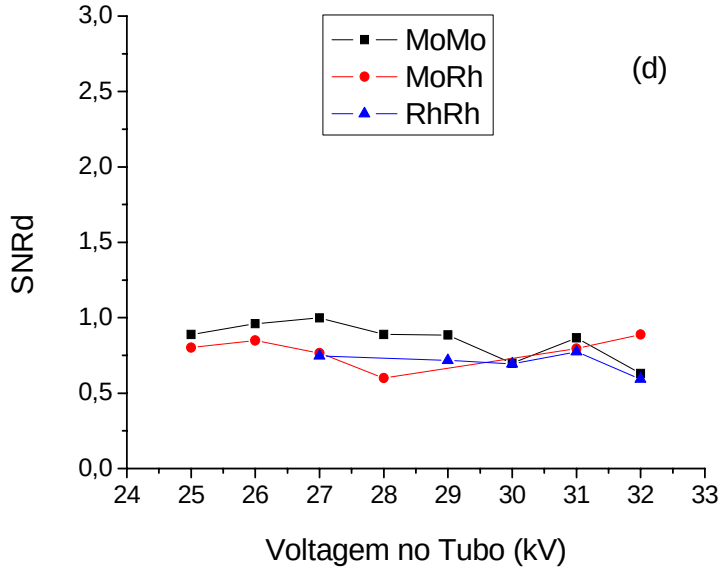


Figura 5.5: SNRd em função da tensão para os discos de baixo contraste. Em (c) D3, (d) D4

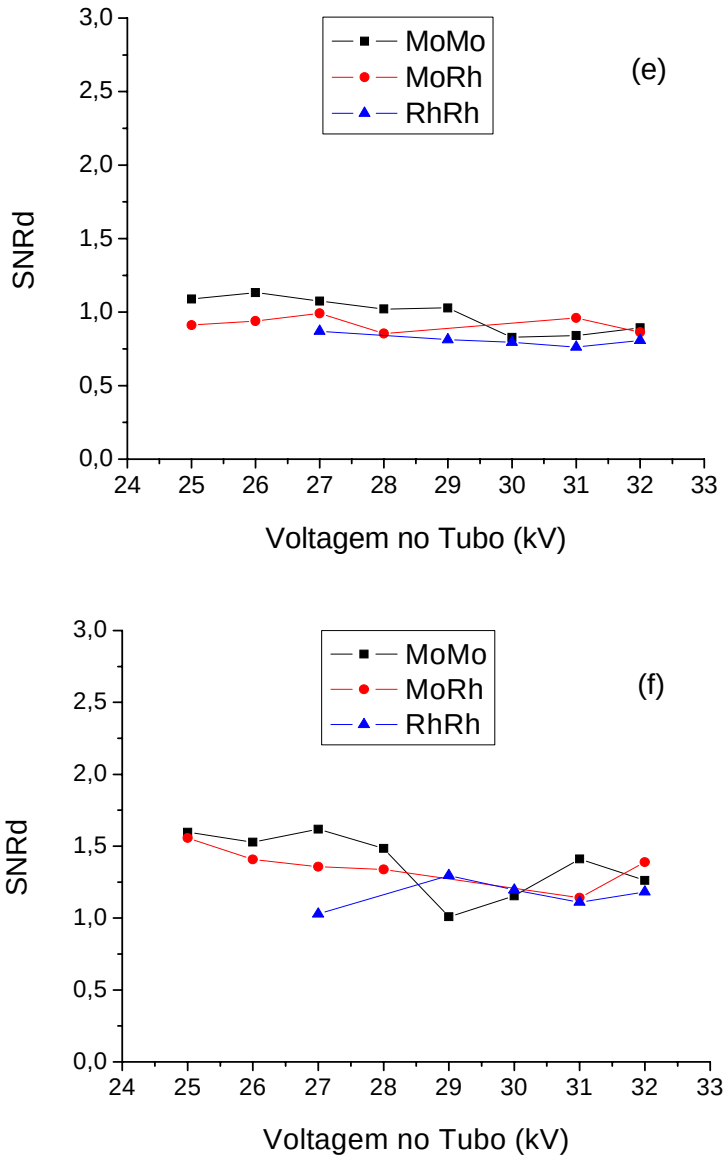
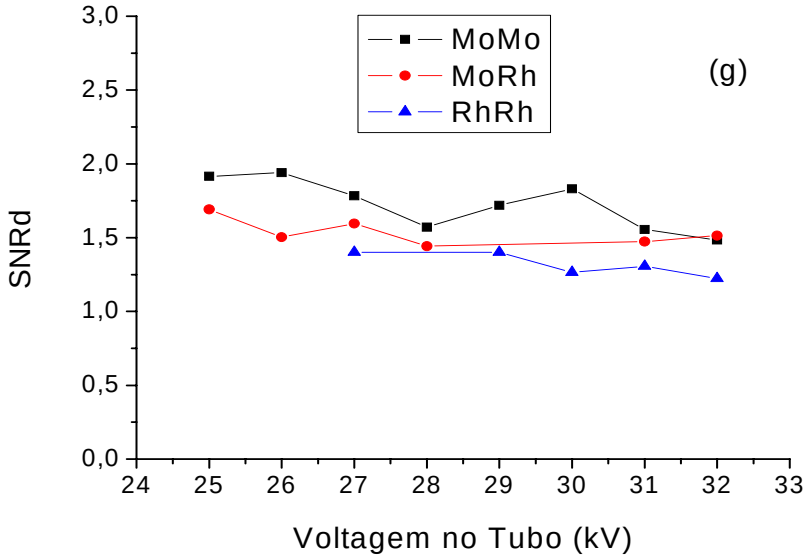


Figura 5.6: SNRd em função da tensão para os discos de baixo contraste. Em (e) D5, (f) D6



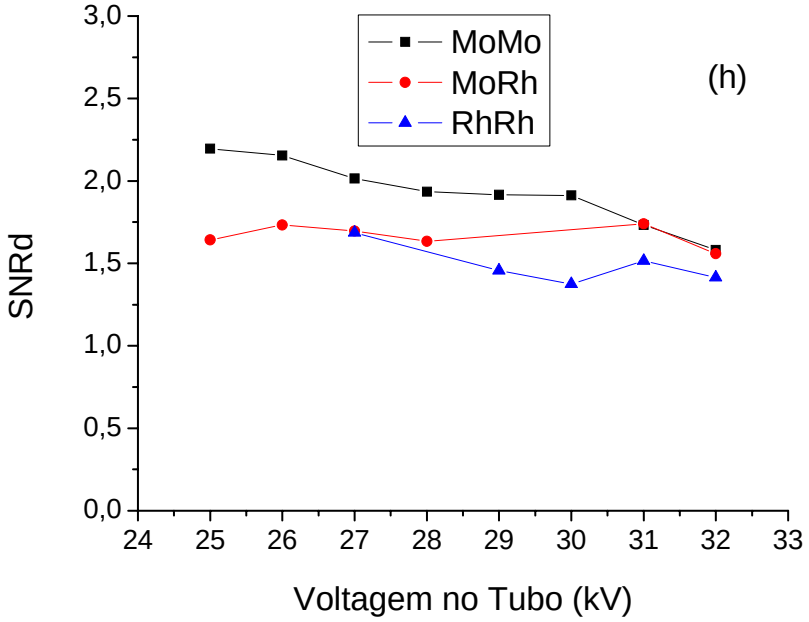


Figura 5.7: SNRd em função da tensão para os discos de baixo contraste. Em (g) D7, (h) D8.

Quanto maior é o valor da SNRd, maior é a qualidade de visualização de detalhes na imagem radiográfica digital. Diante disso, é possível avaliar em qual técnica é obtida uma imagem de melhor qualidade. De acordo com a Figura 5.4 pode-se observar que para os detalhes de baixo contraste mais espessos (D7 e D8), os valores mais elevados

de SNRd foram obtidos para a combinação Mo/Mo, salvo em 31 e 32 kV, que apresentaram valores de SNRd bem próximos. Entretanto para os detalhes de baixo contraste menos espessos (D1 e D2) as combinações Mo/Rh e Rh/Rh apresentam, em geral, os melhores resultados de SRNd. Além disso, a combinação Mo/Mo não permite a visualização do detalhe D1 em algumas faixas de tensão, como mostrado anteriormente na Tabela 5.13.

5.4.2. Análise da SNRd das Massas Tumorais

As Tabelas 5.16, 5.17 e 5.18 apresentam a variação da SNRd com a tensão aplicada ao tubo para os diferentes tipos de alvo e filtro do mamógrafo.

Tabela 5.16: SNRd das massas tumorais para a combinação Mo/Mo

Tensão (kV)	mAs	MT1	MT2	MT3	MT4	MT5
25	125	0,639	1,631	1,88	3,211	3,981
26	100	0,000	1,754	1,852	2,955	3,663
27	80	0,000	1,452	1,661	3,212	3,696
28	63	0,696	1,403	1,799	2,786	3,547
29	56	0,000	1,026	1,616	2,886	3,525
30	50	0,000	2,728	1,649	1,332	3,542
31	40	0,328	1,365	1,436	2,259	3,327
32	36	0,654	1,375	1,434	2,615	3,091

Os valores de SNRd iguais a zero na Tabela 5.16 se referem à estrutura não visualizada coma técnica utilizada conforme mostra a tabela 5.7.

Tabela 5.17: SNRd das massas tumorais para a combinação Mo/Rh

Tensão (kV)	mAs	MT1	MT2	MT3	MT4	MT5
25	100	0,597	1,391	1,923	2,896	3,891
26	80	0,481	1,444	1,901	3,003	3,793
27	71	0,587	1,618	1,766	2,882	3,785
28	56	0,356	1,279	1,933	2,823	3,818
31	36	0,646	1,426	1,554	2,573	3,235
32	32	0,615	1,382	1,544	2,55	3,146

Tabela 5.18: SNRd das massas tumorais para a combinação Rh/Rh

Tensão (kV)	mAs	MT1	MT2	MT3	MT4	MT5
27	63	0,188	1,372	1,759	2,549	3,556
29	45	0,361	1,162	1,703	2,475	3,371
30	36	0,574	1,052	1,553	2,332	3,188
31	32	0,224	1,281	1,696	2,516	3,218
32	28	0,187	1,092	1,654	2,244	3,173

A partir dos dados apresentados nas Tabelas 5.16, 5.17 e 5.18, os gráficos dos valores de SNRd, em função da tensão, para as diferentes combinações de alvo/filtro do mamógrafo foram obtidos e podem ser vistos na Figura 5.5.

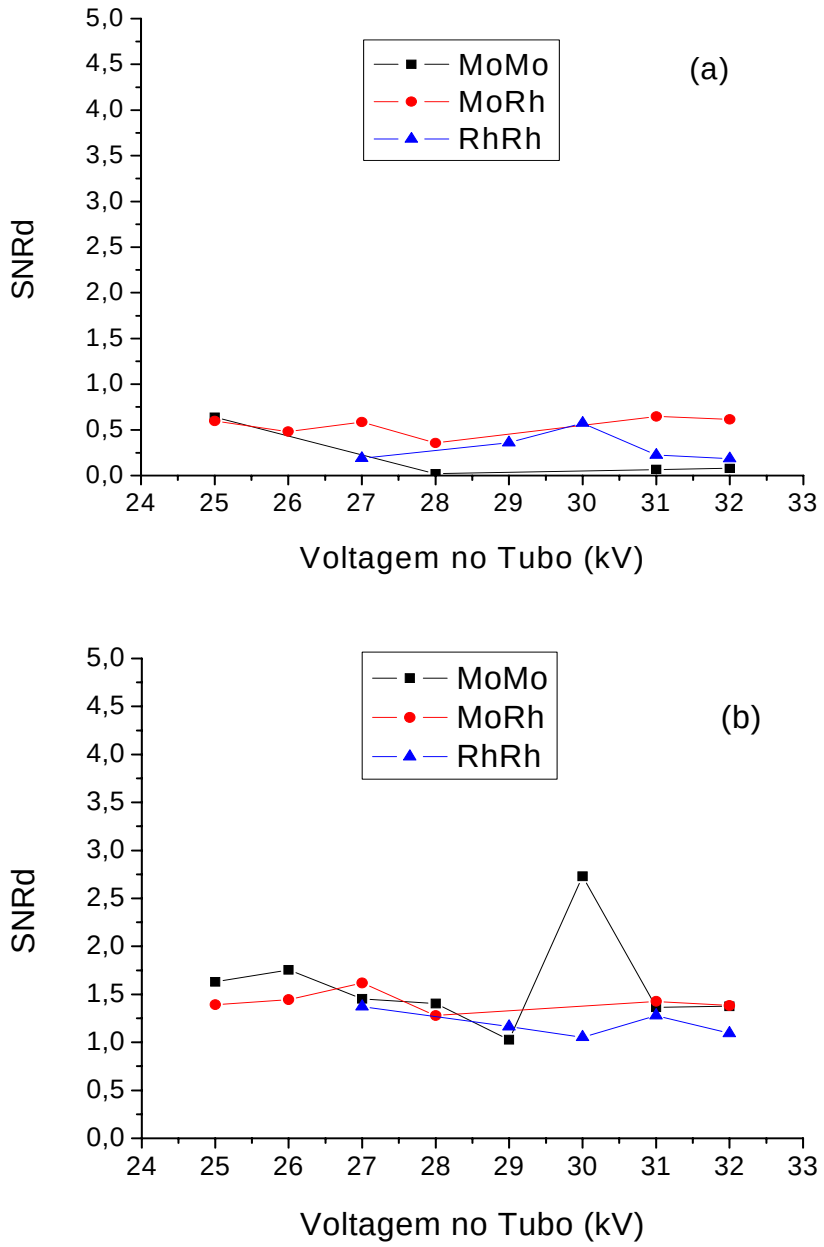
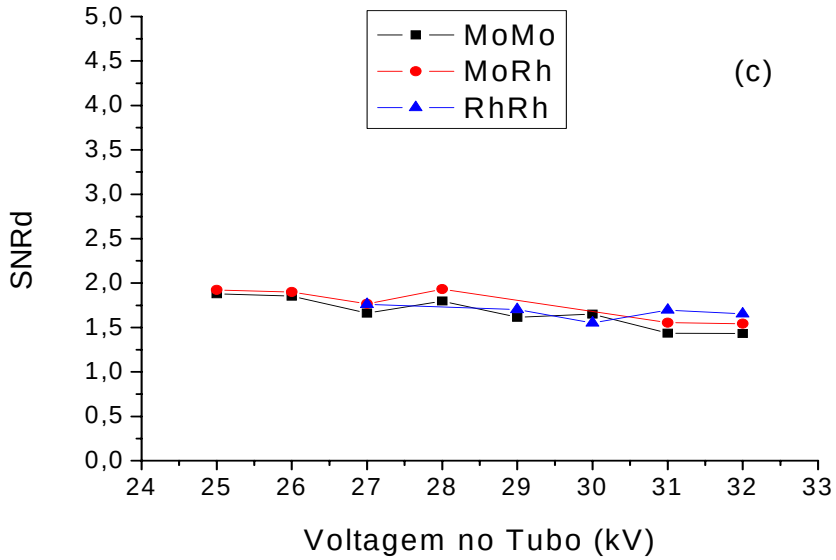


Figura 5.8: SNRd em função da tensão para as massas tumorais. Em (a) MT1 e (b) MT2.



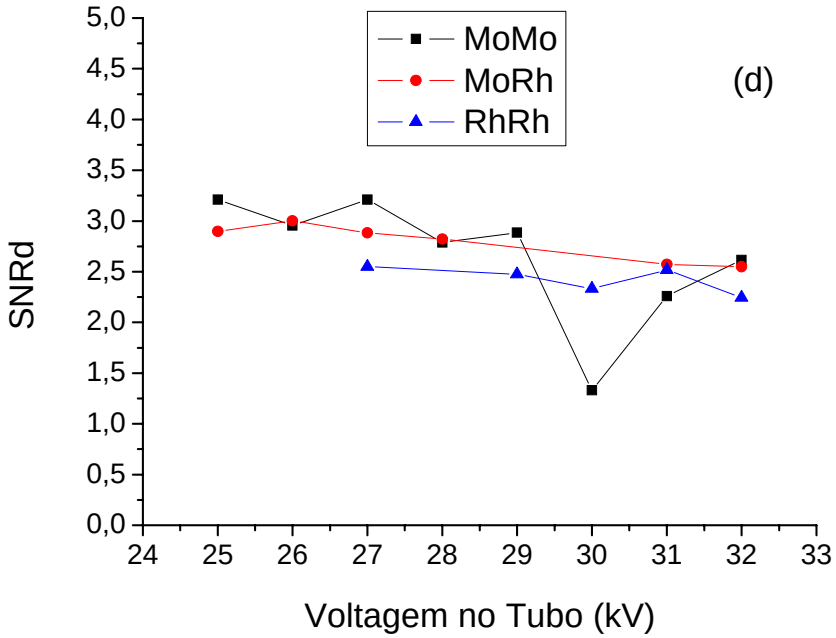


Figura 5.9: SNRd em função da tensão para as massas tumorais. Em (c) MT3, (d) MT4

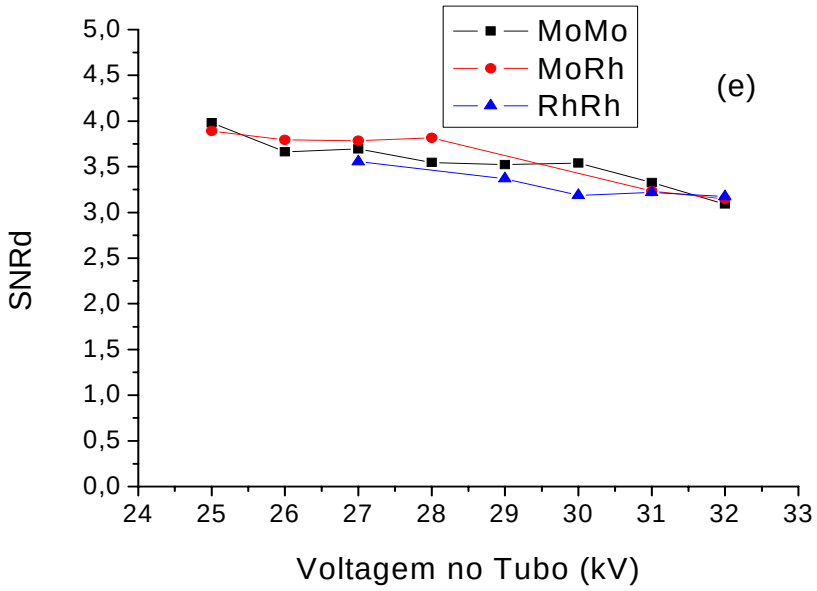


Figura 5.10: SNRd em função da tensão para as massas tumorais. Em (e) MT5.

Para a massa de menor espessura (MT1) houve uma grande variação dos valores de SNRd encontrados, todos esses valores ficaram abaixo de 1, o que significa que a massa não é bem visualizada em nenhuma técnica utilizada, mesmo assim as combinações Mo/Rh e Rh/Rh apresentaram maiores valores deSNRd. Para as demais massas tumorais avaliadas, observou-se que de uma forma geral, a combinação de alvo e filtro de Mo/Rh favoreceu a obtenção de valores um pouco mais elevados de SNRd.Os picos encontrados na Figura 5.5 b) e d) representam o valor da grandeza medido experimentalmente.

5.5 Análise da FOM

Para correlacionar as análises quantitativas da qualidade da imagem com a dose absorvida no tecido mamário, a grandeza FOM foi estimada. A mesma é definida através da equação 4.5[3].

$$FOM = \frac{SNRd^2}{E} \tag{4.5}$$

onde E é o valor da dose no tecido mamário .

5.5.1 Análise da FOM dos Discos de Baixo Contraste

A partir dos valores da SNRd foi possível calcular a FOM para os discos de baixo contraste e para as massas tumorais utilizando as combinações Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh. As Tabelas 5.19, 5.20 e 5.21 mostram como a FOM varia, para os discos de baixo contraste, com a tensão para as diferentes combinações de alvo e filtro do mamógrafo.

Tabela 5.19: FOM dos discos de baixo contraste para a combinação Mo/Mo

Tensão (kV)	mAs	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8
25	125	0,026	0,209	0,384	0,800	1,201	2,584	3,719	4,885
26	100	0,000	0,236	0,479	0,970	1,351	2,454	3,961	4,883
27	80	0,020	0,139	0,576	1,108	1,286	2,908	3,532	4,511
28	63	0,000	0,102	0,749	0,953	1,256	2,650	2,969	4,505
29	56	0,000	0,173	0,531	0,921	1,240	0,298	3,472	4,308
30	50	0,068	0,128	0,297	0,557	0,786	1,524	3,840	4,192
31	40	0,079	0,070	0,351	0,951	0,895	2,526	3,072	3,811
32	36	0,098	0,424	0,401	0,497	0,999	1,992	2,763	3,136

Os campos com valores de FOM iguais a zero na Tabela 5.19 se referem a valores de FOM não medidos devido a não visualização da estrutura.

Tabela 5.20: FOM dos discos de baixo contraste para a combinação Mo/Rh

Tensão (kV)	mAs	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8
25	100	0,120	0,761	0,270	0,797	1,025	2,996	3,534	3,332
26	80	0,057	0,413	0,534	0,914	1,118	2,512	2,866	3,815
27	71	0,135	0,391	0,149	0,700	1,177	2,202	3,043	3,440
28	56	0,113	0,260	0,342	0,470	0,949	2,331	2,711	3,476
31	36	0,010	0,159	0,436	0,865	1,259	1,778	2,968	4,136
32	32	0,163	0,454	0,497	1,088	1,023	2,646	3,148	3,338

Tabela 5.21: FOM dos discos de baixo contraste para a combinação Rh/Rh

Tensão (kV)	mAs	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8
27	63	0,096	0,462	0,340	0,831	1,128	1,578	2,921	4,236
29	45	0,178	0,582	0,300	0,778	0,999	2,548	2,969	3,212
30	36	0,059	0,672	0,367	0,790	1,040	2,344	2,627	3,099
31	32	0,057	0,544	0,335	0,966	0,938	1,987	2,751	3,706
32	28	0,312	0,628	0,348	0,576	1,064	2,279	2,444	3,266

Através desses valores, foram obtidos gráficos demonstrativos do comportamento dessa grandeza, em função da voltagem no tubo, para as diferentes combinações de alvo/filtro do mamógrafo. Esses dados podem ser vistos na Figura 5.6.

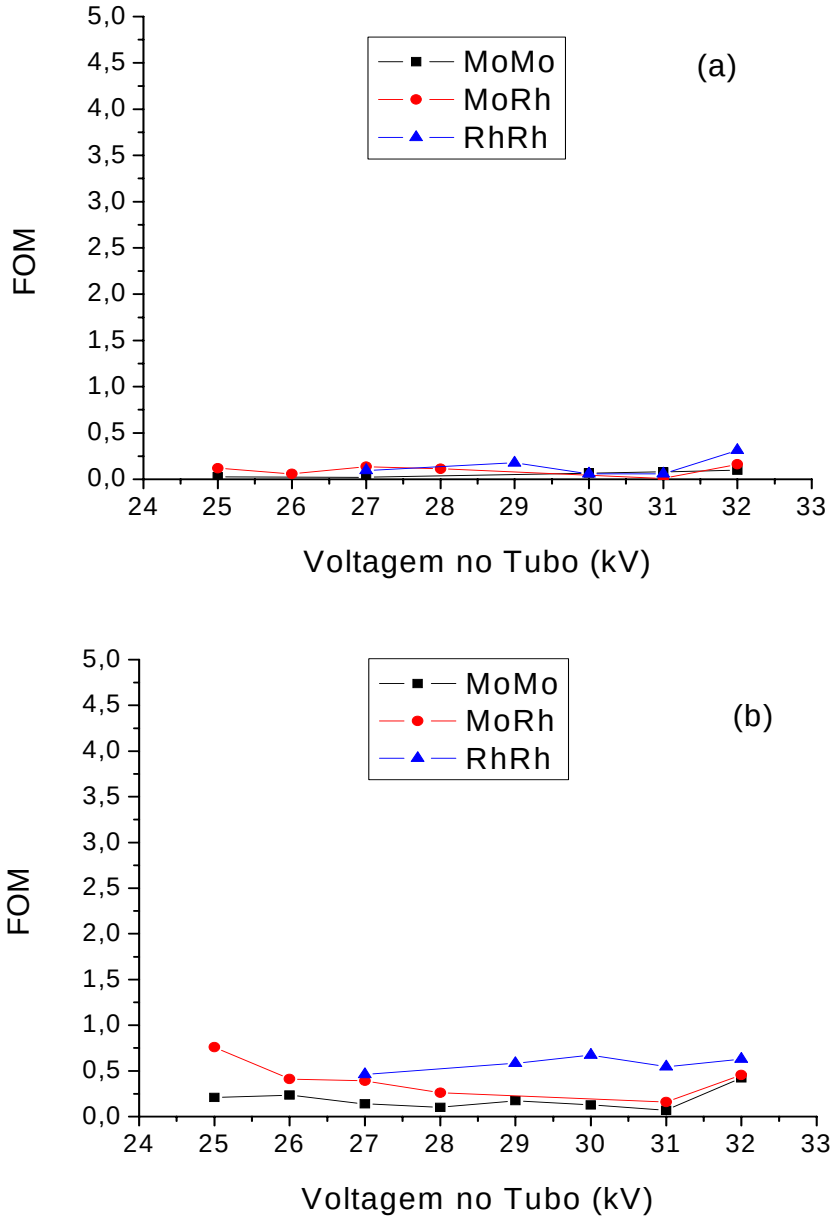


Figura 5.11: FOM em função da tensão para os discos de baixo contraste. Em (a) D1 e (b) D2.

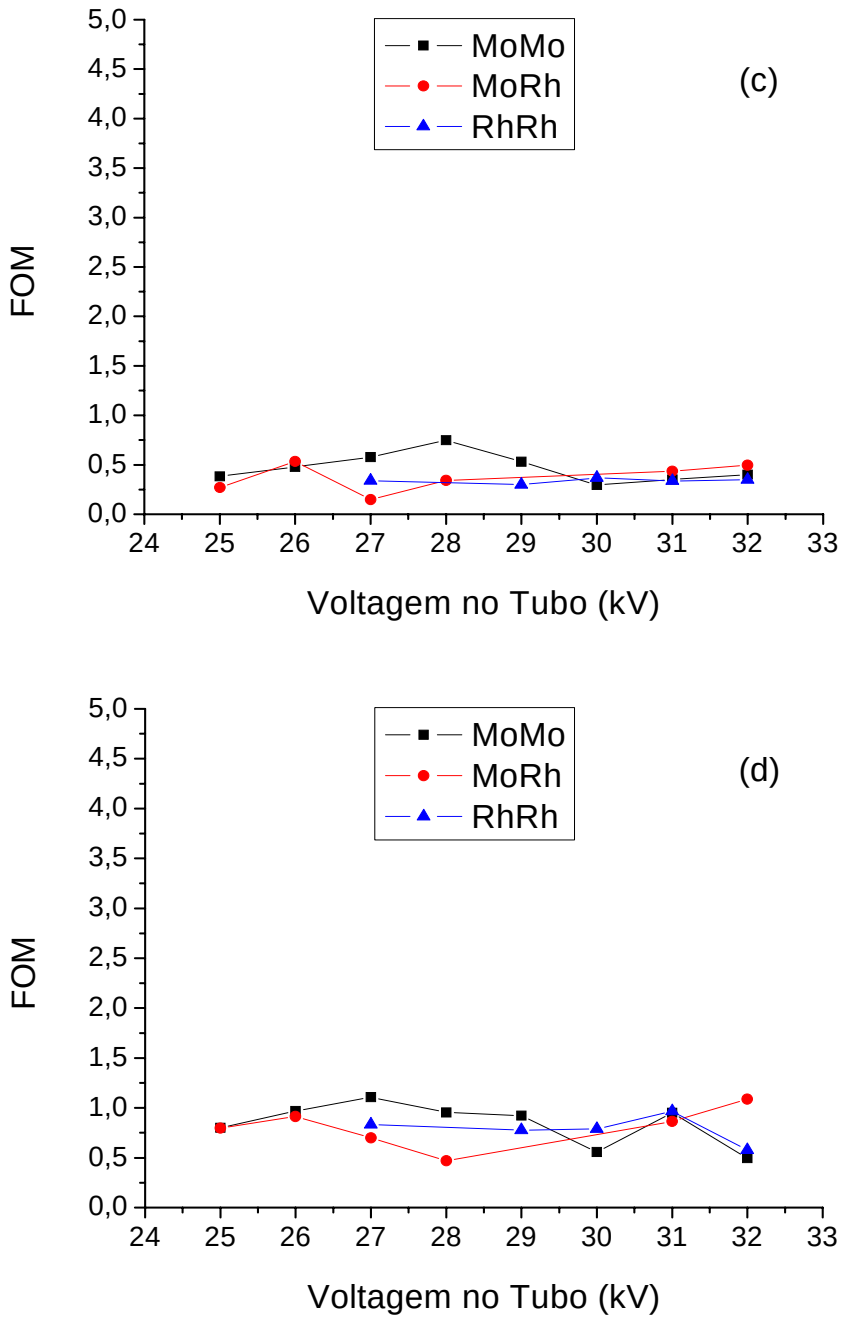


Figura 5.12: FOM em função da tensão para os discos de baixo contraste. Em (c) D3, (d) D4.

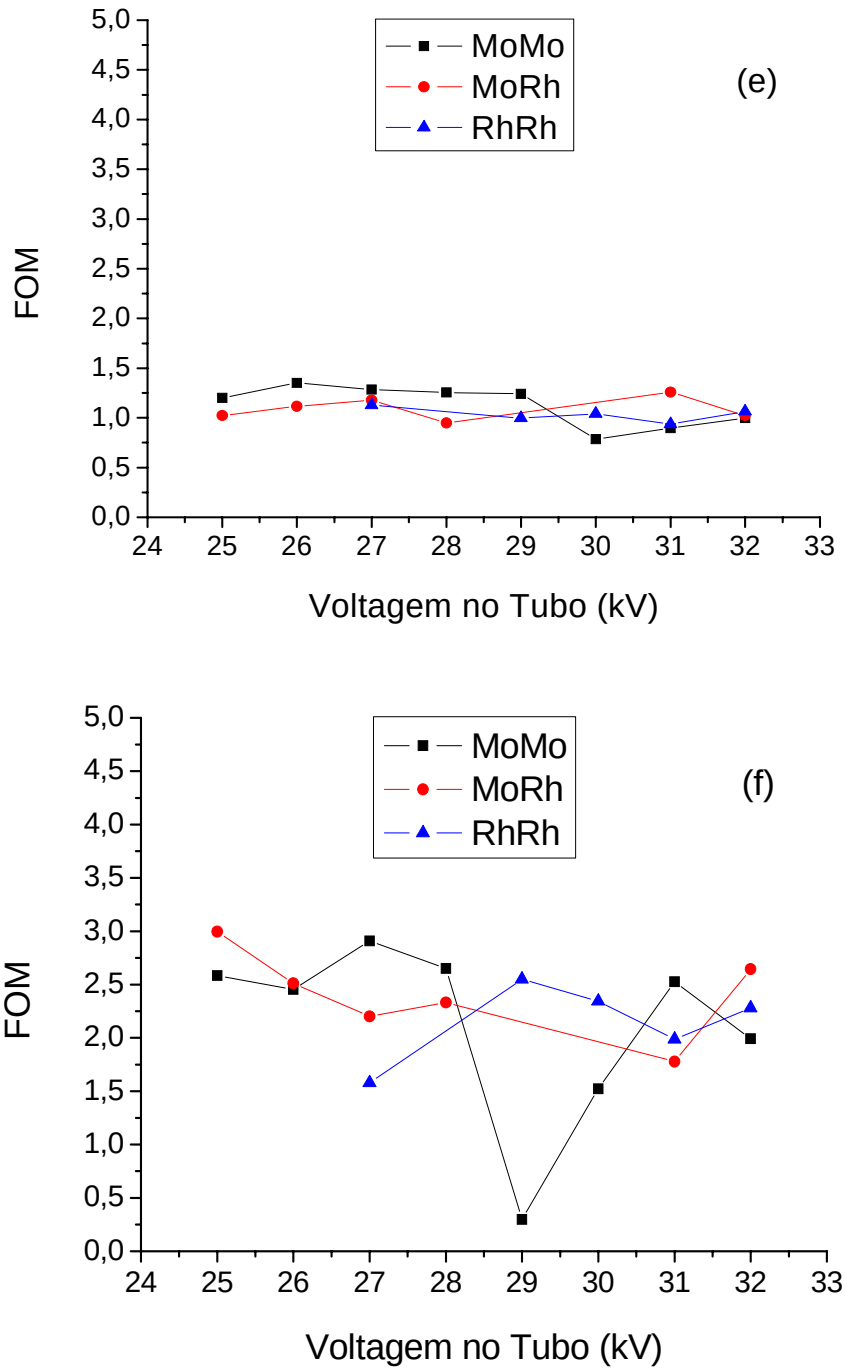


Figura 5.13: FOM em função da tensão para os discos de baixo contraste. Em (e) D5, (f) D6.

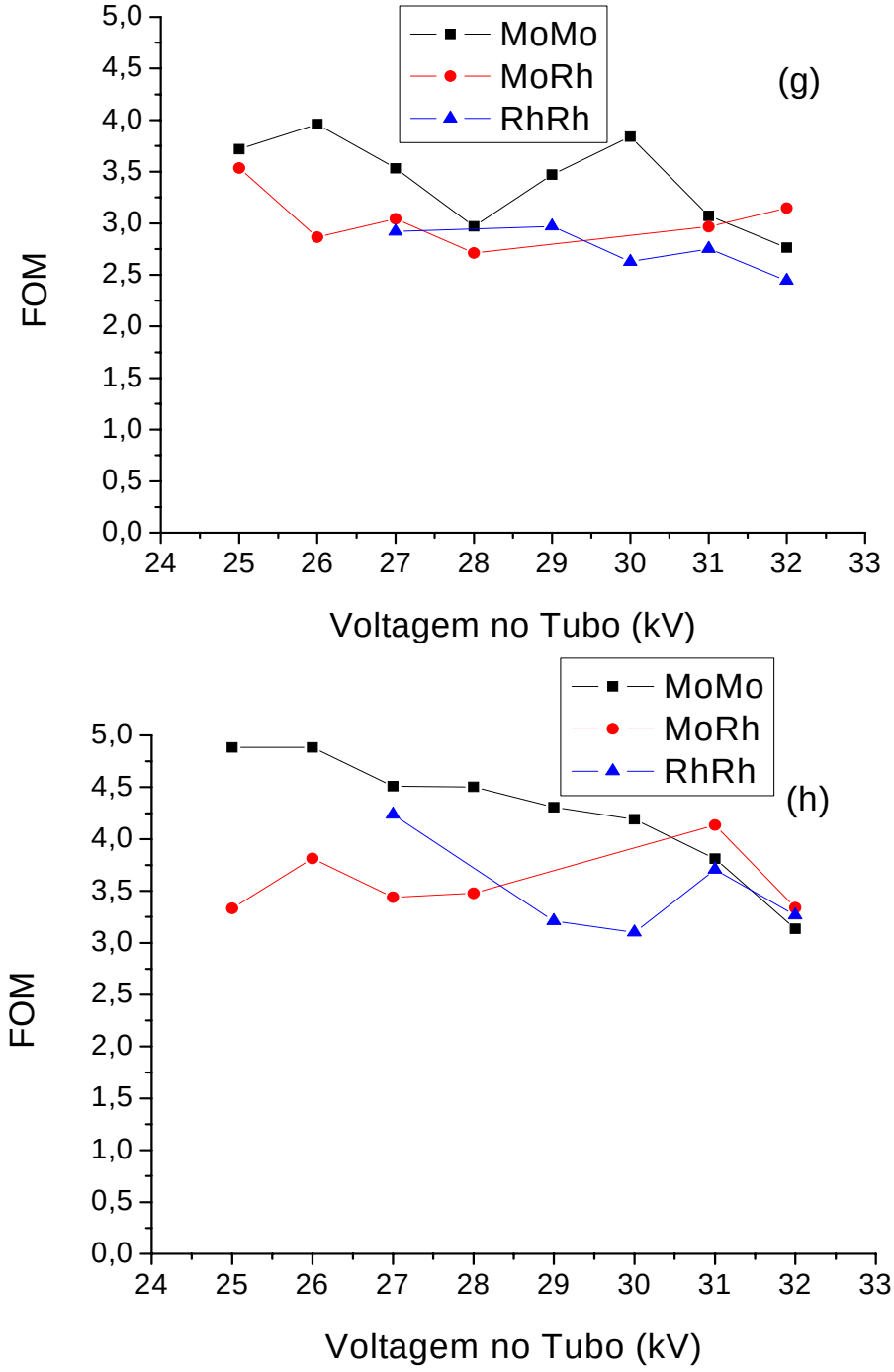


Figura 5.14: FOM em função da tensão para os discos de baixo contraste. Em(g) D7, (h) D8.

De acordo com a Figura 5.6, pode-se observar que, para os detalhes de baixo contraste mais espessos (D7 e D8), os valores mais altos da FOM foram obtidos para a combinação Mo/Mo, especialmente, para valores de tensão menores que 30 kV, com

exceção da tensão de 28 kV que apresentou um valor próximo ao encontrado para a combinação Rh/Rh para o disco D7. Para as tensões de 31 e 32 kV os valores de FOM ficaram bem próximos para as três combinações de alvo / filtro analisadas. Entretanto para os detalhes de baixo contraste menos espessos (D1 e D2) as combinações Mo/Rh e Rh/Rh apresentaram maiores valores da FOM. O pico encontrado na Figura 5.6 f) se deve ao valor da grandeza medido experimentalmente.

5.5.2 Análise da FOM das Massas Tumorais

A partir dos valores de SNRd foi possível calcular a FOM para as massas tumorais utilizando as combinações Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh. As Tabelas 5.22, 5.23 e 5.24 mostram como a FOM varia com a tensão para as diferentes combinações de alvo e filtro do mamógrafo.

Tabela 5.22: FOM para as massas tumorais na combinação Mo/Mo

Tensão (kV)	mAs	MT1	MT2	MT3	MT4	MT5
25	125	0,413	2,695	3,580	10,446	16,057
26	100	0,000	3,238	3,610	9,191	14,123
27	80	0,000	2,342	3,065	11,463	15,178
28	63	0,582	2,368	3,894	9,340	15,139
29	56	0,000	1,235	3,065	9,775	14,584
30	50	0,069	3,534	3,118	2,034	14,387
31	40	0,136	2,364	2,616	6,475	14,046
32	36	0,535	2,369	2,576	8,569	11,972

Os campos com valores de FOM iguais a zero na Tabela 5.22 se referem a valores de FOM não medidos devido a não visualização da estrutura.

Tabela 5.23: FOM para as massas tumorais para a combinação Mo/Rh

Tensão (kV)	mAs	MT1	MT2	MT3	MT4	MT5
25	100	0,440	2,391	4,570	10,366	18,714
26	80	0,293	2,646	4,581	11,444	18,257
27	71	0,412	3,131	3,730	9,935	17,136
28	56	0,165	2,130	4,865	10,376	18,980
31	36	0,570	2,777	3,299	9,044	14,296
32	32	0,519	2,623	3,274	8,932	13,595

Tabela 5.24: FOM para as massas tumorais para a combinação Rh/Rh

Tensão (kV)	mAs	MT1	MT2	MT3	MT4	MT5
27	63	0,052	2,805	4,611	9,683	18,845
29	45	0,197	2,045	4,394	9,281	17,207
30	36	0,541	1,817	3,960	8,929	16,688
31	32	0,080	2,642	4,639	10,210	16,702
32	28	0,057	1,948	4,470	8,228	16,450

A partir dos dados obtidos foram traçados os gráficos dos respectivos valores da FOM e tensão, para as diferentes combinações de alvo/filtro do mamógrafo. Os gráficos podem ser vistos na Figura 5.7.

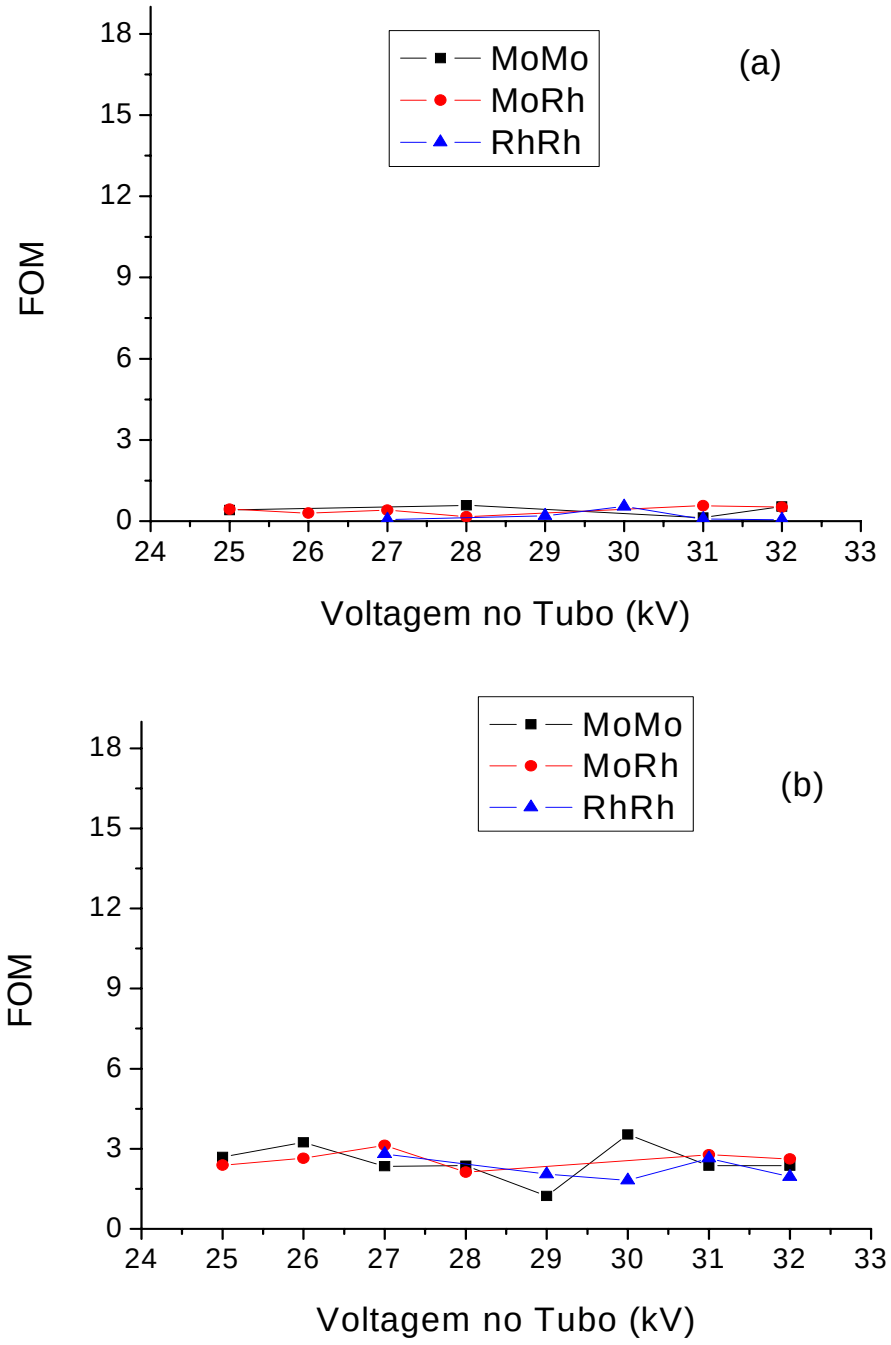


Figura 5.15: FOM em função da tensão para as massas tumorais. Em (a) MT1, (b) MT2

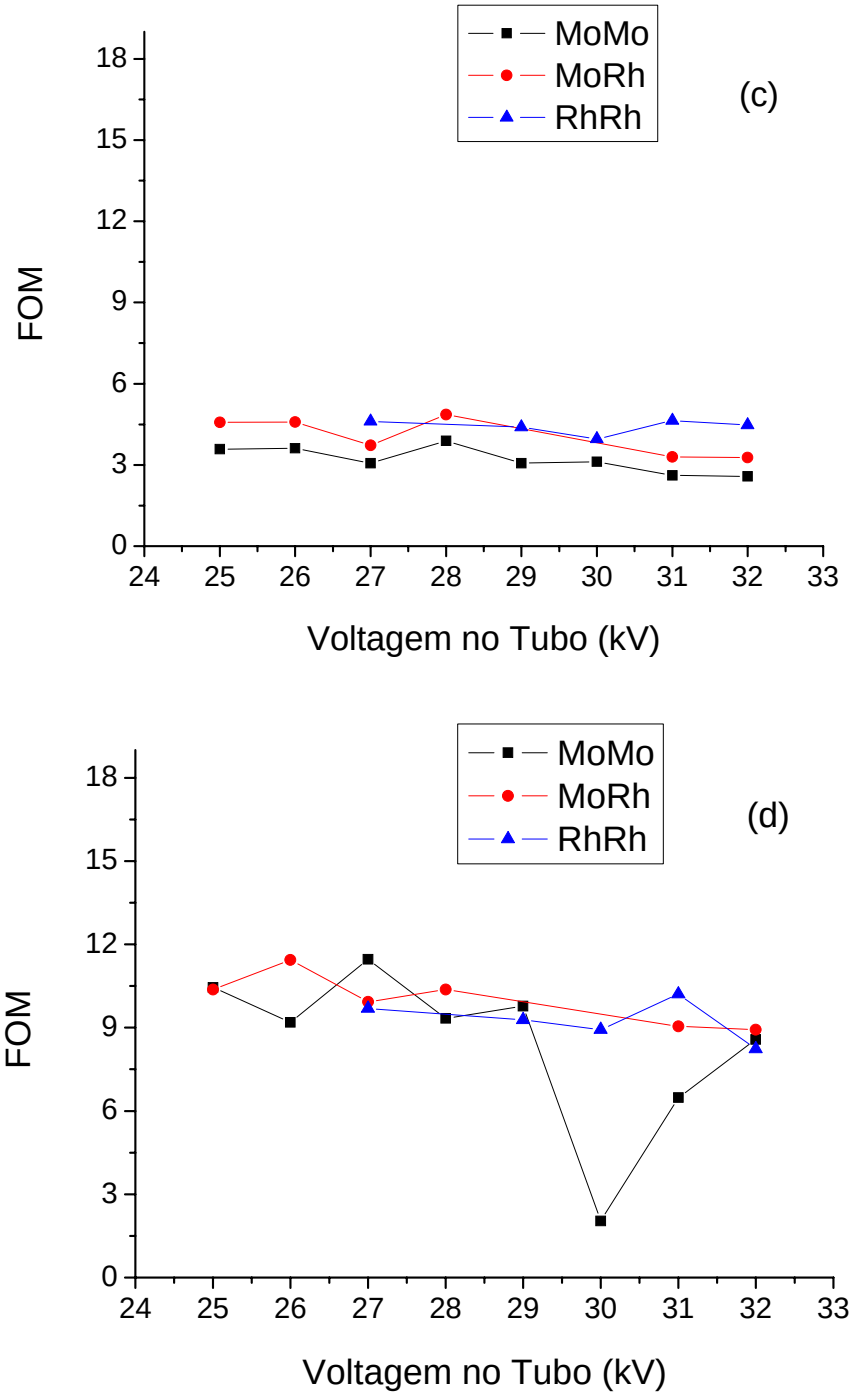


Figura 5.16: FOM em função da tensão para as massas tumorais. Em (c) MT3, (d) MT4

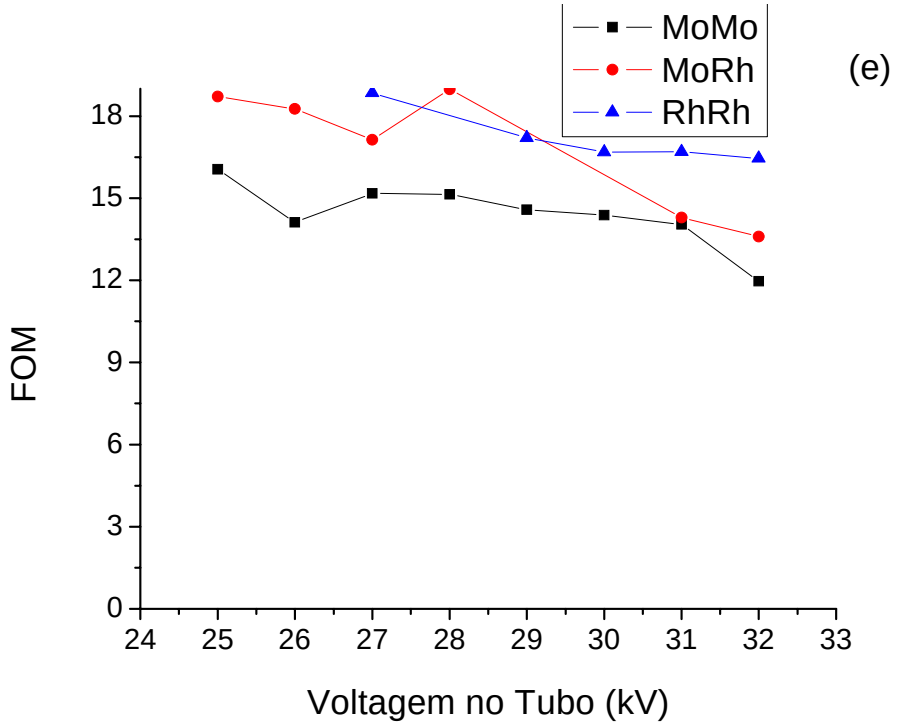


Figura 5.17: FOM em função da tensão para as massas tumorais. Em (e) MT5.

De acordo com a Figura 5.7, para as massas tumorais menores (MT1 e MT2) os valores da FOM ficaram muito próximos para as três combinações avaliadas.Já para as massas tumorais maiores (MT4 e MT5), a FOM apresentou maiores valores para as combinações Mo/Rh e Rh/Rh. O pico encontrado na Figura 5.7 d) se deve ao valor da grandeza medido experimentalmente.

Capítulo 6

CONCLUSÕES

Embora a tomada de imagens seja realizada de forma semelhante à da mamografia analógica, o sistema digital, ao contrário do ecran-filme, permite a manipulação fina das dimensões e do contraste da imagem. Como resultado, pequenas diferenças entre o tecido normal e o alterado puderam ser notadas.

Este trabalho veio mostrar que uma mudança na combinação alvo/filtro do mamógrafo pode, além de melhorar a visualização das principais estruturas da mama, diminuir a dose recebida pela paciente.

A combinação Mo/Mo, apresentou os maiores valores de dose, tanto na entrada da pele, como no tecido glandular, chegando próximo ao limite de 10mGy estabelecido pela Portaria 453 do Ministério da Saúde para a dose na pele com a técnica de 25 kV e 100 mAs. Mostrou também que, para algumas técnicas utilizadas, não foi possível avisualização das estruturas menores de baixo contraste e de massas tumorais, o que dificultaria a detecção de um câncer em estágio inicial, por exemplo. Com relação aos discos de baixo contraste mais espessos (D7 e D8), apresentaram os melhores valores da SNRd, o que assegura a melhor visualização dessas estruturas, entretanto, o mesmo não aconteceu para as maiores massas tumorais (MT4 e MT5). Analisando-se a FOM, os melhores valores só foram observados para os discos de baixo contraste mais espessos (D7 e D8). Isso faz da técnica utilizada pelos clínicos (30kV e 50 mAs), uma escolha inadequada para a visualização das estruturas mais importantes da mama.

Através dos resultados, se observou que o aumento da tensão e a utilização dofiltro de Ródio permitem a diminuição dos valores de dose na pele e no tecido glandular. Com isso, quando se avaliou a FOM a combinação Mo/Rh mostrou os melhoresvalores encontrados para essa grandeza.A técnica de 25kV e 100 mAs com essa combinação de alvo e filtro se torna a mais indicada, quando se pretende obter amelhor imagem e menor dose, pois permitiu observar até mesmo as menores estruturas presentes na mama com doses mais baixas, tornando, a mamografia um exame ainda maisexato e confiável.

Como trabalhos futuros podem ser citados os seguintes projetos:

- Dar continuidade ao estudo do método proposto, avaliando a influência da espessura e da densidade da mama na imagem e na dose com as diferentes combinações de alvo e filtro do mamógrafo;
- Estudar a possível substituição dos filtros de Mo e Rh do mamógrafo, por outros elementos que podem trazer uma melhor imagem com a menor dose;
- Estabelecer uma carta de técnicas para cada tipo e espessura de mama, com alvo e filtro apropriados, sempre procurando a menor dose e a melhor imagem;
- Desenvolver um programa matemático para calcular a SNRd e a FOM a partir dos dados retirados da imagem.

REFÊRENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER."Estimativa de incidência de Câncer no Brasil em2010", disponível na internet no site: http://www.inca.gov.br em: 01/09/2010.

[2] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. "Recommendations of theInternational Commission on Radiological Protection". ICRP Publication60,Oxford: Pergamon Press, 1991.

[3]CORREA, S.C.A. "Otimização da Dose e da Imagem Radiográfica Digital deTórax Usando Modelagem Computacional".Tese de D.Sc, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2009.

[4]OLIVEIRA, M.G.N. "Avaliação e Caracterização do Espalhamento dos Raios X em Tecidos e Simuladores Mamográficos Usando Simulação de Monte Carlo". Dissertação de M.Sc, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2005.

[5]MINISTÉRIO DA SAÚDE. "Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico "– Regulamento Técnico de Ministério da Saúde. Portaria nº 453 de 01/06/1998 publicada no diário Oficial da União em 2/06/1998 nº 103.

[6]BAUAB, S.P, "Mamografia Digital: um Caminho sem Volta"; RadiolBras; 38(3): III-IV, 2005.

[7] SAMEI, E., DOBBINS, J.T., LO, J.Y., TORNAI, M.P., "A Framework for Optimising the Radiographic Technique in Digital X-Ray Imaging", Radiation Protection Dosimetry, v. 114, n. 1-3, pp. 220-229, 2005.

[8]ROSA, R.O, "Estudos dos Parâmetros Físicos de Qualidade de Imagem em Mamografia Convencional Usando o Método de Monte Carlo". Dissertação de M.Sc, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2005.

[9]OLIVEIRA, L.C.G., "Estimativa do Kerma no Ar na Superfície de Entrada em Exames Mamográficos". Dissertação de M.Sc, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2007.

[10] TAUHATA, L., SALATI, I.P.A., PRINZIO, R., PRINZIO, A.R., "Fundamentos de Radioproteção e Dosimetria". IRD/CNEN, Rio de Janeiro, 2001.

[11] GE disponível na internet no site: http://www.ge.com em: 05/11/2009.

[12]PEIXOTO, J. E.,"Qualidade da Imagem em Mamografia", Rev. Bras. Cancerol., v.39 (3): pp.127-133, 1993.

[13]RADCAL disponível na internet no site: http://www.radcal.com em: 05/11/2009.

[14] SILVA, H.O.,"Cálculo de Dose em Mamografia Digital Utilizando Código de MonteCarlo".Trabalho de Fim de Curso, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2010.

[15] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS."TissueSubstitutes in Radiation Dosimetry and Measurement".ICRU Publication 44.Bethesda, MD, 1989.

[16] WU, X. BARNES,G.T. TUCKER, D.M., "Spectral Dependence of Glandular TissueDose in Screen-Film Mammography"Radiology, April 1991.

[17] LUSTED,L.B, "Introduction to Medical Decision Making", Thomas Springfield, IL, 1968.

[18]INTERNATIONAL COMMITION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. "Medical Imaging: The AssessmentofImageQuality". ICRU Report 54, 1996.

[19] CURSOS ON LINE EM MEDICINA PORTAL DA EDUCAÇÃO disponível na internet no site: http://www.portaleducacao.com.br/medicina/artigos/7200/mamografia em 24/03/2009.

[20] FREITAS, A. G.; KEMP, C.; LOUVEIRA ,M., H.; FUJIWARA, S. M.; CAMPOS, L. F. "Mamografia Digital: Perspectiva Atual e Aplicações Futuras" RadiolBras vol.39 no.4 São Paulo , 2006

[21] SURYANARAYANANA, S. B, KARELLASA, A. B, VEDANTHAMA,S. "Physical Characteristics ofa full-.eld Digital Mammography System"; Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 533 560–570,2004.

[22] OBENAUER,S. MD; HERMANN,K.P, PHD AND GRABBE,E., MD "D**ose** Reduction in Full-field Digital Mammography: an Anthropomorphic Breast Phantom Study" The British Journal of Radiology, 76, 478–482 E ,2003.

[23] PASCOAL, A.; LAWINSKI, C.P; MACKENZIE,A;TABAKOV,S. AND LEWIS,C.A., "Radiography: A comparison of Image quality and Effective Dose Using Four Digital Systems"; Radiation Protection Dosimetry, Vol. 114, Nos 1-3, pp. 273–277 doi:10.1093/rpd/nch572,2005.

[24] DE PINA ,D. R. ; M, J., DUARTE S. B. ; GHILARDI NETTO ,T.; "Otimização de Imagens Mamográficas"**,** Radiol Bras; 39(5):351–354,2006.

[25] DAVIS, R.; TONG, K.A**."**A New Mammographic Phantom"**,** RMH Internal Report Royal Marsden,Londom, 1974.

[26] MASTERSON, M.E."Development and Use of a New Mammographic Image Quality Phantom". Thesis, Cornell University, New York, 1977.

[27] CHOTAS, H.G., FLOYD, C.E.; JOHNSON, G.A., RAVIN, C.E.**,"** Quality Control Phantom for Digital Chest Radiography"**.**Radiology, vol. 202, pp.111-116, 1997.

[28] MENEZES, C.J.M., HWANG, S.F ,"Desenvolvimento de Um Cartão Dosimétrico para Mamografia", Revista Brasileira de Pesquisa e Desenvolvimento, vol.4, No.3, 2002.

[29] X-5 MONTE CARLO TEAM. MCNP: "A General Monte Carlo N-Particle Transport Code", Version5. Los Alamos National Laboratory Report LA-CP-03-0245, April. 2003.

[30] FONSECA, A. C. C.; "Introdução a Instrumentação Nuclear", IEN,2000.

[31] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. "Data for Use in Protection Against External Radiation", ICRP Publicação 51 (Oxford: Pergamon Press),1987.

[32] PELOWITZ, D.B., "Ed. MCNPXTM User's Manual". Version 2.5.0., Los Alamos National Laboratory report LA-CP-05-0369, April. 2005.

[33] CRANLEY, K., GILMORE, B.J., FOGARTY, G.W.A., DESPONDS, L., "Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and Other Data". Institute of Physics and Engineering in Medicine. Report 48, 1997.