



UTILIZAÇÃO DA TÉCNICA DE MONTE CARLO PARA O ESTUDO DA DOSE
GLANDULAR MÉDIA E QUALIDADE DA IMAGEM EM TOMOSSÍNTESE
MAMÁRIA DIGITAL

Leonardo Rodrigues

Tese de Doutorado 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 Doutor em Engenharia Nuclear.

Orientadores: Delson Braz

Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Rio de Janeiro

Julho de 2016

UTILIZAÇÃO DA TÉCNICA DE MONTE CARLO PARA O ESTUDO DA DOSE
GLANDULAR MÉDIA E QUALIDADE DA IMAGEM EM TOMOSSÍNTESE
MAMÁRIA DIGITAL

Leonardo Rodrigues

TESE 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 DOUTOR EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Examinada por:

Prof. Delson Braz, D.Sc.

Prof. Luís Alexandre Gonçalves Magalhães, D.Sc.

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

Dr. Alessandro Facure Neves de Salles Soares, D.Sc.

Dr. Evaldo Simões da Fonseca, D.Sc.

Prof. Wilson Freitas Rebello da Silva Junior, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

JULHO DE 2016

Rodrigues, Leonardo

Utilização da Técnica de Monte Carlo para o Estudo da Dose Glandular Média e Qualidade da Imagem em Tomossíntese Mamária Digital/ Leonardo Rodrigues. -Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2016.

XVI, 100 p.:il.; 29,7 cm.

Orientador(es): Delson Braz

Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2016.

Referências Bibliográficas: p. 91-100.

1. Monte Carlo. 2. Tomossíntese Mamária. 3. Dose Glandular Média. 4. Qualidade da Imagem. I. Braz, Delson *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

“Sei que os que confiam no Senhor
Revigoram suas forças, suas forças se renovam
Posso até cair ou vacilar, mas consigo levantar
Pois recebo d'Ele asas
E como águia, me preparo pra voar” (Eros Biondini)

Aos meus pais, minha irmã e minha esposa por tudo...

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por me abençoar e me dar forças em todos os momentos.

Ao professor Delson Braz pela oportunidade concedida e por sua orientação e amizade durante esses anos.

Ao professor Luís Alexandre, a quem sou muito grato por tudo, pela orientação e amizade.

Ao professor Wilson Rebello, pelo imenso apoio na correção do estudo. Sou muito grato por sua ajuda no momento que mais precisei.

Ao professor Marcos Paulo, pela parceria no desenvolvimento do trabalho e por sua dedicação em ajudar na melhoria do estudo.

Aos meus queridos pais, Leomar e Neide, os quais amo demais e agradeço todos os dias a Deus pelos pais que Ele me presenteou.

À minha querida irmã, Lilian, que desde sempre foi minha amiga e por quem tenho um imenso amor e admiração.

E em especial à minha querida esposa, Rita de Cássia, a quem amo com todas as minhas energias; a pessoa que além de esposa é minha amiga, companheira, meu ombro acolhedor, que me apoiou em todos os momentos difíceis dessa jornada. Só posso dizer uma coisa: eu a amo hoje, amanhã e sempre. Obrigado por tudo.

E a todos os demais que ajudaram direta ou indiretamente a realizar esse trabalho.

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

UTILIZAÇÃO DA TÉCNICA DE MONTE CARLO PARA O ESTUDO DA DOSE
GLANDULAR MÉDIA E QUALIDADE DA IMAGEM EM TOMOSSÍNTESE
MAMÁRIA DIGITAL

Leonardo Rodrigues

Julho/2016

Orientadores: Delson Braz

Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Programa: Engenharia Nuclear

A tomossíntese mamária digital (DBT) tem sido desenvolvida para diminuir a perda de informação devido à sobreposição de tecidos na mamografia convencional. No entanto, para a otimização da tomossíntese é necessário delinear o papel de cada um dos componentes que influenciam na qualidade da imagem. Simulações por Monte Carlo desempenham um papel fundamental na avaliação da dose e otimização de configurações de exposição, uma vez que, estudos experimentais são raros devido à indisponibilidade de sistemas de DBT que permitam a investigação de uma vasta variedade de geometrias. Neste trabalho foram desenvolvidas duas metodologias de simulação a partir do código MCNPX para o estudo da dose de radiação no tecido glandular e geração de imagens por ângulo de projeção: a primeira utiliza um modelo simplificado de emissão de partículas e a segunda reproduz um tubo de raios X real para geração de espectros de raios X e formação de imagens por projeção utilizando a função radiográfica do MCNPX. De acordo com os resultados, um intervalo angular de 0° a $7,5^\circ$ apresenta uma uniformidade da dose em relação aos ângulos de projeção. A imagem simulada de um modelo de mama contendo uma estrutura maligna de 2 mm de espessura apresentou valores otimizados tanto de contraste objeto quanto razão diferencial sinal-ruído quando utilizado uma tensão no tubo de raios X de 25 kV.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

USE OF THE MONTE CARLO TECHNIQUE FOR THE STUDY OF AVERAGE
GLANDULAR DOSE AND IMAGE QUALITY IN DIGITAL BREAST
TOMOSYNTHESIS

Leonardo Rodrigues

July/2016

Advisors: Delson Braz

Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Department: Nuclear Engineering

The digital breast tomosynthesis (DBT) has been developed to decrease the loss of information due to the overlapping of tissues in conventional mammography. However, to optimize the tomosynthesis is required to delineate the role of each component which influence the image quality. Monte Carlo simulation carries out a key role in the evaluation of dose and exposure settings optimization, since experimental studies are rare due to the unavailability of DBT systems that allow the investigation of a wide variety of geometries. In this study we developed two simulation methodologies from MCNPX code for the study of the radiation dose in glandular tissue and imaging by projection angle: the first uses a simplified model of emission particles and the second reproduces an actual X-ray tube for generating X-ray spectra and imaging projection using MCNPX radiography function. According to the results, an angular range of 0° to 7.5° presents a uniformity of dose in relation to projection angles. In addition, the image of a medium breast containing a malignant tissue 2 mm in thickness have better contrast using a technique of 25 kV. The simulated image of a breast model having a malignant structure of 2 mm thick presented optimized values of both subject contrast and signal differential-to-noise ratio using a tube voltage of 25 kV.

Sumário

CAPÍTULO I.....	1
1.1 INTRODUÇÃO.....	1
1.2 OBJETIVO.....	5
1.3 CONTRIBUIÇÕES.....	7
CAPÍTULO II.....	8
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	8
2.1 Estrutura da mama.....	8
2.2 Produção de raios X.....	10
2.3 Interação da radiação com a matéria.....	11
2.3.1 Efeito Fotoelétrico.....	11
2.3.2 Espalhamento Rayleigh.....	11
2.3.3 Espalhamento Compton.....	12
2.3.4 Produção de pares.....	13
2.4 Atenuação de raios X.....	13
2.5 Mamografia.....	15
2.5.1 Características gerais do equipamento de mamografia.....	15
2.6 Tomossíntese mamária digital.....	18
2.6.1 Aquisição de imagens em tomossíntese.....	19
2.6.2 Reconstrução de imagens em tomossíntese.....	22
2.7 Qualidade de imagem.....	23
2.7.1 Contraste.....	24
2.7.2 Ruído.....	24
2.8 Grandezas radiológicas.....	25
2.8.1 Exposição (X).....	25
2.8.2 Kerma.....	25
2.8.3 Dose absorvida (D).....	26

2.8.4 Dose glandular média (DGM)	26
2.8.5 Dose glandular média em tomossíntese.....	28
2.8.6 Percentual de dose em profundidade (PDD)	29
2.8.7 Fração de energia depositada (f(E)).....	29
2.9 O Método de Monte Carlo	30
2.9.1 Simulações com o MCNPX.....	30
2.9.2 Transporte de fótons	32
2.9.3 Transporte de elétrons.....	33
2.9.4 Simulação de imagens radiográficas com o MCNPX	34
2.10 Inferência estatística	37
2.10.1 Testes de hipóteses	37
2.10.2 Nível de significância e p-valor	37
2.10.3 Testes paramétricos	38
CAPÍTULO III.....	40
3. MATERIAIS E MÉTODOS	40
3.1 Modelagem simplificada de um sistema de tomossíntese	40
3.1.1 Geometria de irradiação.....	41
3.1.2 Simuladores de mama.....	42
3.1.3 Espectros de raios X	45
3.1.4 Dosimetria.....	46
3.1.5 Validação da modelagem simplificada.....	49
3.2 Modelagem detalhada de um sistema de tomossíntese.....	49
3.2.1 Modelagem do tubo de raios X.....	49
3.2.2 Simulação de espectros de raios X	50
3.2.3 Geometria de simulação de exame de tomossíntese.....	52
3.2.4 Dose glandular normalizada	54
3.2.5 Contraste objeto	54

3.2.6	Formação de imagens por projeção utilizando o MCNPX.....	55
3.2.7	Validação da modelagem detalhada	57
CAPÍTULO IV		59
4.	RESULTADOS E DISCUSSÕES	59
4.1	Resultados da modelagem simplificada.....	59
4.1.1	Validação	59
4.1.2	Fração de energia depositada.....	62
4.1.3	Dose glandular normalizada (DgN).....	65
4.2	Resultados da modelagem detalhada	73
4.2.1	Simulação de espectros de raios X	73
4.2.2	Dose glandular normalizada e contraste objeto	79
4.3.3	Imagens por projeção utilizando o MCNPX	83
CONCLUSÃO		88
Bibliografia		91

LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 2.1 - Anatomia da mama [fonte: (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013)].</i>	8
<i>Figura 2.2 - Densidade mamária pela classificação de BIRADS: (a) BIRADS I; (b) BIRADS II; (c) BIRADS III; (d) BIRADS IV [fonte (OLIVER, et al., 2008)].</i>	9
<i>Figura 2.3 - Forma geral do espectro de raios X [fonte: (BUSHONG, 2010)].</i>	10
<i>Figura 2.4 - Efeito anódico: catodo posicionado no lado da parede torácica. Maior intensidade de raios X no lado da parede torácica do que no lado do mamilo [fonte: (CALRTON, et al., 2012)].</i>	16
<i>Figura 2.5 – Componentes típicos de um mamógrafo [fonte: (COUTINHO, 2009)].</i>	17
<i>Figura 2.6 - Esquema de tomossíntese de mama digital. O eixo do tubo de raios X gira em um arco acima da mama fornecendo dados de projeção [fonte: (BAKER, et al., 2011)].</i>	19
<i>Figura 2.7 - Geometria de aquisição tomossíntese na qual o tubo de raios X e o receptor de imagem giram sincronizados em torno de um ponto central fixo [fonte: (DOBBINS III, et al., 2003)].</i>	20
<i>Figura 2.8 - Geometria de tomossíntese com movimento parcial do isocentro, na qual o receptor de imagem é estacionário. [fonte: (DOBBINS III, et al., 2003)].</i>	21
<i>Figura 2.9 - Imagens de projeções adquiridas através da mama em diferentes ângulos são reconstruídas em fatias (SMITH, 2012).</i>	22
<i>Figura 2.10 - Esquema de simulação radiográfica no MCNPX utilizando o comando TIR (SHORES, et al., 2011).</i>	35
<i>Figura 3.1 - Modelo de equipamento de tomossíntese digital Hologic Selenia Dimensions [fonte: (HOLOGIC, 2010)].</i>	41
<i>Figura 3.2 - a) Visão superior da geometria de irradiação (bandeja de compressão, simulador, suporte e receptor); (b) visão lateral; (c) visão externa do simulador SM1 (glandular / adiposo); (d) visão interna do simulador SM1; (e) simulador SM2 (PMMA).</i>	44

<i>Figura 3.3 - Geometria simulada para medida do kerma no ar de entrada na mama. Simulador de mama substituído por detectores com volume sensível de 1 cm³.</i>	47
<i>Figura 3.4 - (a) Ampola de raios X Varian M-147 (imagem meramente ilustrativa; todos os direitos reservados a Varian®); (b) ampola de raios X modelada no MCNPX; (c) Ampola de raios X inserida no Housing.</i>	50
<i>Figura 3.5 - Geometria para simulação de espectros de raios X. Figura não está em escala.</i>	51
<i>Figura 3.6 - Geometria de simulação para a irradiação do phantom de mama.</i>	53
<i>Figura 3.7 - Geometria de simulação para o cálculo da DgN e RGD. (a) Tubo de raios X posicionado no ângulo de 0 grau; (b) Tubo de raios X rotacionado para o ângulo de 12,5 graus.</i>	54
<i>Figura 3.8 - Esquema para o cálculo do contraste objeto.</i>	55
<i>Figura 3.9 - Esquema de configuração dos ROI para análise da SDNR.</i>	57
<i>Figura 4.1 - Comparação com os coeficientes de atenuação linear reportados por HAMMERSTEIN et al. (HAMMERSTEIN, et al., 1979) para (a) tecido 0% glandular, (b) tecido 50% glandular – 50% adiposo e (c) tecido 100% glandular.</i>	60
<i>Figura 4.2 - f(E) no tecido mamário composto por (a) 1%, (b) 25%, (c) 50%, (d) 75% e (e) 100% de tecido glandular em função da energia do feixe de raios X incidente para quatro espessuras de mama comprimida.</i>	63
<i>Figura 4.3 - f(E) em função do ângulo de projeção de tomossíntese para uma mama com 4 cm de espessura comprimida e 50% fibroglandular.</i>	65
<i>Figura 4.4 - Valores de DgN₀(E) monoenergéticos para espessuras de mama comprimida de 2 cm, 4 cm, 6 cm e 8 cm e (a) 1%, (b) 25%, (c) 50%, (d) 75% e (e) 100% de glandularidade.</i>	66
<i>Figura 4.5 - Valores de DgN em função do ângulo de projeção de tomossíntese (0° a +7,5°) para um intervalo de energia de 15 keV a 25 keV.</i>	67

<i>Figura 4.6 – Dose média absorvida (mGy) por fóton de raios X emitido pela fonte em função das espessuras de PMMA e mama equivalente para espectros com combinação anodo/filtro de W/Rh e tensões de (a) 25, (b) 28, (c) 30 e (d) 32 kVp.</i>	<i>69</i>
<i>Figura 4.7 – Dose média absorvida (mGy) por fóton de raios X emitido pela fonte em função das espessuras de PMMA e mama equivalente para espectros com combinação anodo/filtro de W/Al e tensões de (a) 25, (b) 28, (c) 31, (d) 34, (e) 37 e (f) 40 kVp.</i>	<i>70</i>
<i>Figura 4.8 - Dose absorvida (mGy) por fóton de raios X emitido pela fonte em função do ângulo de projeção para placa de PMMA de 4,5 cm de espessura e mama equivalente de 5,3 cm de espessura e 29% fibroglandular, considerando espectros com combinação anodo/filtro de (a) W/Rh e (b) W/Al, respectivamente.</i>	<i>72</i>
<i>Figura 4.9 - Espectros simulados com frequências normalizadas para o número total de fótons para (a) 25, (b) 28, (c) 30 e (d) 32 kVp, respectivamente.</i>	<i>74</i>
<i>Figura 4.10 - Curvas de transmissão calculadas a partir dos espectros fornecidos pelo MCNPX para as energias de (a) 25, (b) 28, (c) 30 e (d) 32 kVp.</i>	<i>75</i>
<i>Figura 4.11 - Comparação do espectro de raios X para uma tensão de (a) 25 kV, (b) 28 kV e (c) 30 kV simulado a partir do MCNPX e dos modelos IPEM 78 e BOONE et al.</i>	<i>77</i>
<i>Figura 4.12 - Comparação entre o espectro produzido neste trabalho com XNUM=1 e AY et al. (AY, et al., 2004) para uma combinação anodo/filtro de Mo/Mo e 30 kV.</i>	<i>78</i>
<i>Figura 4.13 - Curvas de percentual de dose em profundidade calculadas neste trabalho para uma tensão de 28 kV comparadas aos estudos de WU et al e DAVID et al.</i>	<i>79</i>
<i>Figura 4.14 - Dose glandular relativa (RGD) em função dos ângulos de tomossíntese (0° a +12,5°) e espectros estudados.</i>	<i>81</i>
<i>Figura 4.15 - Contraste objeto como uma função do KVp para uma mama média de 5 cm de espessura comprimida com um tecido maligno (Al₂O₃) de 2 mm de espessura.</i>	<i>83</i>
<i>Figura 4.16 - (a) imagem utilizando a radiação não espalhada; (b) imagem utilizando somente a radiação espalhada.</i>	<i>83</i>

Figura 4.17 - Perfil dos valores médios de pixel em função da distância em relação à parede torácica para a componente primária e primária mais espalhada da imagem.84

Figura 4.18 - Imagens do phantom de mama com camada de calcificação utilizando as tensões de (a) 25 kV e (b) 32 kV.....85

Figura 4.19 - Valores de SDNR em função dos ângulos de projeção para as tensões de 25 kV e 32 kV. Não há diferença significativa entre os ângulos de projeção e o ângulo central ($p>0,05$)86

LISTA DE TABELAS

<i>Tabela 2.1 - Valores máximos de DGM para diferentes espessuras de mama equivalentes</i>	<i>27</i>
<i>Tabela 2.2 - Recomendações para interpretação do erro relativo R.</i>	<i>32</i>
<i>Tabela 3.1 - Espessuras de mama e glandularidades adicionais utilizadas no modelo de mama cilíndrica.</i>	<i>43</i>
<i>Tabela 3.2 – Densidade e composição química para os tecidos utilizados no SM1. Valores de 0% glandular, 100% glandular e pele foram baseados em dados reportados por HAMMERSTEIN et al. (HAMMERSTEIN, et al., 1979).....</i>	<i>44</i>
<i>Tabela 3.3 - Espectros polienergéticos utilizados na modelagem simplificada.....</i>	<i>45</i>
<i>Tabela 4.1 – Comparação dos dados de DgN, em mGy/R, para o ângulo de zero grau calculados por SECHOPOULOS et al. (SECHOPOULOS, et al., 2007).</i>	<i>61</i>
<i>Tabela 4.2 - Valores de energia média (E) e primeiro HVL adquiridos neste estudo comparado aos dados publicados por diferentes autores.</i>	<i>76</i>
<i>Tabela 4.3 - Dose glandular normalizada (DgN) em função do HVL.</i>	<i>80</i>
<i>Tabela 4.4 - Diferenças percentuais entre os valores de RGD para os espectros de raios X calculados neste estudo e os calculados no estudo de SECHOPOULOS.</i>	<i>82</i>

LISTA DE SIGLAS

- ACR** - Colégio Americano de Radiologia
- BIRADS** - Breast Imaging Reporting and Data System
- CC** - crânio-caudal
- CM**- câncer de mama
- CSR** – Camada semi-redutora
- CT** – Tomografia Computadorizada
- DBT**- *Digital breast tomosynthesis* (Tomossíntese mamária digital)
- D_gN**- dose glandular média normalizada.
- FDA** – Food and Drug Administration
- FFDM** - *Full-field digital mammography* (Mamografia digital de campo total)
- HVL** - *Half Value Layer*
- DGM**- Dose glandular média
- MC** - Monte Carlo
- MCNP** – Monte Carlo N-Particle
- MLO** – Médio lateral oblíqua
- OMS**- Organização Mundial da Saúde
- PMMA** - Polimetilmetacrilato
- RGD** - Coeficiente relativo de dose glandular
- ROI** – Região de interesse dentro de uma imagem
- SC** – Contraste objeto
- SDEF** – *General Source Definition*
- SDNR** - Razão diferencial sinal-ruído
- SFM** – *Screen film mammography* (mamografia tela-filme)
- SM1** – Simulador de mama composto por uma mistura com diferentes concentrações de tecido glandular e adiposo.
- SM2** – Simulador de mama composto de PMMA.
- SPR** - *scatter-to-primary ratio*

CAPÍTULO I

1.1 INTRODUÇÃO

O câncer de mama (CM) é o tipo de câncer que mais acomete as mulheres no mundo, excluindo o câncer de pele não melanoma, e responde por aproximadamente 25% de novos casos a cada ano. As estimativas do INCA para o ano de 2016 apontam a ocorrência de aproximadamente 57.960 mil novos casos de CM no Brasil (MINISTÉRIO DA SAÚDE - INCA, 2015).

Entre os fatores de risco para o desenvolvimento do CM estão: o envelhecimento, fatores associados à atividade reprodutiva feminina, histórico familiar, consumo de álcool, excesso de peso, sedentarismo, exposição à radiação ionizante e alta densidade do tecido mamário, que corresponde à razão entre o tecido glandular e o tecido adiposo da mama (MINISTÉRIO DA SAÚDE - INCA, 2015).

Os fundamentos para o controle do CM baseiam-se na prevenção, na detecção precoce e no tratamento (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002). A mamografia tem sido o procedimento adotado para a detecção precoce do CM por ser um meio de diagnóstico de custo moderado e porque tem demonstrado ser uma técnica eficaz (SCHOPPER, et al., 2009).

A introdução da aquisição digital tem melhorado a mamografia por evitar o estreito intervalo de resposta linear do sistema écran-filme, entre outras questões. No entanto, a mamografia digital só adquire uma projeção 2D de um objeto tridimensional (3D), mantendo a questão de sobreposição de tecidos. Potencialmente, a contribuição mais importante da mamografia digital é a sua flexibilidade, que permite o desenvolvimento de métodos de imagem que podem resolver algumas das limitações da mamografia. Especificamente, para minimizar a perda de informação na terceira dimensão, dois novos métodos de imagem têm sido desenvolvidos: a tomografia computadorizada dedicada à mama (CT de mama) e a tomossíntese mamária digital (DBT).

Na CT dedicada à mama, o paciente é deitado com o abdômen voltado para uma mesa na horizontal com a mama posicionada em uma abertura, sem necessidade de compressão. Abaixo da mesa existe uma fonte de raios X e um detector de tela plana,

que rodam em torno da mama. O feixe de raios X é colimado para ter uma forma correspondente à metade de um cone. Entre os desafios em relação à aplicação da CT de mama estão a capacidade dos sistemas em realizar imagens de toda anatomia da mama, incluindo a parede torácica e axilar e a visualização limitada de microcalcificações (SCHMIDT, 2010).

Tomossíntese é uma técnica que permite imagens pseudo tomográficas por aquisição de um número limitado de projeções a partir de um intervalo angular estreito e combinando essas projeções para reconstruir uma imagem quase-3D. Enquanto, a CT de mama continua promissora, tomossíntese de mama é a tecnologia clínica atual, com diferentes sistemas, sendo aprovados ou em fase de aprovação em todo o mundo (SECHOPOULOS, 2013).

Hologic foi o primeiro fabricante a ter o sistema de DBT aprovado nos Estados Unidos pela FDA (Food and Drug Administration) para uso clínico em 2011. Os sistemas *GE Medical Systems* e *Siemens Helthcare* tiveram seus sistemas aprovados pela FDA recentemente (2014 e 2015, respectivamente). Os sistemas *Hologic* e *GE* também são licenciados para uso no Canadá e tem recebido liberação para uso na União Europeia. DBT é usada em práticas clínicas de rotina em diferentes países, no entanto, ainda são necessárias mais evidências da qualidade de rastreamento dessa tecnologia para suportar sua implementação (GILBERT, *et al.*, 2016).

Na tomossíntese, a dose de radiação no tecido glandular é uma das principais preocupações. A dose glandular média (DGM), considerada como um indicador de risco de radiação para as mulheres é a dose média absorvida no tecido glandular da mama durante a aquisição de uma imagem. Essa métrica fornece um método para comparar as consequências dosimétricas de diferentes tecnologias de imagem, técnicas de aquisição, e/ou protocolos. Normalmente, o kerma no ar na superfície de entrada da mama é o fator de normalização da DGM, resultando na dose glandular média normalizada (D_{gN}). Na imagem de DBT, a DGM é soma cumulativa de doses para várias imagens de projeção e para simplificar a estimativa da DGM total a partir de uma aquisição completa, o conceito de dose glandular relativa (RGD) foi proposto como sendo a razão entre a D_{gN} para o ângulo de projeção α e aD_{gN} para o ângulo de projeção central (0°) (BAPTISTA, *et al.*, 2014).

A qualidade da imagem em DBT não depende somente do intervalo angular, mas também do número de vistas de projeção e dos incrementos angulares entre as projeções. Segundo CHAWLA *et al.* (CHAWLA, *et al.*, 2009), na otimização da

tomossíntese é importante delinear o papel de cada um dos componentes que influenciam a qualidade da imagem e investigar adicionalmente o efeito da interdependência desses componentes sobre o desempenho geral do sistema.

A maioria dos estudos para determinar a geometria otimizada para DBT adota modelagem computacional e modelos de observadores. Investigações experimentais são raras, em grande parte, devido à indisponibilidade de sistemas de DBT que permitam a investigação de uma vasta variedade de geometrias, além da falta de disponibilidade de phantoms físicos para a simulação de mamas de forma mais realista (GOODSITT, et al., 2014).

Modelagem por Monte Carlo (MC) e simulações desempenham um papel fundamental na avaliação da dose e otimização de configurações de exposição, tanto em mamografia quanto em tomossíntese mamária (BAPTISTA, et al., 2015). Além disso, simulações por MC possuem a vantagem de fornecer informações sobre a distribuição espacial e a energia dos fótons espalhados no processo de formação da imagem, bem como os processos físicos envolvidos e o número de interações. As desvantagens do método de MC incluem as dificuldades de aquisição de informações geométricas e de composição química de estruturas reais para sua representação fidedigna no ambiente de simulação, extensos requisitos de validação e tempo computacional (SALVAGININI, et al., 2012).

Códigos destinados ao estudo das diferentes aplicações das radiações ionizantes são conhecidos como códigos de propósitos gerais e se estendem da área médica a aplicações industriais. Entre os códigos que utilizam a técnica de MC, destacam-se o EGS4, PENELOPE, GEANT e MCNP. O código MCNP possui diferentes versões. Na versão MCNPX 2.5 podem ser simulados nêutrons com energias entre 10^{-2} MeV a 100 MeV, fótons com energia entre 1 keV a 100 GeV, energias de elétrons entre 1 keV a 1 GeV e várias outras radiações. Além disso, essa versão do MCNP possui um comando específico capaz de simular imagens radiográficas (SOUZA, 2008).

Na literatura existem inúmeros trabalhos que utilizam o método de simulação Monte Carlo para o estudo de parâmetros físicos importantes relacionados à qualidade de imagem e dose em tomossíntese.

Em 2005, LIU *et al.* (LIU, et al., 2005) investigaram as características da radiação espalhada e seu efeito sobre a qualidade da imagem de um sistema de tomossíntese. Os autores utilizaram o código GEANT 4 para simular um sistema de tomossíntese e analisar imagens geradas pela radiação primária e espalhada para cada

projeção de um phantom cúbico contendo 24 pequenos cilindros. Os resultados indicaram que a magnitude da radiação espalhada não altera muito de uma projeção para outra porque o volume espalhador não foi alterado. No entanto, a radiação primária pode ser significativamente diferente em projeções distintas devido à diferença de comprimento de percurso.

Em 2007, SECHOPOULOS *et al.* (SECHOPOULOS, *et al.*, 2007) reportaram o cálculo da dose de radiação glandular em tomossíntese de mama. O estudo utilizou a simulação MC, código GEANT 4, para calcular a dose glandular normalizada (D_gN) para a mama durante um exame de tomossíntese e caracterizar a sua dependência em relação ao tamanho de mama, composição do tecido e espectro de raios X. Foi encontrado que a RGD média sobre todas as projeções em um estudo completo de tomossíntese varia de 0,91 para 1,01.

Em 2011, FENG & SECHOPOULOS (FENG, *et al.*, 2011) desenvolveram um método para a correção do espalhamento em sistema protótipo de tomossíntese de mama. A simulação MC foi utilizada para simular o espalhamento de raios X e gerar mapas da razão entre a radiação primária e espalhada (SPR - *scatter-to-primary ratio*) de uma série de modelos de mama padrão em vários tamanhos. A qualidade da imagem foi avaliada através da razão diferencial sinal-ruído (SDNR) e a reconstrução das projeções com o espalhamento corrigido demonstrou uma qualidade de imagem superior.

Apesar do grande número de estudos, uma série de questões necessita ser analisada para esclarecer a relevância clínica da tomossíntese mamária. Segundo Di MARIA *et al.* (Di MARIA, *et al.*, 2014), uma grande quantidade de estudos de otimização devem ser realizados em termos da escolha dos parâmetros mais apropriados que maximizam a qualidade da imagem dentro dos limites impostos pela dosimetria da mama. Como por exemplo, no que se refere à DBT, ainda não está claro qual poderia ser a tensão ideal.

O conhecimento do espectro de raios X é essencial para a avaliação da qualidade de imagem e dose glandular. Medição de espectros de raios X a partir de tubos de raios X continua a ser uma tarefa difícil devido à baixa energia dos raios X medidos e ao alto fluxo de fótons produzidos. Além disso, mensurar diretamente o espectro normalmente não é um processo prático em uma clínica de radiodiagnóstico devido a alguns equipamentos não permitirem o aumento da distância ponto focal – detector e baixas correntes no anodo para diminuir às altas intensidades da radiação emitida (ZHANG, *et al.*, 2009).

De modo adicional, pesquisas clínicas revelam uma maior probabilidade de falsos positivos em diagnósticos de CM em mamas densas em exames de tomossíntese (HOUSSAMI *et al.*, 2016). Grande parte das pesquisas que utilizam simulações Monte Carlo para estudo da dose em tomossíntese não fornecem dados sobre a imagem gerada a partir do modelo de simulação proposto, o que dificulta a análise do impacto da dose empregada na qualidade da imagem.

1.2 OBJETIVO

O objetivo deste trabalho é estudar a otimização da dose de radiação e qualidade de imagem por ângulo de projeção. Para isso foi utilizado o código de Monte Carlo MCNPX 2.5 para a modelagem de sistemas de tomossíntese disponíveis comercialmente.

Para esse propósito foram elaborados dois modelos, os quais foram denominados como modelo simplificado e modelo detalhado. A diferença entre os dois modelos está no modo de geração do feixe de raios X. No modelo simplificado é utilizado o comando SDEF do código MCNPX para simular uma fonte emissora de fótons de raios X com diferentes energias em direção a simuladores de mama. No modelo detalhado, os componentes de um tubo de raios X mamográfico foram simulados e o comando SDEF do MCNPX foi utilizado para emitir elétrons em direção ao alvo do tubo de raios X para a geração de espectros de raios X com energias normalmente utilizadas em exames clínicos. Posteriormente, este tubo foi utilizado para simular a irradiação de um simulador de mama contendo uma camada de calcificação e gerar imagens por ângulo de projeção para análise do contraste objeto e SDNR.

Objetivos específicos foram estabelecidos a fim de alcançar o objetivo principal. Para a modelagem simplificada destacam-se:

- ✓ Calcular a fração de energia depositada no tecido glandular utilizando feixes de raios X monoenergéticos para observar qual seria a faixa de energia que proporcionaria melhor contraste radiográfico em função da espessura da mama e quantidade de tecido glandular e sua dependência em relação ao ângulo de projeção;

- ✓ Calcular coeficientes de dose glandular normalizada para feixes monoenergéticos e avaliar seu comportamento em função da angulação da fonte de fótons de raios X;
- ✓ Comparar a dose absorvida média no tecido glandular e no polimetilmetacrilato (PMMA) uma vez que, o PMMA é o material utilizado em estudos experimentais para a análise de dose na mama em mamografia convencional, sendo necessário avaliar se existe alguma alteração na dose absorvida devido à angulação do tubo de raios X.

Entre os objetivos específicos para a modelagem detalhada destacam-se:

- ✓ Simular um tubo de raios X com base em características de um mamográfico real Varian® modelo M-147;
- ✓ Validar o modelo;
- ✓ Gerar espectros de raios X com energias utilizadas em clínicas de mamografia;
- ✓ Calcular os coeficientes de dose glandular normalizada (D_gN) e dose glandular relativa (RGD) para os espectros gerados;
- ✓ Comparar a dose em tomossíntese e em mamografia convencional por meio da RGD.
- ✓ Calcular o contraste objeto utilizando um simulador de mama com uma camada de calcificação;
- ✓ Modelar um receptor de imagem, utilizando a função radiográfica do MCNPX para analisar o efeito da qualidade do feixe na formação da imagem por projeção por meio da razão diferencial sinal ruído (SDNR).

1.3 CONTRIBUIÇÕES

A principal contribuição desta tese será:

- ✓ Uma metodologia para o cálculo da dose de radiação distribuída por ângulo de projeção com base no sistema comercial Hologic para um amplo intervalo de energia e variações de tecido glandular.

- ✓ Uma metodologia para o cálculo da dose de radiação e geração de imagens por ângulo de projeção com base no sistema comercial GE SenoClaire 3D.

CAPÍTULO II

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

No presente capítulo serão abordados os principais conceitos necessários para a compreensão dos procedimentos adotados neste trabalho para a modelagem de sistemas de tomossíntese mamária digital, objetivando o cálculo da dose de radiação no tecido mamário e avaliação da qualidade da imagem.

2.1 Estrutura da mama

As mamas são órgãos pares situados na parede anterior do tórax sobre os músculos Grande Peitoral. Recobertas por pele, se estendem até a região da axila formando o prolongamento axilar. Na parte externa, cada mama apresenta em sua região central uma aréola e uma papila. Na papila mamária ou mamilo exteriorizam-se 15 a 20 orifícios ductais, que correspondem às vias de drenagem das unidades funcionais, que são os lobos mamários (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002 b).

A mama é formada por tecido glandular, tecido fibroso e tecido adiposo ou gorduroso (**Figura 2.1**). O tecido glandular consiste nos conjuntos de dutos e lóbulos. O tecido fibroso é a parte que une os lóbulos ao tecido adiposo e serve para dar sustentação ao tecido glandular. O tecido adiposo preenche o intervalo entre os lobos e sua quantidade varia com as características físicas, estado nutricional e idade da mulher.

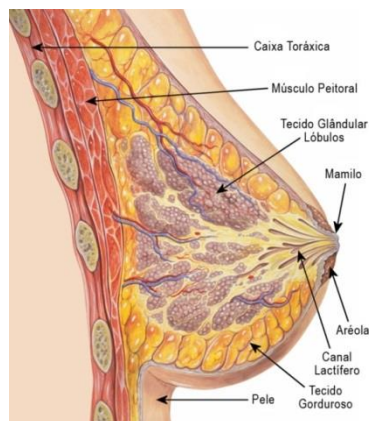


Figura 2.1 - Anatomia da mama [fonte: (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013)].

A densidade mamária é avaliada por mamografia e expressa como a percentagem da mama que é ocupada por tecido radiologicamente denso. A aparência radiográfica da mama em uma mamografia varia entre as mulheres e reflete as variações de composição e características de atenuação de raios X no tecido mamário. A gordura é radiologicamente translúcida e aparece escura em uma mamografia, enquanto que os tecidos conjuntivos e epiteliais são radiologicamente densos e aparecem iluminados (BOYD, et al., 2010).

O Colégio Americano de Radiologia (*American College of Radiology – ACR*), por meio do sistema BIRADS (*Breast Imaging Reporting and Data System*), descreve quatro categorias de densidade de mama de acordo com os aumentos relativos no valor dos níveis de tecido fibroglandular (OLIVER, et al., 2008). Estes são:

- 1) BIRADS I: a mama é quase que inteiramente adiposa. Tecido glandular é menor do que 25%;
- 2) BIRADS II: existe tecido fibroglandular disperso, variando de 25% a 50% do tecido mamário;
- 3) BIRADS III: a mama é heterogeneamente densa. Tecido fibroglandular variando de 51% a 75% do tecido mamário;
- 4) BIRADS IV: a mama é extremamente densa. Mama contém mais de 75% de tecido glandular e fibroso.

A **Figura 2.2** ilustra a classificação de densidade de mama.

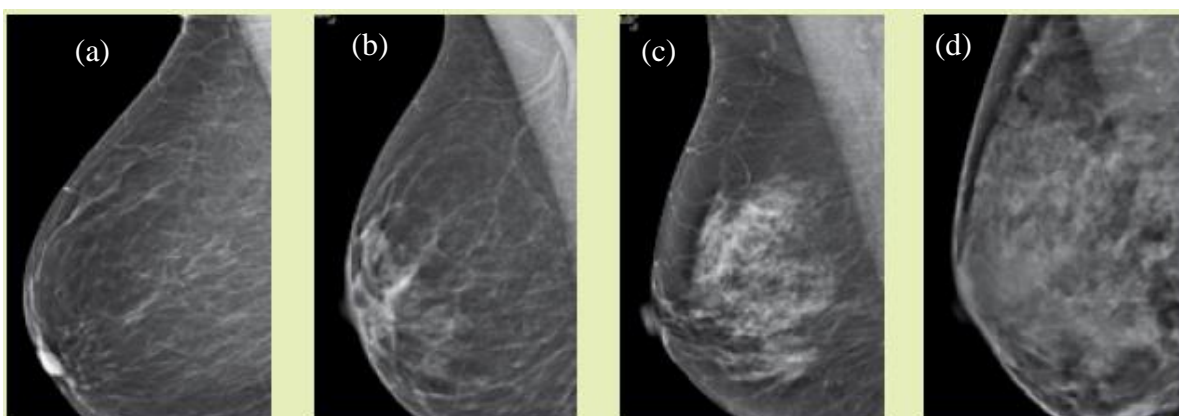


Figura 2.2 - Densidade mamária pela classificação de BIRADS: (a) BIRADS I; (b) BIRADS II; (c) BIRADS III; (d) BIRADS IV [fonte (OLIVER, et al., 2008)].

2.2 Produção de raios X

Raios X são produzidos quando elétrons altamente energéticos interagem com a matéria, convertendo alguma parte de sua energia cinética em radiação eletromagnética. Em um tubo de raios X, uma ampla tensão é aplicada entre dois eletrodos (o catodo e o anodo) em um invólucro a vácuo. Quando os elétrons viajam do catodo em direção ao anodo, eles são acelerados pela diferença de potencial entre esses eletrodos e ganham energia cinética (BOONE, 2009).

Uma pequena parte dos elétrons incidentes sobre o alvo no tubo de raios X se aproxima dos núcleos atômicos, podendo perder de uma única vez uma fração considerável de sua energia cinética, emitindo um fóton de raios X, ou seja, o fóton de raios X é produzido quando um elétron sofre uma desaceleração brusca. A radiação gerada dessa maneira é conhecida como radiação de freamento ou bremsstrahlung. Os fótons de raios X podem ter qualquer energia, desde valores próximos de zero até um valor máximo, determinado pela energia do elétron incidente. Então, haverá a produção de um espectro contínuo de raios X (OKUNO, et al., 1986).

Os raios X característicos resultam da interação de elétrons incidentes com elétrons orbitais dos átomos do alvo. Caso ocorra, durante a interação, a remoção de elétron das camadas mais internas do átomo do alvo, a vacância será preenchida por um elétron da camada mais externa. Durante a transição do elétron da camada externa para a interna haverá a produção de um fóton de raios X, cuja energia representa exatamente a diferença entre níveis de energia externa e interna dos elétrons orbitais (OKUNO, et al., 1986).

A **Figura 2.3** ilustra a forma geral de um espectro de emissão de raios X.

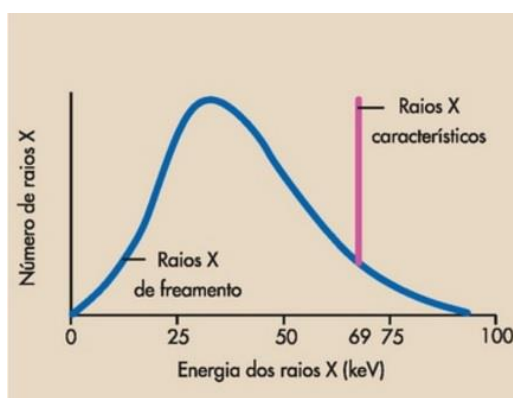


Figura 2.3 - Forma geral do espectro de raios X [fonte: (BUSHONG, 2010)].

2.3 Interação da radiação com a matéria

Quando atravessam a matéria, fótons irão penetrar sem interação, espalhar, ou serem absorvidos. Há quatro principais tipos de interações dos fótons de raios X e gama com a matéria: (a) absorção fotoelétrica, (b) espalhamento Rayleigh, (c) espalhamento Compton e (d) produção de pares.

2.3.1 Efeito Fotoelétrico

No efeito fotoelétrico o fóton é absorvido por um átomo, e como resultado, um de seus elétrons orbitais é ejetado. Nesse processo, a energia inteira do fóton é primeiramente absorvida pelo átomo e então essencialmente toda sua energia é transferida para o elétron atômico. Se o elétron é ligado ao átomo com energia de ligação E_{BE} , e a energia do raios X incidente é dada por E_0 , a energia cinética T do fotoelétron é (BOONE, 2009):

$$T = E_0 - E_{BE} \quad (2.1)$$

Se a energia do raio X incidente é menor do que a energia de ligação do elétron ($E_0 < E_{BE}$), a interação fotoelétrica com esse elétron é energeticamente inviável e não ocorrerá. Quando $E_0 = E_{BE}$, a interação fotoelétrica é mais provável, e a probabilidade de interação diminui com o aumento de E_0 . O Efeito fotoelétrico resulta na ionização do átomo. O fotoelétron ejetado pode, então, prosseguir para ionizar os átomos adicionais no meio (BOONE, 2009).

Após o elétron ser removido de uma camada do átomo, a vacância resultante é preenchida por meio de um rearranjo eletrônico. O excesso de energia, devido a esse processo, é liberado na forma de raios X característicos ou de elétrons Auger. A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é maior para fótons incidentes de baixa energia e para materiais de alto número atômico Z (ATTIX, 1986).

2.3.2 Espalhamento Rayleigh

O processo de espalhamento Rayleigh pode ser visualizado considerando a natureza ondulatória da radiação eletromagnética. Durante o evento de espalhamento

Rayleigh, o campo elétrico da onda eletromagnética do fóton incidente depende energia, fazendo com que todos os elétrons no átomo espalhado oscilem em fase. A nuvem de elétrons do átomo irradia imediatamente essa energia, emitindo um fóton da mesma energia, mas em uma direção ligeiramente diferente. Nessa interação, elétrons não são ejetados, e então, ionização não ocorre (BOONE, 2009).

O espalhamento Rayleigh envolve principalmente raios X de baixa energia, que contribuem pouco para imagens radiográficas (BUSHONG, 2010).

2.3.3 Espalhamento Compton

Espalhamento Compton envolve o espalhamento incoerente de um fóton de raios X por um elétron atômico. Esse processo ocorre tipicamente para altas energias de raios X, onde a energia do fóton de raios X é muito maior do que a energia de ligação do elétron atômico. No espalhamento Compton, um fóton de raios X incidente de energia E_0 é espalhado por um meio, e os produtos da interação incluem um fóton de raios X espalhado de energia E_1 , um elétron de energia T , e um átomo ionizado. A relação entre a fração de energia perdida e o ângulo de espalhamento θ é definida como:

$$\frac{E_1}{E_0} = \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \quad (2.2)$$

onde,

$$\alpha = \frac{E_0}{m_0c^2} = \frac{E_0}{511 \text{ keV}}$$

e m_0c^2 é a massa de repouso do elétron e é igual a 511 keV. A equação 2.2 é conhecida como equação de Klein-Nishina (BOONE, 2009).

Os raios X espalhados podem ser defletidos em qualquer direção, incluindo 180 graus com a direção da radiação X incidente. Os raios X que são espalhados no sentido contrário ao do feixe incidente são chamados de radiação retroespalhada. Raios X espalhados não fornecem informações úteis na radiografia. Ao contrário, eles produzem uma densidade óptica uniforme no filme radiográfico e uma intensidade uniforme sobre a radiografia digital (BUSHONG, 2010).

2.3.4 Produção de pares

Produção de pares pode ocorrer somente quando as energias de raios X e gama excedem 1,02 MeV. Na produção de pares, um raios X ou raio gama interage com o campo elétrico do núcleo de um átomo. A energia do fóton é transformada em um par elétron – pósitron. A massa de repouso equivalente de cada elétron é 0,511 MeV, e por isso, o limiar de energia para essa reação é 1,02 MeV. A energia do fóton que ultrapassa esse limiar é compartilhada entre as partículas como energia cinética. A energia cinética total disponível para o par elétron – pósitron é dada por $(h\nu - 1,02)$ MeV (BUSHBERG, et al., 2002).

2.4 Atenuação de raios X

Quando um feixe de raios X passa através da matéria existe a probabilidade de um fóton individual ser transmitido, absorvido ou espalhado. O fóton transmitido passa através da matéria inalterado, como radiação primária. O fóton absorvido transfere para a matéria toda sua energia e o espalhado é desviado em uma nova direção, com ou sem perda de energia transferida para a matéria, e então pode deixar o material como radiação secundária (ALLISY ROBERTS, et al., 2007).

A imagem por raios X é formada por fótons transmitidos. Aqueles que são absorvidos ou espalhados representam a atenuação pela matéria. Portanto, a atenuação é a remoção de fótons de um feixe de raios X que passa através da matéria. Se todos os fótons possuem a mesma energia (feixe monoenergético) e são atenuados em condições de boa geometria, ou seja, o feixe é estreito e o feixe transmitido não contém fótons espalhados, então o número N de fótons na mesma energia inicial que são transmitidos através de uma lâmina fina de material de espessura x é:

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (2.3)$$

onde μ é o coeficiente de atenuação no meio para fótons e N_0 representa o número de fótons incidentes no material. Um coeficiente de atenuação com unidades de 1/comprimento é denominado coeficiente de atenuação linear (BUSHBERG, et al., 2002).

A probabilidade de um fóton atravessar uma lâmina de espessura x sem interagir é dada por $e^{-\mu x}$. O coeficiente de atenuação linear é a soma dos coeficientes de atenuação linear para cada tipo de interação:

$$\mu = \mu_p + \mu_c + \mu_R + \mu_{pp} \quad (2.4)$$

onde μ_p , μ_c , μ_R , μ_{pp} representam os coeficientes de atenuação linear para efeito fotoelétrico, espalhamento Compton, espalhamento Rayleigh e produção de pares, respectivamente.

Em geral, os coeficientes de atenuação variam com a energia dos raios X e com o número atômico do absorvedor. Coeficientes de atenuação linear também dependem da densidade do absorvedor. Coeficientes de atenuação em massa não variam com a densidade do meio e são obtidos pela razão entre os coeficientes de atenuação linear e a densidade ρ do meio atenuante (HENDEE, et al., 2002).

A espessura de uma lâmina do material necessária para reduzir a intensidade de um feixe de raios X para metade de seu valor inicial define a *Half Value Layer* – HVL (ou camada semi-redutora – CSR). O HVL de um feixe de raios X monoenergético em qualquer meio é:

$$HVL = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (2.5)$$

onde $\ln 2 = 0,693$ e μ é o coeficiente de atenuação linear total do meio para fótons em um feixe (HENDEE, et al., 2002).

Feixes de raios X em radiologia são tipicamente polienergéticos. A determinação do HVL, usualmente medido em milímetros de alumínio (mm Al) em radiodiagnóstico, pode ser convertida para uma quantidade conhecida como *energia efetiva*. A energia efetiva de um feixe de raios X polienergético é uma estimativa do poder de penetração do feixe, como se este fosse um feixe monoenergético (BUSHBERG, et al., 2002).

2.5 Mamografia

Mamografia é um exame radiográfico que é especialmente designado para detecção do câncer de mama. Até recentemente, a mamografia tela-filme (ou *screen film mammography* – SFM) foi a ferramenta padrão para imagem da mama em mamografia convencional. Novos desenvolvimentos na tecnologia de detectores e computadores estão alterando o panorama da imagem mamográfica. A mamografia digital, também conhecida como mamografia digital de campo total (ou *full-field digital mammography* – FFDM), oferece a promessa de revolucionar a prática mamográfica por meio de um desempenho superior de dose e contraste. Além disso, com aplicações avançadas tais como mamografia digital com detecção assistida por computador (*computer-aided detection* – CAD), mamografia digital com reforço de contraste por dupla energia (*dual energy contrast enhanced digital mammography*) e tomossíntese mamária digital (*digital breast tomosynthesis*), espera-se ainda mais um aumento na especificidade e sensibilidade diagnóstica (MARKEY, 2012).

2.5.1 Características gerais do equipamento de mamografia

O tecido normal e o tecido canceroso na mama apresentam pequenas diferenças de atenuação, exigindo o uso de um equipamento de raios X especialmente desenhado para otimizar a detecção de câncer.

Os sistemas de mamografia devem possuir um gerador de alta frequência para controlar a tensão no tubo (kVp), o tempo de exposição (t) e a corrente (mA) com o propósito de garantir a reprodutibilidade e ótima qualidade da imagem (COUTINHO, 2009).

O tubo de raios X mamográfico é configurado com pontos focais nominais de 0,3 e 0,1 mm para minimizar o borramento geométrico e manter a resolução espacial necessária para detecção de microcalcificações (BUSHONG, 2010).

A configuração do anodo produz um efeito anódico devido a curta distância da fonte de raios X ao receptor de imagem e o uso de um estreito ângulo do alvo. O lado do catodo do feixe de raios X tem uma intensidade de raios X significativamente maior comparada ao lado do anodo. Uma imagem mais uniforme da mama pode ser produzida devido aos raios X mais intensos estarem do lado da parede torácica onde a espessura de tecido é maior (CALRTON, et al., 2012). A **Figura 2.4** ilustra essa configuração.

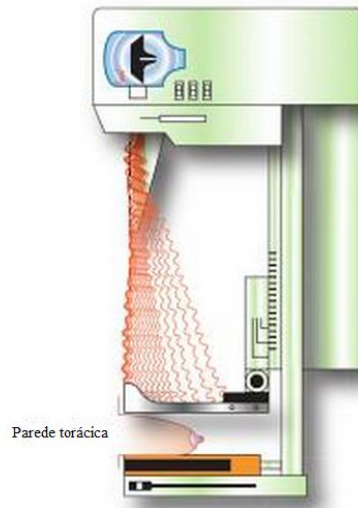


Figura 2.4 - Efeito anódico: catodo posicionado no lado da parede torácica. Maior intensidade de raios X no lado da parede torácica do que no lado do mamilo [fonte: (CALRTON, et al., 2012)].

Materiais alvos no tubo de raios X que geram raios X característicos de energia desejada em mamografia (17 a 23 keV, por exemplo) e filtros de atenuação para remover raios X de altas e baixas energias no espectro de bremsstrahlung contribuem para o alcance da faixa de energia mais eficaz para exames de mama. Tungstênio (W), molibdênio (Mo) e ródio (Rh) são utilizados como materiais alvo no tubo de raios X mamográfico (BUSHBERG, et al., 2002).

A janela do tubo e filtros adicionais também constituem uma parte importante no formato do espectro mamográfico. A janela não deve atenuar significativamente o feixe de raios X. Dessa forma, os tubos de raios X em mamógrafos possuem uma janela de berílio (Be) devido à baixa atenuação. Filtros adicionais do mesmo elemento do material alvo são utilizados para reduzir raios X de baixas e altas energias no espectro e permitir a transmissão da radiação característica. Com alvos de tungstênio, uma janela de berílio e uma mínima filtração de alumínio são recomendadas. Em comparação com um alvo de molibdênio, mesmo em configurações de baixo kVp, os alvos de tungstênio produzem mais fótons de alta energia, e o contraste do objeto é menor (DE PAREDES, 2007).

O HVL do feixe de raios X em mamografia é da ordem de 0,3 a 0,45 milímetros de Al para o intervalo de voltagem no tubo e combinações anodo/filtro usadas em mamografia. Geralmente, o HVL aumenta com o aumento do kVp e maior número

atômico dos alvos e filtros e também depende da espessura da pá de compressão (BUSHBERG, et al., 2002).

Os dispositivos de Controle Automático de Exposição (CAE) são desenvolvidos para medir a intensidade de raios X no receptor de imagem e a qualidade dos raios X. Esses dispositivos são posicionados abaixo do receptor de imagem para minimizar a distância entre o objeto e o receptor de imagem e melhorar a resolução espacial (BUSHONG, 2010).

A bandeja de compressão é utilizada para dar uniformidade à mama e, assim, aumentar o contraste da imagem, reduzir o borramento geométrico, reduzir a dose de radiação e a radiação espalhada. A bandeja de compressão deve condizer com o tamanho do receptor de imagem; a borda do lado da parede torácica da pá de compressão deve estar alinhada com a borda do lado da parede torácica do receptor de imagem (BASSETT, et al., 2004).

A geometria de irradiação da mama compreende basicamente a distância do foco de raios X ao objeto (DFO), a distância do foco ao detector (DFD) e o tamanho do campo de irradiação. A distância do ponto focal ao receptor de imagem deve ser superior a 50 cm. O receptor de imagem depende da tecnologia utilizada, sendo específico para sistemas digitais, computadorizados ou convencionais (COUTINHO, 2009). A **Figura 2.5** ilustra o equipamento de mamografia.

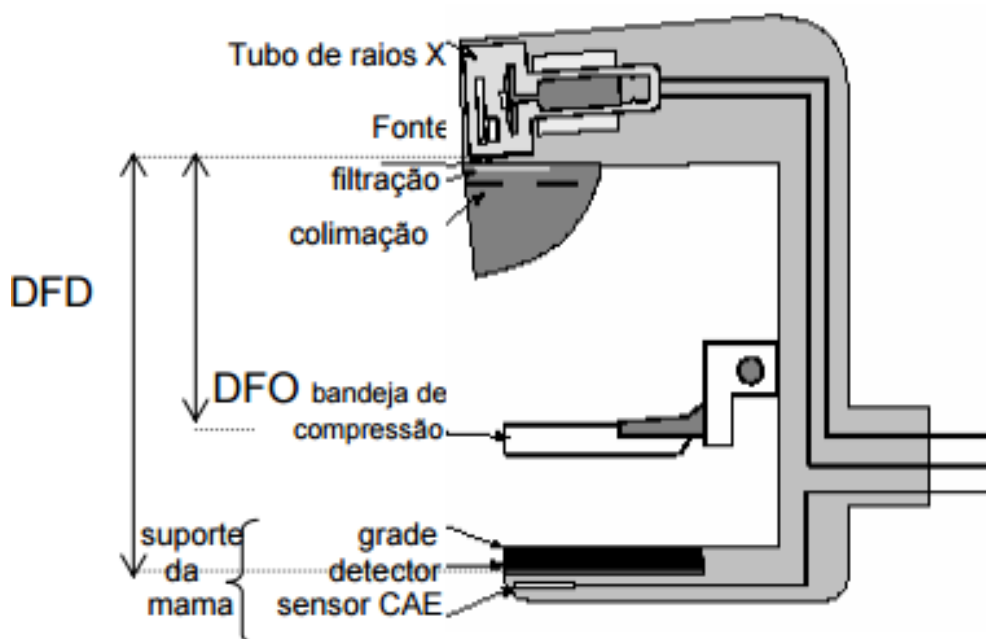


Figura 2.5 – Componentes típicos de um mamógrafo [fonte: (COUTINHO, 2009)].

2.6 Tomossíntese mamária digital

A tomossíntese é uma modalidade de imagem relativamente nova, porém o conceito teórico é conhecido há muitos anos e cuja aplicação prática só foi possível devido ao avanço na tecnologia dos detectores digitais (DOBBINS, 2009).

A mamografia digital de campo total ampliou a capacidade de detecção de câncer em relação à mamografia convencional. No entanto, a precisão da mamografia digital permanece baixa, especialmente para mamas densas, e as taxas de reconvocação continuam acima de 5 a 10% do intervalo desejado (LEWIN, et al., 2001).

O principal fator de limitação do desempenho da mamografia digital é a sobreposição de tecidos fibroglandulares que podem causar recalls tanto por diagnósticos falsos negativos quanto por falsos positivos (WEI, et al., 2014). A complementação diagnóstica e biópsia de falsos positivos aumentam os custos dos cuidados de saúde além de ocasionar a ansiedade do paciente (ELMORE, et al., 2009).

Na DBT, a aquisição geométrica é muito similar à usada em mamografia, com a diferença que o tubo de raios X é rotacionado em um plano ao redor da mama comprimida e uma série de imagens é coletada, uma em cada posição do tubo de raios X. Durante as aquisições, o detector pode permanecer estático ou ser rotacionado, para manter o topo de sua superfície normal ao tubo de raios X. Devido à angulação limitada das aquisições de projeção, a tomossíntese é caracterizada pela resolução espacial anisotrópica, com alta resolução espacial nos planos paralelos ao detector, e uma considerável baixa resolução na direção perpendicular. No entanto, essa baixa resolução espacial direção de profundidade é considerada suficiente para reduzir substancialmente o problema da sobreposição dos tecidos, reduzindo o seu impacto na sensibilidade e especificidade (SECHOPOULOS, 2013).

Algoritmos de reconstrução similares aos usados em tomografia computadorizada são usados para manipular as imagens de projeção de baixa dose e, então, produzir imagens transversais de fatias finas da mama. Cada uma das secções transversais criadas em tomossíntese é paralela e com diferentes alturas acima do detector de modo similar à tomografia convencional (BAKER, et al., 2011). Um esquema da tomossíntese mamária digital é apresentado na **Figura 2.6**.

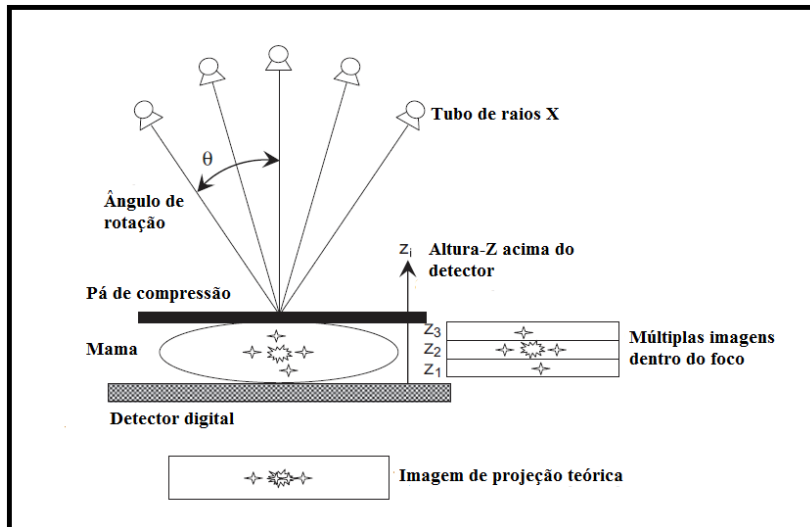


Figura 2.6 - Esquema de tomossíntese de mama digital. O eixo do tubo de raios X gira em um arco acima da mama fornecendo dados de projeção [fonte: (BAKER, et al., 2011)].

Atualmente, a maioria dos sistemas de tomossíntese é composta pelos mesmos componentes básicos presentes no sistema de mamografia digital: um tubo de raios X montado em um arco, um detector digital de campo total direto ou indireto, um suporte de mama e uma pá de compressão. A capacidade do tubo de raios X de girar em torno de um ponto próximo ou sobre o detector e a presença de um detector de leitura rápida representam a característica que transforma um sistema de mamografia em um sistema de tomossíntese.

2.6.1 Aquisição de imagens em tomossíntese

Em grande parte dos sistemas de tomossíntese, a geometria de movimento envolve a movimentação do tubo de raios X em um caminho paralelo ao plano receptor de imagem. Essa geometria assegura que a magnificação permaneça constante para todas as imagens de projeção. No entanto, existem certas geometrias que envolvem o movimento do tubo e do receptor num arco em torno de um centro de movimento, o isocentro (DOBBINS III, et al., 2003).

O primeiro caso de geometria de aquisição é quando o tubo de raios X e o receptor de imagem são acoplados e giram em torno de um ponto central fixo como ilustrado na **Figura 2.7**. Este movimento é consistente com a rotação de um dispositivo em forma de C sobre o corpo do paciente, no qual o tubo e o receptor se deslocam em

lados opostos em um círculo. Nesse tipo de geometria, o receptor não percorre um caminho paralelo para qualquer plano do paciente, de modo que alguma transformação deve ser feita para relacionar os dados de imagem projetados para o plano paralelo a um dado plano de interesse no paciente. Além disso, a distância entre o ponto focal do tubo a partir do plano de interesse varia com o ângulo de rotação, o que leva a uma magnificação da mama variável em diferentes ângulos de rotação (DOBBINS III, et al., 2003).

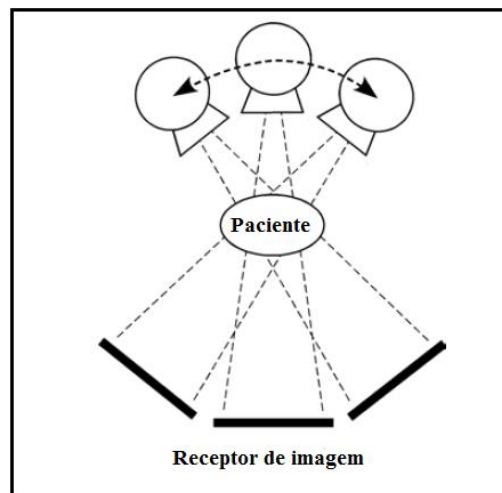


Figura 2.7 - Geometria de aquisição tomossíntese na qual o tubo de raios X e o receptor de imagem giram sincronizados em torno de um ponto central fixo [fonte: (DOBBINS III, et al., 2003)].

O segundo caso de movimento do isocentro é àquele onde o detector se movimenta em um plano (ou é estacionário), mas o tubo de raios X move-se em um arco sobre algum centro de rotação. Na **Figura 2.8** é exemplificado um sistema com essa geometria.

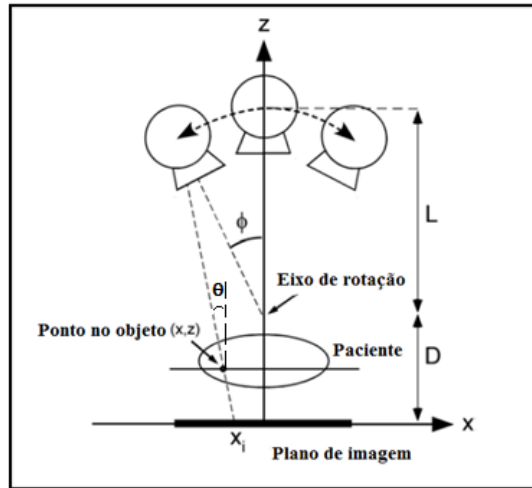


Figura 2.8 - Geometria de tomossíntese com movimento parcial do isocentro, na qual o receptor de imagem é estacionário. [fonte: (DOBBINS III, et al., 2003)].

O ângulo tomográfico ϕ é dado pelo ângulo dos raios X que intercepta a perpendicular para o plano de imagem no eixo de rotação do tubo de raios X. Para qualquer ponto do objeto (x, z) , um ângulo θ pode ser definido como o ângulo dos raios X que intercepta este ponto relativo na perpendicular para o plano de imagem. O ângulo θ é então uma função de ϕ , x e z . O ângulo θ é dado por:

$$\theta(\phi, x, z) = \tan^{-1} \left(\frac{L \sin \phi + x}{L \cos \phi + D - z} \right) \quad (2.6)$$

onde L é a distância entre o eixo de rotação e a posição do tubo de raios X e D é a distância entre o eixo de rotação e o plano de imagem.

A partir desse ângulo, a projeção do ponto do objeto (x, z) dentro do plano de imagem pode ser calculada por:

$$x_i(\phi, x, z) = \frac{z(L \sin \phi + x)}{(L \cos \phi + D - z)} \quad (2.7)$$

onde $x_i(\phi, x, z)$ é o ponto da imagem formada pelos raios X emitidos a partir do tubo de raios X que gira ao redor do eixo.

Se o tubo de raios X for girado por um ângulo tomográfico ϕ , mas permanece em um plano horizontal a uma distância $L+D$ a partir da imagem, então o ponto x_i' na imagem, o qual é a projeção do ponto do objeto (x, z) dentro de um novo plano de imagem é dado por (NIKLASON, L T, et al., 1997):

$$x'_i(\phi, \mathbf{x}, \mathbf{z}) = x + \frac{z(L \tan \phi + x)}{L + D - z} \quad (2.8)$$

Então, o conjunto de novas imagens produzidas pode ser usado para reconstruir um plano tomográfico em z . Os algoritmos de reconstrução possuem adaptações desenvolvidas para remover artefatos e aumentar a qualidade de imagem (MALES, et al., 2011).

2.6.2 Reconstrução de imagens em tomossíntese

A etapa final do processo de tomossíntese é a reconstrução dos dados para gerar imagens que melhoram objetos em uma dada profundidade por meio do deslocamento adequado das projeções em relação às outras. As imagens individuais são projeções através da mama em diferentes ângulos e estas são reconstruídas em fatias (SMITH, 2012), como mostra a **Figura 2.9**.

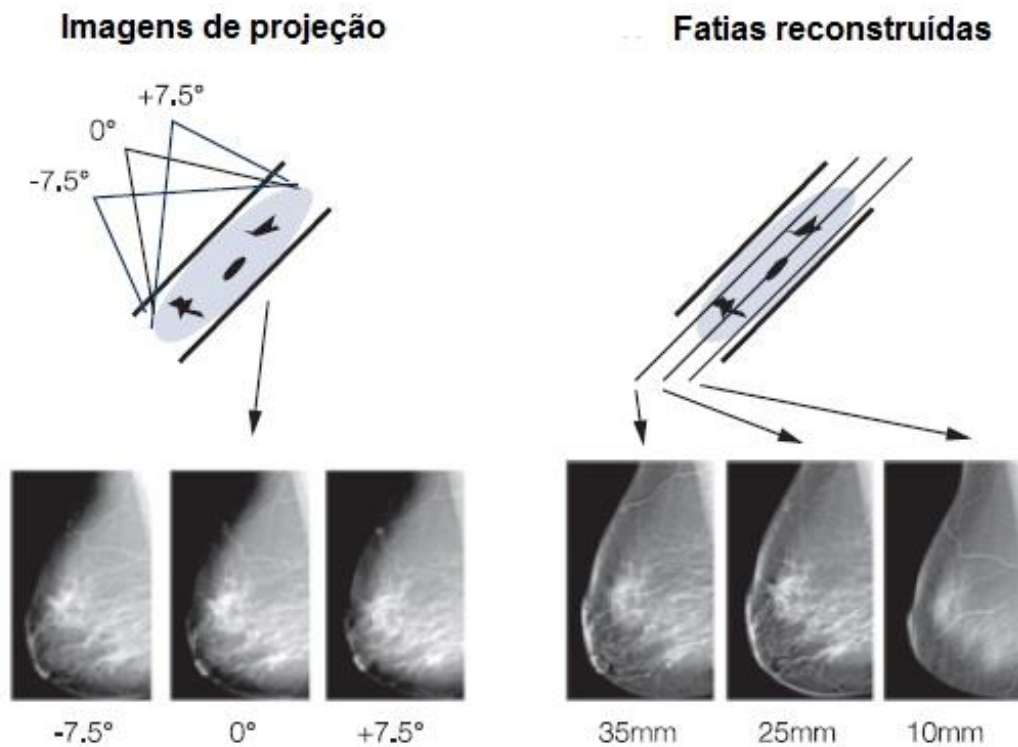


Figura 2.9 - Imagens de projeções adquiridas através da mama em diferentes ângulos são reconstruídas em fatias (SMITH, 2012).

Algoritmos de reconstrução são necessários para a reconstrução da imagem através das projeções obtidas. De forma geral, os algoritmos de reconstrução são divididos em duas classes: analíticos e iterativos. Os algoritmos analíticos utilizam modelos matemáticos para as projeções, retroprojeções e reconstrução da imagem. Os algoritmos iterativos são baseados em um procedimento passo-a-passo, o qual estima os coeficientes de atenuação correspondentes a cada voxel a cada novo passo, considerando as estimativas do passo anterior (MALES, et al., 2011).

Geralmente, as imagens são reconstruídas com um espaçamento de 1 mm. A qualidade da imagem de um corte tomográfico reconstruído depende não somente dos parâmetros de aquisição geométricos, mas também, de algoritmos de reconstrução.

Devido à informação adquirida estar incompleta (angulação limitada), algoritmos de reconstrução para tomossíntese de mama são diferentes daqueles usados em tomografia convencional. Os detalhes específicos dos algoritmos não são disponibilizados pelos fabricantes para o domínio público, porém os algoritmos em estudo em tomossíntese são (MALES, et al., 2011):

- *Shift-and-Add (SAA)*;
- *Back Projection (BP)*;
- *Filtered Back Projection (FBP)*;
- *Tuned Aperture Computed Tomography (TACT)*;
- *Iterative Matrix Inversion Tomosynthesis (MITS)*;
- *Maximum-Likelihood Algorithm (ML)*;
- *Algebraic Reconstruction Technique (ART)*;
- *Gaussian Frequency Blending (GFB)*.

2.7 Qualidade de imagem

Medições da qualidade de imagem são muito importantes em muitas situações, tais como, design do equipamento, especificações de desempenho, testes de aceitação e de constância e otimização da técnica de imagem. Existem muitos modelos físicos que podem ser usados para descrever a qualidade de imagem, porém os três componentes principais são o contraste, a resolução espacial e o ruído (SIEGEL, et al., 2006).

2.7.1 Contraste

Contraste em uma imagem radiográfica se refere à diferença relativa da intensidade do sinal entre um objeto de interesse e uma região próxima adjacente (background). Diferentes definições de contraste são usadas de acordo com as diferentes etapas de aquisição da imagem, processamento e visualização (WU, et al., 2009).

O contraste objeto está relacionado com as diferenças de densidade, composição química e coeficiente de atenuação linear entre o objeto e a região vizinha circundante. Além disso, o contraste objeto depende das características do espectro de raios X emitido pela fonte. O contraste do objeto pode ser definido como:

$$C = \frac{\Phi_2 - \Phi_1}{\Phi_1} \quad (2.9)$$

onde Φ_1 é a fluência de fótons medida em uma área posterior ao objeto contrastante e Φ_2 é a fluência de fótons medida em uma área adjacente (WU, 2014).

O contraste do receptor de imagem se refere à habilidade do detector em converter diferenças na fluência de fótons através do feixe de raios X em diferenças na densidade óptica (filme), brilho na imagem (intensificador de imagem), amplitude do sinal (detectores eletrônicos), ou algum outro sinal físico, óptico ou eletrônico usado para representar a imagem no sistema de imagem (BRUCE, 1987).

2.7.2 Ruído

O ruído é caracterizado pela flutuação aleatória e indesejável presente nos valores de pixel da imagem, que não seja oriunda de artefatos. O ruído degrada a visualização de objetos de baixo contraste, tais como microcalcificações. O ruído total é composto pelo ruído quântico, ruído eletrônico e ruído de estruturas. A principal fonte de ruído é devido ao ruído quântico. Para um padrão uniforme de exposição de raios X, elementos detectores adjacentes registram números de quanta que diferem aleatoriamente a partir do valor médio N . A distribuição do número de fótons em cada elemento detector é descrita por uma estatística de Poisson, sendo o desvio padrão dado por $\sigma = \sqrt{N}$. A figura de mérito razão diferencial sinal-ruído (SDNR) é utilizada para descrever a intensidade relativa de uma informação útil (como por exemplo, a diferença

de sinal em uma lesão e um tecido de background circundante) e o ruído que prejudica a detecção dessa diferença. A SDNR é definida como:

$$\text{SDNR} = \frac{|S_{\text{obj}} - S_{\text{BG}}|}{\sigma_{\text{BG}}} \quad (2.10)$$

onde S_{obj} é a intensidade média do sinal do objeto e S_{BG} é a intensidade média da região adjacente e σ_{BG} é o ruído do background (WU, 2014).

2.8 Grandezas radiológicas

As grandezas dosimétricas relevantes em mamografia são: exposição, kerma no ar, dose absorvida e dose glandular média.

2.8.1 Exposição (X)

A grandeza exposição (X) corresponde ao quociente entre dQ por dm, onde dQ equivale ao valor absoluto da carga total de íons de um dado sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons liberados por fótons no ar, em uma massa dm, são completamente freados no ar. Sua unidade de medida é o coulomb/quilograma (C kg^{-1}) (ATTIX, 1986).

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.11)$$

2.8.2 Kerma

A grandeza kerma (k) é definida como o quociente dE_{tr} por dm, onde dE_{tr} é a soma da energia cinética inicial de todas as partículas carregadas liberadas por partículas não carregadas em um material de massa dm. A unidade de medida dessa grandeza é o joule/quilograma (J kg^{-1}), que recebe o nome especial de gray (Gy).

Para um feixe de fótons polienergético incidente em um ponto P, o kerma pode ser determinado por (ATTIX, 1986):

$$K = \int_{E=0}^{E_{max}} E \times \phi_E(E) \times \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}(E) \right) dE \quad (2.12)$$

onde μ_{tr}/ρ é o coeficiente de transferência de energia e $\phi_E(E)$ é a fluência incidente entre E e E+dE.

2.8.3 Dose absorvida (D)

A dose absorvida (D) é dada pelo quociente de dε por dm, onde dε é a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria de massa dm, em um ponto de interesse. Sua unidade é o J kg⁻¹.

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (2.13)$$

2.8.4 Dose glandular média (DGM)

A dose glandular média (DGM) é a grandeza dosimétrica que melhor caracteriza o risco de carcinogênese associado ao exame mamográfico. A DGM não pode ser medida diretamente. Historicamente, vários estudos foram realizados para relacionar a DGM com a exposição incidente, ou mais recentemente ao kerma no ar incidente, por meio de fatores de conversão. Os fatores de conversão são obtidos por simulações de Monte Carlo considerando-se modelos de mama com diferentes quantidades de tecido fibroglandular e espessuras de mama comprimida (DANCE, 1990).

Uma metodologia proposta por STANTON *et al.* (STANTON, L, et al., 1984) , WU *et al.* (WU, X, et al., 1991) e WU *et al.* (WU, X, et al., 1994), a qual é recomendada no Protocolo Americano de Dosimetria (ACR - American College of Radiology, 1999), relaciona a DGM com a medida da exposição na entrada na mama por meio de um fator conhecido como dose glandular normalizada (DgN) (**equação 2.14**). A DgN representa a dose média absorvida no tecido glandular por unidade de kerma no ar (ou exposição) na entrada na mama, sem retroespalhamento. O fator DgN depende da espessura e glandularidade da mama, e da radiação incidente (combinação anodo/filtro, kVp, e HVL).

$$DGM = DgN \cdot k_{ar} \quad (2.14)$$

No modelo proposto por DANCE (DANCE, 1990), DANCE *et al.* (DANCE, D R, et al., 2000), a DgN é segmentada nos fatores g, c e s, que são utilizados para descrever as dependências, de forma separada, com a espessura de mama e HVL, composição de mama e combinação anodo/filtro, respectivamente. A expressão que fornece a DGM para este modelo é:

$$DGM = K_{ar} \cdot g \cdot c \cdot s \quad (2.15)$$

Esta metodologia é a recomendada pelo Protocolo Europeu de Dosimetria (VAN ENGEN, et al., 2006). O protocolo europeu estabelece que os níveis de DGM em mamografia digital não podem ser maiores do que os estabelecidos para mamografia convencional. Esses valores são apresentados na **Tabela 2.1**. Os dados são fornecidos em função de espessuras de phantom de PMMA e de mama equivalente.

Tabela 2.1 - Valores máximos de DGM para diferentes espessuras de mama equivalentes

Espessura de PMMA (cm)	Espessura equivalente de mama (cm)	DGM máxima para mamas de espessura equivalente	
		Nível aceitável (mGy)	Nível desejável (mGy)
2,0	2,1	< 1,0	< 0,6
3,0	3,2	< 1,5	< 1,0
4,0	4,5	< 2,0	< 1,6
4,5	5,3	< 2,5	< 2,0
5,0	6,0	< 3,0	< 2,4
6,0	7,5	< 4,5	< 3,6
7,0	9,0	< 6,5	< 5,1

2.8.5 Dose glandular média em tomossíntese

Em 2011, DANCE *et al.* (DANCE, et al., 2011) propuseram um formalismo para a estimativa da DGM para tomossíntese de mama, o qual é uma extensão do utilizado em mamografia digital. O formalismo introduz o fator “tomo”: t-fatores para o cálculo da DGM em uma única projeção e T-fatores para um exame completo. Os t-fatores apresentaram uma baixa dependência em relação à glandularidade da mama, e, portanto, são fornecidos como uma função do ângulo de projeção e espessura de mama. Os T-fatores dependem da escolha dos ângulos de projeção e dos pesos por projeção. Portanto, a estimativa da DGM para um exame completo de tomossíntese é dada por:

$$\mathbf{DGM}(\boldsymbol{\theta}) = K_{ar} \cdot \mathbf{g} \cdot \mathbf{c} \cdot \mathbf{s} \cdot \mathbf{T} \quad (2.16)$$

$$\mathbf{T} = \frac{1}{N} \sum_i \mathbf{t}(\boldsymbol{\theta}_i) \quad (2.17)$$

onde θ é o ângulo de projeção e T é o fator “tomo” para um exame completo. O kerma no ar incidente (K_{ar}) é medido na projeção do ângulo de 0° , tornando a DGM (0) igual à obtida em mamografia digital utilizando o mesmo espectro e mAs. Assim, $t(\theta)$ é igual a 1 na posição de 0° e pode ser calculado para os outros ângulos como:

$$\mathbf{t}(\boldsymbol{\theta}) = \frac{\mathbf{MGD}(\boldsymbol{\theta})}{\mathbf{MGD}(0^\circ)} \quad (2.18)$$

SECHOPOULOS *et al.* (SECHOPOULOS, et al., 2007) propuseram o conceito de dose glandular relativa ($\mathbf{RGD}(\alpha)$):

$$\mathbf{RGD}(\alpha) = \frac{\mathbf{DgN}(\alpha)}{\mathbf{DgN}_0} \quad (2.19)$$

onde $\mathbf{DgN}(\alpha)$ e \mathbf{DgN}_0 correspondem aos valores de dose glandular normalizada para o ângulo de projeção α e 0° , respectivamente.

A partir do conceito de RGD, a DGM total para um exame de tomossíntese é dada por:

$$\text{DGM} = X \cdot \text{DgN}_0 \cdot \sum_{\alpha=\alpha_{\min}}^{\alpha_{\max}} \text{RGD}(\alpha) \quad (2.20)$$

onde DGM é a dose glandular média total, X é a exposição medida em um ponto de referência com o tubo de raios X posicionado na posição de projeção de zero grau, porém adotando-se as configurações de kVp e mAs usadas no exame de varredura completa, DgN₀ é a dose glandular normalizada para o ângulo de projeção de zero grau e $\sum_{\alpha=\alpha_{\min}}^{\alpha_{\max}} \text{RGD}(\alpha)$ representa o somatório das RGD, dada pela equação 2.19, para todos os ângulos de projeção dentro do intervalo angular do sistema de tomossíntese.

Em 2014, a *American Association of Physicists in Medicine Task Group 223* publicou um relatório para descrever a metodologia e fornecer os dados necessários para estimar a dose glandular média a partir de uma aquisição em tomossíntese. Neste relatório são fornecidos dados de RGD para diferentes sistemas de tomossíntese disponíveis atualmente e em sistemas protótipos (SECHOPOULOS, et al., 2014).

2.8.6 Percentual de dose em profundidade (PDD)

O percentual de dose em profundidade (PDD) pode ser definido como o quociente expresso como uma porcentagem, da dose absorvida em qualquer profundidade d para a dose absorvida em uma profundidade fixa de referência d_{\max} (profundidade onde houve a dose máxima), ao longo do eixo central do feixe (PODGOSARK, 2004).

$$\text{PDD} = 100 \times \frac{d}{d_{\max}} \quad (2.21)$$

2.8.7 Fração de energia depositada (f(E))

A f(E) permite observar a energia depositada no tecido simulado em relação à energia do feixe incidente devido à variação do percentual de tecido glandular (BOONE, 1999), por meio da expressão:

$$f(E) = \frac{\text{energia depositada por fóton}}{\text{energia do fóton}} \quad (2.22)$$

2.9 O Método de Monte Carlo

O método de MC fornece soluções aproximadas para uma variedade de problemas físicos por meio de amostragens estatísticas experimentais em um computador. O código Monte Carlo N-Particle (MCNP) (desenvolvido no Los Alamos National Laboratory – LANL) pode ser utilizado para o transporte individual de nêutrons, fótons e elétrons. Fótons são simulados com energias entre 1 keV e 100 GeV; os elétrons são simulados com energias entre 1 keV a 1 GeV; e os nêutrons são simulados com energias entre 10^{-11} a 100 MeV. O MCNP6 constitui a versão mais recente do MCNP.

O MCNPX é uma combinação do código MCNP4C com o código LAHET (Los Alamos High-Energy Transport). O MCNPX possui todas as características dos códigos MCNP4C e MCNP5, além de aprimoramentos como o transporte de trinta e quatro novos tipos de partículas, expansão da faixa de energia das partículas simuladas e contemplação de características relevantes para comunidades científicas e médicas em relação a códigos de modelagem computacional. Adicionalmente, o MCNPX possui novos modelos físicos de simulação, técnicas de redução de variância e novas técnicas de análise de dados, além de atualizações das bibliotecas de seção de choque.

Os resultados de transporte de partículas fornecidos pelo MCNPX são determinados a partir de uma distribuição de probabilidades dos eventos físicos possíveis. Todas as partículas são seguidas desde o momento em que são criadas até sua “extinção”. Se uma partícula interage, novas trajetórias são criadas tanto para a partícula antiga, com uma nova energia e direção, quanto para as partículas secundárias (PELOWITZ, 2005).

2.9.1 Simulações com o MCNPX

O usuário ao utilizar o MCNPX precisa definir um arquivo de entrada (input), o qual contém todas as informações sobre o problema a ser simulado. Esse arquivo deve ser da seguinte forma:

Cartão de células (Cell cards)

.....(linha em branco)

Cartão de superfície (Surface Cards)

.....(linha em branco)

Cartão de dados (Data cards)

O arquivo de entrada no MCNPX é dividido em três blocos. Os dois primeiros blocos (cartão de células e de superfícies) são destinados à especificação da geometria do problema. No terceiro bloco (cartão de dados) é especificado o tipo de partículas que se deseja transportar, as características das fontes de partículas (espectro energético, distribuição angular e espacial), composição elementar dos materiais envolvidos, os tipos de respostas ou saídas (tallies) e técnicas de redução de variância usadas para aumentar a eficiência da simulação. O cartão *tally* no bloco de dados é utilizado para especificar que tipo de informação o usuário deseja obter, a qual pode ser, por exemplo, a corrente que cruza uma superfície, o fluxo em um ponto ou a energia média depositada em uma célula. O *tally* é definido pelo parâmetro Fn, onde n é um valor único para sua especificação.

Cada radiação emitida pela fonte é simulada separadamente pelo código e está associada a uma história, que corresponde a todos os eventos que ocorrem a partir de uma única emissão pela fonte. A história é iniciada no nascimento da radiação e encerrada quando ela é totalmente absorvida, quando deixa o volume de estudo definido pelo usuário ou quando é reduzida a um nível de energia de corte. Não há correspondência entre o número de fótons emitidos e o número de histórias simuladas. O número de histórias está relacionado ao nível de erro estatístico desejado na resposta fornecida pelo código. Quanto maior o número de histórias simuladas, menor será o erro estatístico na resposta. Independentemente do número de histórias, o código irá normalizar a resposta para a emissão de apenas um fóton.

Os tallies no MCNPX são acompanhados por um segundo número R, o qual corresponde ao erro relativo estimado definido pelo desvio padrão estimado da média, $S_{\bar{x}}$, dividido pela média estimada \bar{x} . As quantidades necessárias para a estimativa do erro são calculadas depois de cada história no Monte Carlo ser completada. Em termos simples, R pode ser descrito como uma medida da boa qualidade dos resultados calculados. As recomendações para interpretação do erro relativo podem ser observadas na **Tabela 2.2**.

Tabela 2.2 - Recomendações para interpretação do erro relativo R .

Valores de R	Classificação da grandeza calculada
0,5 a 1,0	Não significativa.
0,2 a 0,5	Pouco significativa.
0,1 a 0,2	Questionável.
<0,1	Geralmente confiável, exceto para detectores pontuais.
<0,05	Geralmente confiável para detectores pontuais.

As respostas fornecidas pelo MCNPX podem ser correlacionadas com outras grandezas de interesse através da introdução de um multiplicador dependente da energia no cartão de dados. Este processo pode ser realizado pelo comando DE/DF. O termo DF corresponde a uma função resposta de um material específico para energias DE da radiação incidente, em MeV, onde cada resultado da simulação é multiplicado por um valor da função de conversão DF correspondente à energia DE da radiação incidente. No MCNPX, interpolações log-log, linear-linear e linear-log entre os valores de DE e DF podem ser realizadas.

Outra importante característica presente no MCNPX é o cartão de transformação de superfícies (TR card) e o cartão de transformação de células (TRCL card). Através desses cartões é possível realizar a translação e/ou rotação de superfícies e células para um eixo de coordenadas auxiliar, sendo conveniente para muitas geometrias, pois possibilita definir de uma única vez as superfícies correspondentes a várias células com tamanhos e formas semelhantes, porém localizadas em lugares diferentes no ambiente de simulação. Além disso, diferentes importâncias para o transporte de partículas podem ser atribuídas para as geometrias criadas com o cartão TRCL. Também é possível aplicar o cartão de transformação a fonte de emissão de partículas (PELOWITZ, 2005).

2.9.4 Transporte de fótons

O MCNPX apresenta dois modelos de interação de fótons: simples e detalhado. No modelo simples, os espalhamentos coerentes (Thomson) e os fótons fluorescentes devido à absorção fotoelétrica são ignorados. Este modelo é aplicado em problemas de fótons de altas energias ou aqueles nos quais os elétrons são livres. O modelo detalhado inclui os processos ignorados e é utilizado para todos os fótons com energia inferior ao parâmetro EMCPF do cartão PHY:P. O EMCPF representa o limite máximo para o tratamento detalhado dos fótons, com um valor predefinido de 100 MeV. Este

tratamento é o mais adequado para a maior parte das aplicações, principalmente em materiais de elevado número atômico ou em processos onde os fótons penetrem os materiais em profundidade (CORREIA, 2011).

Em ambos os modelos, a geração de elétrons por fótons pode ser trabalhada de três formas diferentes:

- a) *Mode P E*: neste modo o transporte de elétrons é ativado e todas as colisões dos fótons, exceto os espalhamentos coerentes, podem gerar elétrons que são armazenados e transportados posteriormente.
- b) *Mode P*: neste modo o transporte de elétrons não é ativado, sendo utilizado um modelo de bremsstrahlung de alvo grosso (TTB). Neste modelo os elétrons são gerados, porém é assumido que eles são freados localmente.
- c) *Parâmetro IDES do cartão PHYS:P* igual a um: a produção de todos os elétrons é desligada. Elétrons induzidos por fótons não são criados, sendo suposto que a deposição de energia dos elétrons é local.

2.9.3 Transporte de elétrons

No transporte de elétrons, as forças coulombianas de longo alcance são predominantes, causando um grande número de colisões. O grande número de interações no transporte de elétrons em simulações Monte Carlo implica em uma maior complexidade computacional e maior tempo de cálculo. O MCNPX utiliza algumas teorias para o transporte de partículas carregadas; as mais importantes são a teoria de Goudsmit-Saunderson para deflexões angulares, a teoria de Landau para flutuações estatísticas nas perdas de energia e as ampliações realizadas por Blunck-Leisegang à teoria de Landau. Estas teorias fazem várias aproximações que restringem sua aplicabilidade (PELOWITZ, 2005).

No transporte de elétrons, o caminho é dividido em muitos “passos”. O comprimento dos passos é escolhido de tal forma que sejam suficientemente longos para que aconteçam muitas colisões, sendo válidas as teorias de espalhamento múltiplo. Ao mesmo tempo, os passos são suficientemente curtos para que as perdas de energia sejam pequenas e as aproximações destas teorias mantenham sua validade (PELOWITZ, 2005).

2.9.4 Simulação de imagens radiográficas com o MCNPX

Um conjunto de detectores pontuais (tally F5) próximos o bastante um do outro é utilizado pelo MCNPX para gerar uma imagem baseada no fluxo em cada ponto do detector. Cada ponto detector representa um pixel da imagem. Existem três comandos para a simulação de imagens radiográficas com MCNPX, que funcionam somente para nêutrons e fótons (SOUZA, 2008). Esses comandos são:

- 1) TIR – projeção de uma imagem transmitida em uma superfície plana (detector plano).
- 2) TIC – projeção de uma imagem transmitida em uma superfície cilíndrica (detector curvo).
- 3) PI – projeção de uma imagem por um pinhole.

O MCNPX alia esses comandos com os de segmentação de superfícies FSn e Cn para gerar uma grade virtual de pixels, na qual cada pixel é representado por um detector pontual. A **Figura 2.10** ilustra uma grade radiográfica plana TIR para uma partícula emitida pela fonte passando através de um objeto e espalhando no mesmo. O comando FSn define os pixels ao longo do eixo S das figuras e o comando Cn define os pixels ao longo do eixo T. A contribuição do espalhamento entre pixels vizinhos não é considerada para fins de simulação de imagens, logo, a matriz de pixels deve estar fora de um material espalhador. A fluência em cada pixel é dada em partículas/cm² ou MeV/cm² (SOUZA, 2008).

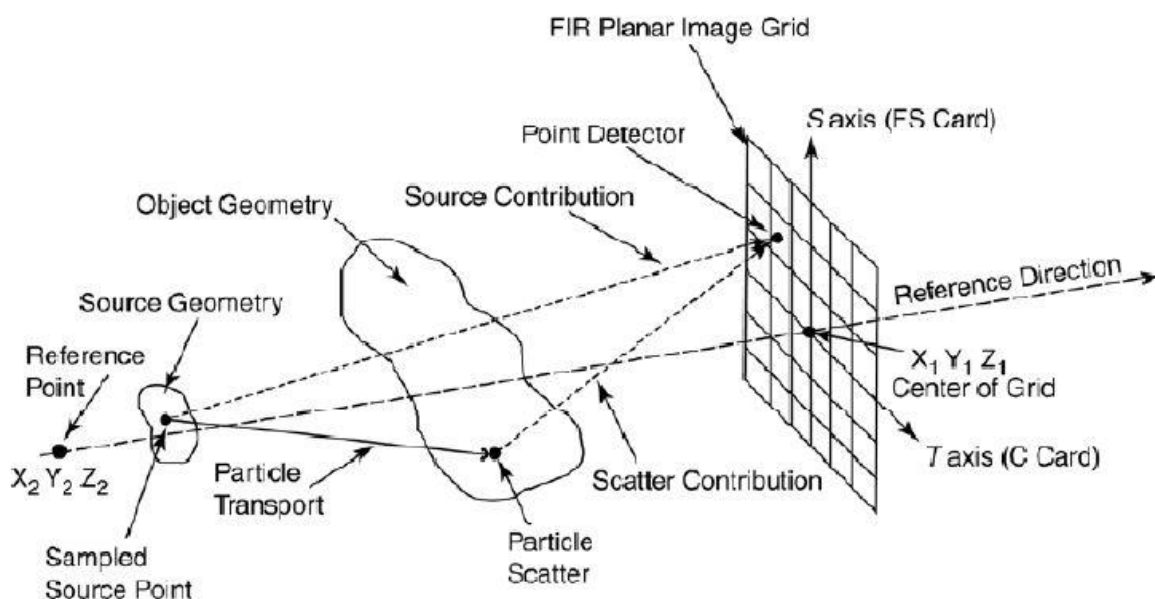


Figura 2.10 - Esquema de simulação radiográfica no MCNPX utilizando o comando TIR (SHORES, et al., 2011).

A imagem virtual irá representar a distribuição dos fótons que não interagiram e dos fótons espalhados que emergem do objeto de teste utilizado na simulação. Os dados de saída podem ser reconstruídos em programas de reconstrução de imagens. A resolução irá depender do tamanho de pixel e dimensão da matriz. Além disso, o MCNPX permite gerar em separado a contribuição direta e espalhada da imagem. No entanto, para utilizar a função radiográfica do MCNPX alguns aspectos importantes precisam ser considerados. O tempo computacional para a geração de imagens pode ser considerável com o objetivo de reduzir o erro na magnitude dos dados devido a radiação espalhada que emerge do objeto de teste. Para reduzir o erro associado à simulação de imagens, é necessário um grande número de histórias, o que implica em um grande tempo computacional, que cresce à medida que o número de pixels na imagem aumenta.

Outra questão importante na utilização do comando radiográfico é o grande número de informações de saída (output). As informações são proporcionais ao número de pixels do detector e conseqüentemente, o arquivo de saída apresenta dimensões superiores à capacidade de visualização da maioria dos editores de texto disponíveis. Uma solução é utilizar o comando TALNP para reduzir o número de informações no arquivo de saída e o comando PRDMP, o qual irá gerar um arquivo de saída adicional, denominado MCTAL, que apresenta os resultados de forma mais simples. No entanto, o

usuário necessita identificar as informações úteis no arquivo MCTAL para o pós-processamento dos dados (SOUZA, 2008).

Um exemplo de sintaxe para o tally radiográfico:

```
FIR5:p 10 0 70 0 10 0 10 0 0 0 $tally radiográfico  
FS5: -20 200i 20 $resolução radiográfica vertical  
C5: -20 200i 20 $resolução radiográfica horizontal
```

O número 5 na linha de comando FIR5:p indica o número do tally. A letra *p* na linha de comando indica que o problema irá calcular o fluxo de fótons em unidades de partículas/cm². O termo (10,0,70) no cartão FIR indica as coordenadas (X1,Y1,Z1) do centro da matriz do receptor de imagem. O próximo termo (0) é o valor de R₀, mas não é utilizado para essa especificação de tally. As três coordenadas seguintes (10,0,10) são usadas para estabelecer a direção do ponto de referência (X2,Y2,Z2) para o centro da matriz do receptor. As próximas três coordenadas (0,0,0) representam os parâmetros (F1,F2,F3). O parâmetro F1=0 indica que as contribuições da radiação transmitida e espalhada serão calculadas. Um valor <1 para F1 indica que somente a contribuição da radiação espalhada será calculada. O cartão NOTRN pode ser usado quando se deseja obter somente a contribuição da radiação transmitida na imagem. O parâmetro F2 define qualquer restrição radial. O valor 0 indica que não há restrições. O parâmetro F3 especifica o local onde fluxo de partículas será registrado dentro do pixel da matriz de detectores. O valor 0 indica que todas as contribuições serão direcionadas para o centro de cada pixel da matriz (LAZARINE, 2006).

Os cartões FS_n e C_n determinam a largura e o *binning* da matriz bidimensional. A primeira entrada desses cartões define o limite inferior da matriz e as entradas subsequentes o limite superior. A entrada #*i* é utilizada para que os pixels sejam igualmente espaçados entre os dois limites.

2.10 Inferência estatística

Inferência estatística é um ramo da Estatística que busca realizar assertivas sobre parâmetros populacionais a partir de amostras disponíveis ou coletadas da população alvo. Uma forma importante da estatística inferencial é a realização dos testes de hipóteses. Os testes de hipóteses são classificados em paramétricos (a distribuição dos dados é conhecida) e não paramétricos (a distribuição é desconhecida) (MONTEGOMERY, et al., 2012).

2.10.1 Testes de hipóteses

O teste de hipótese é uma ferramenta estatística (para um número de amostras $n < 30$) utilizada na comparação, por exemplo, de duas médias amostrais, com o objetivo de verificar se há diferença entre elas ou não. Desse modo, duas hipóteses complementares são testadas: a hipótese nula, denominada H_0 , que representa que não houve mudança e a hipótese alternativa, denominada por H_1 , que representa a rejeição de H_0 .

Dois tipos de erro podem acontecer em procedimentos que envolvem tomadas de decisão. Pode-se rejeitar a hipótese nula (H_0) quando ela é verdadeira, o que caracteriza um erro tipo I. Por outro lado, o erro tipo II ocorre quando uma hipótese que deveria ser rejeitada é aceita (MONTEGOMERY, et al., 2012).

2.10.2 Nível de significância e p-valor

A probabilidade de cometer o erro tipo I é denominado de α , também conhecida como nível de significância. Em geral, os níveis escolhidos são $\alpha=0,01$ ou $\alpha=0,05$. Ou seja, quando adotado um $\alpha=0,01$ podemos dizer que existe uma confiança de 99% de que se tome a decisão correta. O valor da probabilidade de se obter o efeito observado, dado que a hipótese nula é verdadeira é chamado de p-valor. Caso o p-valor seja menor que o nível de significância estipulado, assume-se o erro tipo I e rejeita-se a hipótese nula. Opostamente, se o p-valor for maior, não é assumido o erro tipo I e se aceita a hipótese nula (MONTEGOMERY, et al., 2012).

2.10.3 Testes paramétricos

Os testes paramétricos visam analisar a variabilidade dos resultados da variável dependente em função da manipulação das variáveis independentes, de forma que se possa rejeitar ou aceitar a hipótese nula.

Os testes paramétricos necessitam de alguns pressupostos, a distribuição de frequências dos erros amostrais é normal, as variâncias são homogêneas e os efeitos de variação são aditivos e os erros independentes. Os testes de normalidade são indicados para verificar se a distribuição de probabilidade associada a um conjunto de dados pode ser aproximada pela distribuição normal. Um teste de normalidade é o Kolmogorov-Sminorv.

O teste de normalidade Kolmogorov-Smirnov para uma amostra é um teste de aderência e verifica o grau de concordância entre a distribuição de um conjunto de valores e alguma distribuição teórica. Por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov (teste K-S) podem-se avaliar as hipóteses:

- H_0 : os dados seguem uma distribuição normal.
- H_1 : os dados não seguem uma distribuição normal.

Seja $F_0(X)$ uma função especificada de distribuição teórica sob H_0 e S_N a distribuição observada de frequências relativas acumuladas de uma amostra aleatória de N observações. Quando H_0 é verdadeira, espera-se que as diferenças entre $S_N(X_i)$ e $F_0(X_i)$ sejam pequenas e que estejam dentro do limite dos erros aleatórios. Por conseguinte, o teste avalia $D = \max|F_0(X_i) - S_N(X_i)|$. Caso D seja maior que o valor crítico, rejeitamos a hipótese de normalidade dos dados com $(1 - \alpha)100\%$ de confiança. Ao contrário, não rejeitamos a hipótese de normalidade (BUSSAB, et al., 1987).

O teste t de Student é um teste paramétrico utilizado quando existem duas condições e se deseja avaliar se a diferença entre as médias das amostras são grandes o suficiente de modo que se possa concluir que essas diferenças são oriundas somente devido à influência da variável independente. O teste t de Student é bastante aplicado em situações onde o tamanho da amostra é pequeno e as variâncias são desconhecidas (BUSSAB, et al., 1987).

Na análise da diferença entre duas médias μ_1 e μ_2 podem ser consideradas as seguintes hipóteses:

- $H_0: \mu_1 = \mu_2$, indicando que não há diferença entre as médias.
- $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$, indicando que há diferença entre essas médias.

Logo, quando o resultado do teste é, em valor absoluto, maior ou igual ao valor crítico ao nível de significância estipulado, rejeita-se H_0 .

CAPÍTULO III

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo é apresentada a metodologia aplicada neste trabalho. Duas geometrias de modelagem computacional de tomossíntese mamária foram adotadas: uma simplificada e outra detalhada. Na modelagem simplificada foi adotada uma fonte colimada emitindo fótons de raios X em direção a simuladores de mama para o cálculo da fração de energia depositada, dose média absorvida e D_gN por ângulo de projeção. Na modelagem detalhada, um tubo de raios X realístico foi reproduzido em ambiente computacional para geração de feixes de raios X com energias utilizadas em práticas clínicas e cálculo da D_gN , RGD e contraste objeto. Além disso, o comando radiográfico do MCNPX foi utilizado para gerar imagens de um simulador de mama contendo uma estrutura simulando uma calcificação para, posteriormente, avaliar a razão diferencial sinal – ruído (SDNR) em função do espectro de raios X e ângulo de projeção.

3.1 Modelagem simplificada de um sistema de tomossíntese

Na modelagem simplificada foi adotada uma geometria baseada em um exame de tomossíntese utilizando o equipamento Hologic Selenia Dimensions, o qual foi aprovado para uso clínico nos Estados Unidos em 2011 e pode ser usado para realizar mamografias digitais de campo total em 2D e mamografias de tomossíntese em 3D.

Esse sistema é equipado com um detector de Selênio amorfo (a-Se) com uma espessura de 250 μm e tamanho de pixel de 70 μm . Para mamografia 2D, o sistema utiliza combinações de anodo/filtro de W/Rh e W/Ag, enquanto que no modo tomossíntese, o sistema utiliza uma filtração de alumínio de 700 μm . O tubo de raios X apresenta uma janela de Berílio de 0,63 mm e a voltagem pode variar de 20 a 49 kVp. No modo tomossíntese, a unidade adquire 15 projeções em um intervalo angular de 15° (0°, $\pm 1,07^\circ$, $\pm 2,14^\circ$, $\pm 3,21^\circ$, $\pm 4,29^\circ$, $\pm 5,36^\circ$, $\pm 6,43^\circ$, $\pm 7,5^\circ$). A distância da fonte de raios X ao detector é de 70 cm e a distância do centro de rotação do tubo de raios X ao detector é de 0 cm. O sistema apresenta um *air gap* de 2,5 cm entre a superfície superior do detector e a placa de suporte de mama. A reconstrução é realizada usando um

algoritmo de retroprojeção filtrada específico para o sistema Hologic com um espaçamento de 1 mm entre os planos (HOLOGIC, 2010). Esse equipamento pode ser visualizado na **Figura 3.1**.



Figura 3.1 - Modelo de equipamento de tomossíntese digital Hologic Selenia Dimensions [fonte: (HOLOGIC, 2010)].

3.1.1 Geometria de irradiação

A modelagem simplificada visa o cálculo da fração de energia depositada e D_gN utilizando feixes monoenergéticos para verificar qual intervalo de energia proporciona melhor contraste e menor dose em função da espessura da mama e quantidade de tecido glandular e suas dependências em relação ao ângulo de projeção, além de comparar a dose média absorvida no tecido glandular e no PMMA utilizando feixes polienergéticos.

Uma distância de 70 cm entre a fonte de raios X e o receptor de imagem foi considerada para o ângulo de tomossíntese de 0° . A fonte de raios X foi modelada como uma fonte plana de área $(18 \times 24) \text{ cm}^2$ alinhada com a borda da parede torácica, com o centro de rotação (COR) localizado na superfície do detector. A angulação da fonte (α) foi ajustada de acordo com as posições angulares do tubo de raios X do sistema Hologic ($0^\circ, \pm 1,07^\circ, \pm 2,14^\circ, \pm 3,21^\circ, \pm 4,29^\circ, \pm 5,36^\circ, \pm 6,43^\circ, \pm 7,5^\circ$), cobrindo assim, um intervalo angular de 15° . O formato plano da fonte simula a chegada do feixe de raios X à superfície da mama dentro de um campo de irradiação de $(18 \times 24) \text{ cm}^2$, o qual é

obtido em ambiente real por meio de colimadores localizados na saída do tubo de raios X. O efeito anódico não foi modelado, e, portanto, o feixe de raios X foi assumido ter uma intensidade uniforme e qualidade espectral uniforme dentro do campo de irradiação. A não inclusão do efeito anódico pode ocasionar um aumento substancial nos valores de dose glandular normalizada em aproximadamente 7%, enquanto que a dose glandular relativa é minimamente afetada (SECHOPOULOS, et al., 2007).

O receptor de imagem foi considerado como uma camada de selênio amorfo (a-Se) com uma área de $(24 \times 29) \text{ cm}^2$ e espessura de $250 \text{ }\mu\text{m}$. A placa de suporte de mama de dimensões $(18 \times 24 \times 0,3) \text{ cm}^3$ e composta por policarbonato foi posicionada 2,5 cm acima do detector. A placa de compressão foi composta de PMMA com dimensões de $(18 \times 24 \times 0,3) \text{ cm}^3$. Todo o universo de simulação foi preenchido com ar seco. As densidades e composições químicas desses materiais foram retiradas do banco de dados *do National Institute of Standards and Technology* (NIST) (NIST, 2010).

3.1.2 Simuladores de mama

Para representar a mama foram utilizados dois simuladores. O primeiro modelo, denominado **SM1**, consiste em uma mama cilíndrica, com metade do cilindro dentro do campo de irradiação e a outra metade utilizada para analisar o espalhamento devido à parede torácica do paciente. O segundo simulador, denominado **SM2**, consiste em placas de PMMA com espessuras variando de 2 a 8 cm, em intervalos de 1 cm, e uma placa base de PMMA de 4,5 cm de espessura. Todas as placas com áreas de $(18 \text{ cm} \times 24 \text{ cm})$. Este estudo utilizou dois simuladores de mama porque o modelo SM1 representa características reais da mama, no entanto, em procedimentos experimentais de dosimetria em mamografia, o PMMA é utilizado para simular mamas típicas.

O **SM1** tem um raio de 8 cm, com a região central uniformemente distribuída por uma mistura de tecido adiposo e glandular, cercada por uma camada de pele de 0,4 cm. A espessura da mama foi variada de 2 cm a 8 cm, em intervalos de 2 cm. As porcentagens de tecido glandular presente no tecido mamário foram adotadas visando abranger o sistema BIRADS de classificação de densidades de mama e corresponderam a 1%, 25%, 50%, 75% e 100% de tecido glandular. Para esse modelo, também foram adotadas espessuras de mama equivalente e quantidades de tecido glandular de acordo com a **Tabela 3.1**. Essas informações são baseadas nas recomendações da Agência

Internacional de Energia Atômica (IAEA) para o cálculo da dose glandular em mamografia digital (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2011).

Tabela 3.1 - *Espessuras de mama e glandularidades adicionais utilizadas no modelo de mama cilíndrica.*

Espessura de mama equivalente (mm)	Proporção fibroglandular de mama equivalente (%)
21	97
32	67
45	41
53	29
60	20
75	9
90	4
103	3

As densidades e composições para variações de percentual de glandularidade são apresentadas na **Tabela 3.2**, as quais foram obtidas a partir dos valores relacionados aos tecidos glandular e adiposo publicados por HAMMERSTEIN (HAMMERSTEIN, et al., 1979), utilizando as equações **3.1** e **3.2**, respectivamente.

$$\rho_{vg} = \rho_g \cdot f_g + \rho_a \cdot (1 - f_g) \quad (3.1)$$

onde:

ρ_{vg} é a densidade do tecido com variação de glandularidade;

ρ_g é a densidade do tecido glandular;

f_g é a fração do tecido glandular que compõe o tecido;

ρ_a é a densidade do tecido adiposo.

$$C_{mi} = C_{gi} \cdot f_g + C_{ai} \cdot (1 - f_g) \quad (3.2)$$

onde:

C_{mi} é a composição em peso do elemento i do tecido com variação de glandularidade;

C_{gi} é a composição em peso do elemento i no tecido glandular;

f_g é a fração do tecido glandular que compõe o tecido;

C_{ai} é a composição em peso do elemento i no tecido adiposo.

Tabela 3.2 – Densidade e composição química para os tecidos utilizados no SM1. Valores de 0% glandular, 100% glandular e pele foram baseados em dados reportados por HAMMERSTEIN et al. (HAMMERSTEIN, et al., 1979).

Glandularidade (%)	Densidade (g/cm ³)	Fração em massa de elementos				
		H	C	N	O	Outros
0 (adiposo)	0,9300	11,200	61,900	1,700	25,100	0,100
1	0,9310	11,190	61,460	1,720	25,530	0,100
3	0,9330	11,117	60,589	1,745	26,378	0,112
4	0,9340	11,160	60,152	1,760	26,804	0,116
9	0,9389	11,110	57,967	1,835	28,934	0,136
20	0,9501	11,000	53,160	2,000	33,620	0,180
25	0,9553	10,950	50,980	2,080	35,750	0,200
29	0,9594	10,910	49,227	2,135	37,454	0,216
41	0,9722	10,790	43,983	2,315	42,566	0,264
50	0,9819	10,700	40,050	2,450	46,400	0,300
67	1,0009	10,530	32,621	2,705	53,642	0,368
75	1,0101	10,450	29,130	2,830	57,050	0,400
97	1,0363	10,230	19,511	3,155	66,422	0,488
100 (glandular)	1,0400	10,200	18,200	3,200	67,700	0,500
Pele	1,0900	9,800	17,800	5,000	66,700	0,700

A **Figura 3.2** ilustra a geometria de irradiação e os simuladores utilizados na modelagem simplificada.

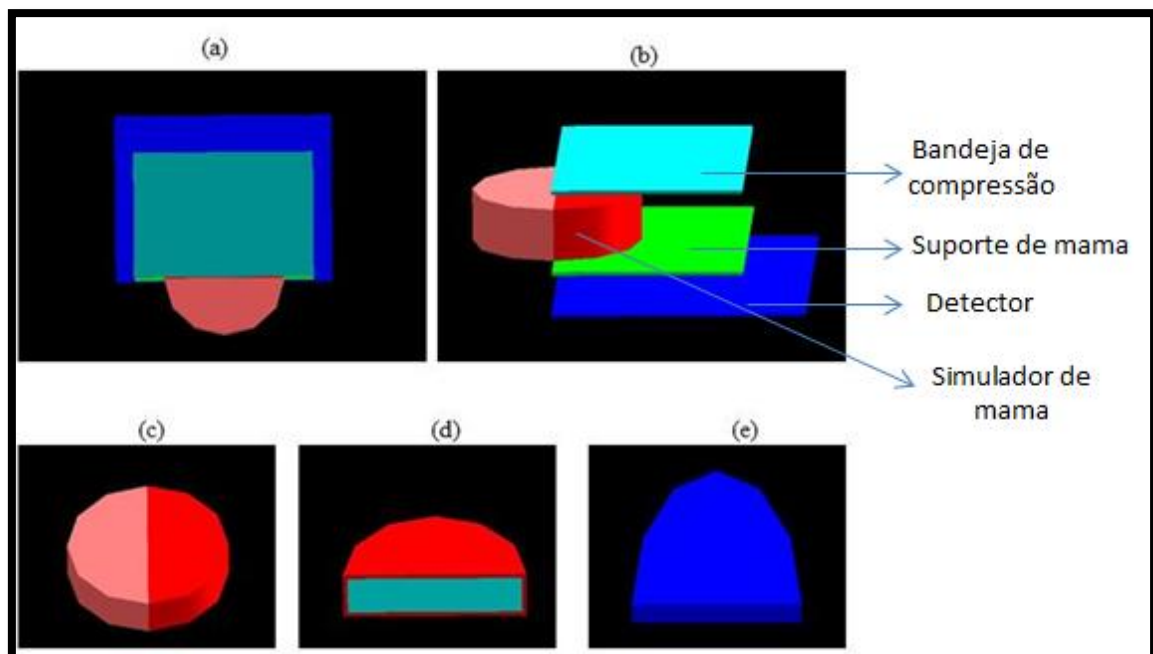


Figura 3.2 - a) Visão superior da geometria de irradiação (bandeja de compressão, simulador, suporte e receptor); (b) visão lateral; (c) visão externa do simulador SM1 (glandular / adiposo); (d) visão interna do simulador SM1; (e) simulador SM2 (PMMA).

3.1.3 Espectros de raios X

Para irradiação dos simuladores foram utilizados feixes de raios X monoenergéticos e polienergéticos. Os feixes de raios X monoenergéticos foram variados de 10 a 49 keV, em intervalos de 1 keV. Os espectros de raios X polienergéticos foram gerados com anodo de tungstênio e filtros de ródio (0,05 mm) e alumínio (0,7 mm) com uma filtração adicional de 0,63 mm de berílio e 3 mm de PMMA. Na **Tabela 3.3** são fornecidas as voltagens no tubo e HVLs dos espectros de raios X polienergéticos.

Tabela 3.3 - Espectros polienergéticos utilizados na modelagem simplificada.

Combinação anodo/filtro	kVp	HVL (mm Al)
W/Al	25	0,440
W/Al	28	0,504
W/Al	31	0,554
W/Al	34	0,603
W/Al	37	0,652
W/Al	40	0,703
W/Rh	25	0,475
W/Rh	28	0,517
W/Rh	30	0,538
W/Rh	32	0,560

Esses espectros foram obtidos por meio dos programas de geração de espectros: *Report 78* (CRANLEY, 1997) e *Siemens X-ray Toolbox* (SIEMENS, 2014). O *Report 78* calcula os coeficientes de atenuação linear de vários materiais utilizando a biblioteca de seção de choque para fótons XCOM (BERGER, et al., 1987). O programa fornece espectros de fótons não atenuados para alvos de tungstênio, com potencial do tubo de 30 kVp a 150 kVp e ângulos do alvo de 6° a 22°. Para alvos de molibdênio e ródio são fornecidos espectros a partir de 25 kVp a 32 kVp e ângulos do alvo variando entre 9° e 23°. Os espectros fornecidos pelo *Report 78* são dados em fótons por (mAs . mm²) em função da energia do fóton (keV). Adicionalmente, o programa fornece a energia média do feixe de fótons, o kerma no ar e o primeiro HVL.

O programa *Siemens X-ray toolbox* fornece espectros de mamografia para alvos de tungstênio, ródio e molibdênio para voltagens variando entre 18 kVp a 40 kVp. Essa ferramenta produz espectros de raios X não atenuados por meio de algoritmos descritos nos estudos de BOONE & SEIBERT (BOONE, et al., 1997), BOONE *et al.* (BOONE, et al., 1997) e BOONE (BOONE, 1998). Nesse programa, o usuário pode selecionar o potencial do tubo, o kerma no ar, os materiais e suas respectivas espessuras para a filtração do espectro. Os espectros fornecidos são dados em fótons por ($\text{mm}^2 \cdot \text{keV}$) em função da energia do fóton (keV). A qualidade do feixe de raios X é dada em termos da energia média. A utilização de dois programas para geração de espectros de raios X foi devido ao software *Report 78* não fornecer dados para potenciais de tubo abaixo de 30 kVp para anodos de tungstênio. Portanto, os espectros com potenciais no tubo de raios X de 25 kVp e 28 kVp foram gerados na ferramenta *Siemens X-ray toolbox*.

3.1.4 Dosimetria

Na modelagem simplificada foram calculados a fração de energia depositada na mama ($f(E)$), a dose absorvida média no tecido glandular (D_g) e a dose glandular normalizada (D_gN) de acordo com o seguinte processo:

a) Fração de energia depositada ($f(E)$)

Para o cálculo da $f(E)$ foi utilizado o tally *F8 do MCNPX em simulações com o **SM1** para as espessuras de 2 cm a 8cm e glandularidades de 1%, 25%, 50%, 75% e 100%, utilizando os espectros monoenergéticos. A simulação para o cálculo da $f(E)$ variando a angulação da fonte foi realizada utilizando somente a espessura de 4 cm e 50% de tecido glandular devido essas características representarem uma mama padrão. Além disso, devido à simetria em relação ao eixo de rotação somente foram considerados os ângulos positivos (0° a $+7,5^\circ$).

b) Dose absorvida média e dose glandular normalizada

O tally F6 do MCNPX, que fornece dados de energia média absorvida por unidade de massa (MeV/g), foi utilizado para obter a dose média absorvida para o **SM1** e **SM2**. No **SM1** foram utilizados espectros monoenergéticos e polienergéticos. No **SM2** foram utilizados apenas os espectros polienergéticos.

Os valores de dose absorvida média no tecido mamário foram normalizados por valores de kerma no ar substituindo-se o simulador por detectores simulados posicionados na entrada da mama. Os detectores consistiam de esferas de ar com um volume sensível de 1 cm³. A **Figura 3.3** mostra a geometria de irradiação para a medida do kerma no ar de entrada na mama. Nas simulações com espectros polienergéticos, a placa de compressão foi retirada do ambiente de simulação.

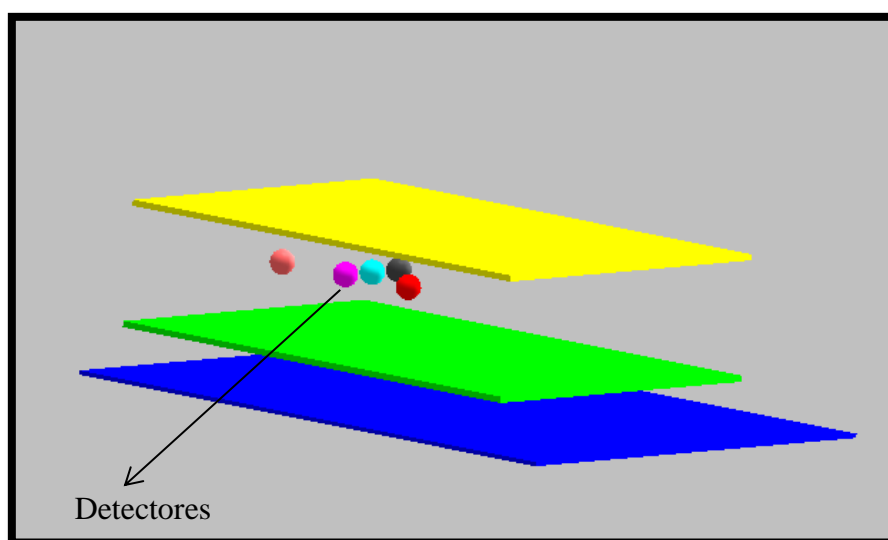


Figura 3.3 - Geometria simulada para medição do kerma no ar de entrada na mama. Simulador de mama substituído por detectores com volume sensível de 1 cm³.

A razão entre a dose glandular absorvida média (D_g), em miligray (mGy), e o kerma no ar na entrada da pele (K_e), em miligray de kerma no ar (mGy), para as mesmas condições de irradiação fornece a dose glandular normalizada em unidades de miligray por miligray de kerma no ar. Essa relação é expressa na **equação 3.3**.

$$D_g N = \frac{D_g \left[\frac{\text{mGy}}{\text{mGy}} \right]}{K_e \left[\frac{\text{mGy}}{\text{mGy}} \right]} \quad (3.3)$$

A conversão dos resultados fornecidos pelo MCNPX para valores de D_g e K_e foi realizada pelo seguinte processo:

$$D_g = \frac{E}{m} \times G \times 1,602 \times 10^{-7} \text{ [mGy]} \quad (3.4)$$

onde D_g é a dose absorvida média somente no tecido glandular, E/m representa o resultado da simulação de energia absorvida média por unidade de massa (MeV/g), G é o fator que corrige a porção de energia absorvida no tecido mamário devido ao tecido glandular e é expresso na **equação 3.5**, e o termo $1,602 \times 10^{-7}$ é o fator de conversão de MeV/g para mGy.

$$G = \frac{f_g \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_g}{f_g \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_g + (1-f_g) \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_a} \quad (3.5)$$

onde $(\mu_{en}/\rho)_g$ e $(\mu_{en}/\rho)_a$ são os coeficientes de absorção de energia em massa do tecido glandular e do tecido adiposo, respectivamente. Estes coeficientes foram obtidos a partir do banco de dados NIST (NIST, 2010). Tanto a função G quanto o fator $1,602 \times 10^{-7}$ podem ser incorporados diretamente no cartão de entrada de dados do MCNPX por meio dos cartões DE/DF e FM, respectivamente.

A massa (m) na **equação 3.4** foi fornecida ao MCNPX como sendo igual a:

$$m = f_g \times \rho \times \text{Vol} \quad (3.6)$$

onde f_g é a fração glandular, ρ é a densidade do tecido mamário e Vol é o volume do tecido mamário.

O kerma no ar de entrada na mama foi calculado como:

$$k_e = \frac{E}{m} \times 1,602 \times 10^{-7} \text{ [mGy kerma no ar]} \quad (3.7)$$

3.1.5 Validação da modelagem simplificada

Para efeito de validação dos resultados obtidos com a geometria simplificada, o cartão de entrada de dados foi modificado para simular raios X atravessando somente o tecido mamário e os coeficientes de atenuação linear (μ) para composições de tecido 100% adiposo, 50% glandular – 50% adiposo e 100% glandular foram calculados. Esses dados foram comparados com os valores reportados por HAMMERSTEIN *et al.* (HAMMERSTEIN, et al., 1979). HAMMERSTEIN E COLABORADORES utilizaram espécimes de mastectomia para obter as densidades e composições elementares para amostras de pele, tecido adiposo, e glândula mamaria. Os coeficientes de atenuação linear para tecido 100% adiposo, 50% adiposo – 50% glandular e 100% glandular foram calculados para feixes de raios X monoenergéticos e utilizando coeficientes de atenuação linear para elementos individuais disponíveis na literatura.

A simulação neste trabalho também foi validada pela comparação da dose glandular normalizada para a projeção de zero grau (projeção central de tomossíntese) reportada por SECHOPOULOS *et al.* (SECHOPOULOS, et al., 2007). SECHOPOULOS E COLABORADORES desenvolveram um programa C++, baseado no código de Monte Carlo Geant4 para estudar a dose glandular normalizada para a mama durante exame de tomossíntese para as projeções crânio-caudal e médio lateral oblíqua utilizando espectros de raios X com combinação anodo filtro de Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh. O modelo do sistema de aquisição incluiu um detector de campo total, cobertura do detector, placa de suporte e placa de compressão de mama.

3.2 Modelagem detalhada de um sistema de tomossíntese

3.2.1 Modelagem do tubo de raios X

O tubo de raios X mamográfico modelado no MCNPX foi baseado no modelo real Varian® M-147. Os materiais e dimensões do alvo do tubo de raios X foram modelados de acordo com as especificações disponíveis no datasheet M-147 (VARIAN) e na patente 5303281 (1994). A partir das informações disponibilizadas nesses documentos, um redimensionamento dos componentes do tubo foi realizado para adaptação no código de simulação. O material alvo é composto por molibdênio (Mo). O ângulo do alvo em relação ao eixo do feixe é de 10 graus com um tamanho de ponto

focal de 0,3 mm. O diâmetro do disco do alvo é de 71 mm. A janela é composta de berílio (Be) com uma espessura de 0,63 mm. A ampola de raios X é composta de vidro de Borosilicato (Pyrex®). O ambiente interno da ampola está a vácuo para assegurar mínimas perdas de energia para os elétrons acelerados em direção ao anodo. A ampola de raios X é imersa em óleo dielétrico utilizado como material refrigerante, o qual ocupa o interior do *housing* mamográfico. O *housing* é composto de aço baixo carbono. A **Figura 3.4** mostra o diagrama do tubo de raios X simulado no MCNPX.

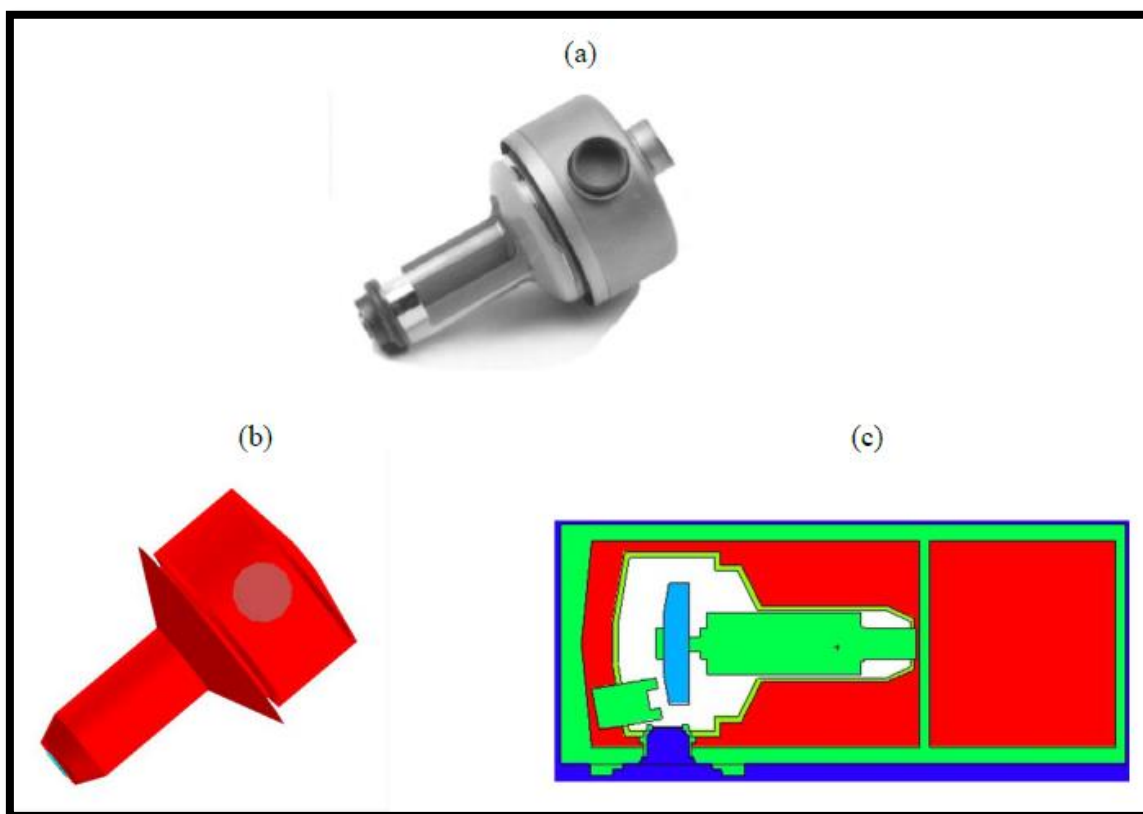


Figura 3.4 - (a) Ampola de raios X Varian M-147 (imagem meramente ilustrativa; todos os direitos reservados a Varian®); (b) ampola de raios X modelada no MCNPX; (c) Ampola de raios X inserida no Housing.

3.2.2 Simulação de espectros de raios X

Neste trabalho, um detector pontual (tally F5) foi usado para medir o fluxo médio de fótons (# fótons/ cm²) em um ponto, o qual foi normalizado para um único fóton emitido pela fonte. As simulações foram ajustadas para produzir uma incerteza menor do que 5%, o que é tipicamente aceitável para detectores pontuais. O ponto de

referência usado para medir o espectro de fótons foi posicionado no eixo central do feixe de raios X a 750 mm abaixo do ponto focal.

Após atravessar a janela de berílio, o espectro de raios X passa através de uma filtração adicional de molibdênio com 0,03 mm de espessura e a uma camada de ar até o ponto de medição. O detector faz a contagem do número de fótons com energia entre $E+\Delta E$ que alcançam sua superfície para uma resolução (*bin*) de energia igual a $\Delta=0,5$ keV. A **Figura 3.5** ilustra a geometria para simulação dos espectros.

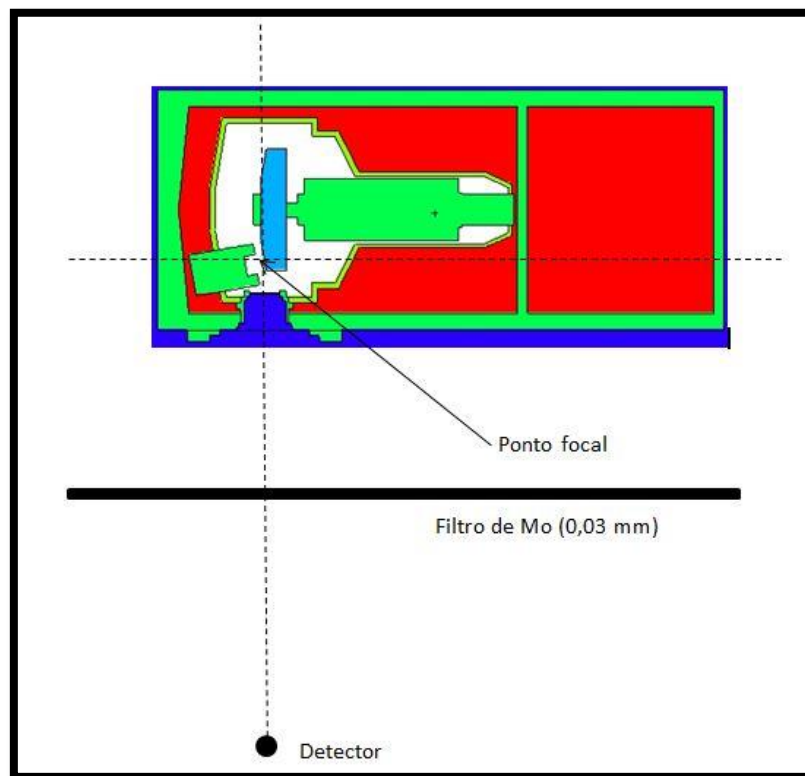


Figura 3.5 - Geometria para simulação de espectros de raios X. Figura não está em escala.

Em um tubo de raios X, o tamanho e a forma do ponto focal dependem do tamanho do filamento catódico e de parâmetros de construção do dispositivo de focalização. Na simulação, a fonte de elétrons foi definida como um disco emitindo elétrons com energia E constante em direção a uma região circular no alvo de molibdênio delimitando um tamanho de ponto focal de 0,3 mm, uma vez que em mamografia um ponto focal circular é preferível (BUSHONG, 2010).

O processo de produção de raios X consistiu no acompanhamento de um grande número de elétrons incidentes no alvo até que eles fossem absorvidos ou saíssem dele, e

no cálculo de fótons de bremsstrahlung e característicos produzidos devido à interação do feixe de elétrons com os átomos do alvo de molibdênio. Para a simulação dos espectros de raios X, o MCNPX foi executado no modo de fótons e elétrons (*mode P E*). A energia dos elétrons foi considerada constante, ou seja, não foi simulado o efeito ripple.

As energias dos elétrons incidentes sobre o alvo foram de 25 keV, 28 keV, 30 keV e 32 keV. Os valores de energia média (\bar{E}) e HVL dos espectros foram calculados de forma analítica utilizando o método descrito por DAVID *et al.* (DAVID, et al., 2012) por meio das equações (3.8) e (3.9), respectivamente. Curvas de transmissão foram obtidas para espessuras de alumínio variando entre 0,1 mm a 1 mm em passos de 0,1 mm.

$$\bar{E} = \sum_i^n \vartheta_i \cdot E_i \quad (3.8)$$

Onde ϑ_i corresponde à frequência normalizada para o total de fótons e E_i à energia de cada bin do espectro discretizado.

$$\frac{1}{2} \sum_{i=1}^{N_{bin}} K_i^{ar} = \sum_{i=1}^{N_{bin}} K_i^{ar} e^{-\mu_i \cdot HVL} \quad (3.9)$$

onde μ_i e K_i^{ar} são o coeficiente de atenuação do alumínio e o kerma no ar correspondente ao bin de energia, respectivamente.

As incertezas das energias médias e HVL foram calculadas com base nas incertezas fornecidas pelo código MCNPX. Incertezas do tipo B não foram estimadas neste trabalho.

3.2.3 Geometria de simulação de exame de tomossíntese

A geometria de irradiação para simular um exame de tomossíntese foi composta pelo tubo de raios X, phantom de mama, placa de compressão e uma matriz de detectores virtuais localizados 15 mm abaixo da mama. A distância fonte-receptor de imagem foi de 660 mm. O feixe de raios X foi colimado com todas as quatro bordas do plano receptor. O modelo de mama utilizado foi um semicilindro com raio de 100 mm e espessura de 50 mm envolto por uma camada de pele com 4 mm de espessura. As

dimensões do modelo de mama e espessura de pele são baseadas na metodologia reportada por BOONE (BOONE, 1999). A região central do phantom de mama é composta por uma mistura homogênea de tecido glandular e tecido adiposo na proporção de 50%. As composições e densidades do modelo de mama foram obtidas a partir do estudo de HAMMERSTEIN *et al.* (HAMMERSTEIN, et al., 1979). A placa de compressão, consistindo de 2 mm de PMMA foi posicionada em contato com a mama. Um objeto contrastante composto de óxido de alumínio (Al_2O_3) com 2 mm de espessura foi inserido na região central da mama. Al_2O_3 é um composto utilizado para representar microcalcificações em phantoms recomendados pelo *American College of Radiology* (ACR) para acreditação (VEDANTHAM, et al., 2013). A **Figura 3.6** ilustra a geometria de irradiação.

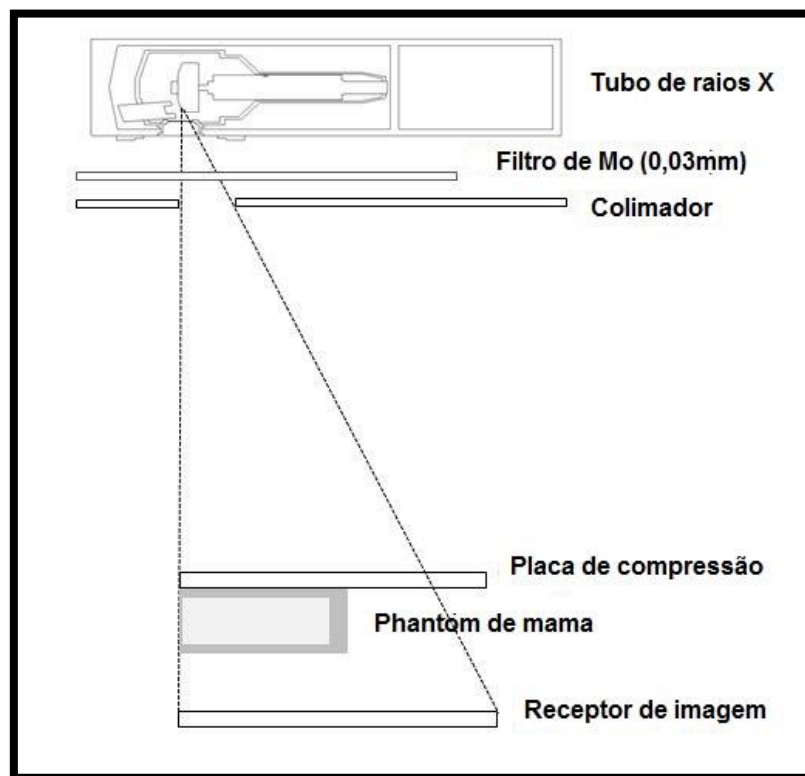


Figura 3.6 - Geometria de simulação para a irradiação do phantom de mama.

Para a variação da posição angular do tubo de raios X foi utilizado o cartão de transformação para as superfícies e fonte emissora de partículas utilizadas no arquivo de entrada do MCNPX. Desse modo, o tubo de raios X foi girado para descrever um arco ao redor da mama, com os ângulos de projeção de 0° (ângulo central), $+3,125^\circ$, $+6,25^\circ$, $+9,375^\circ$ e $+12,5^\circ$. O centro de rotação está posicionado 4 cm acima da superfície do

plano detector. Essa configuração é semelhante à utilizada pelo sistema de tomossíntese de mama GE SenoClaire® (SECHOPOULOS, et al., 2014).

3.2.4 Dose glandular normalizada

Para o ângulo de projeção central (0°), a dose glandular normalizada foi calculada como a razão entre a dose glandular absorvida média e o kerma no ar de entrada na mama sem retroespalhamento de acordo como descrito pela equação 3.3 da seção 3.1.4.

Para calcular o kerma no ar, uma segunda simulação para cada condição de imagem foi realizada, com o volume mamário sendo substituído por uma superfície representando a entrada de uma câmara de ionização com um volume sensível de 1 cm^3 . A dose glandular relativa (RGD) foi utilizada para descrever a dose glandular normalizada para os ângulos de projeção em relação à dose glandular normalizada para o ângulo de zero grau (0°), de acordo com a expressão 2.19 na seção 2.8.5. A **Figura 3.7** ilustra a geometria de simulação para o ângulo de 0 grau e para o ângulo de 12,5 graus após a utilização do cartão de transformação para rotação do conjunto tubo de raios X, filtro de molibdênio e colimador.

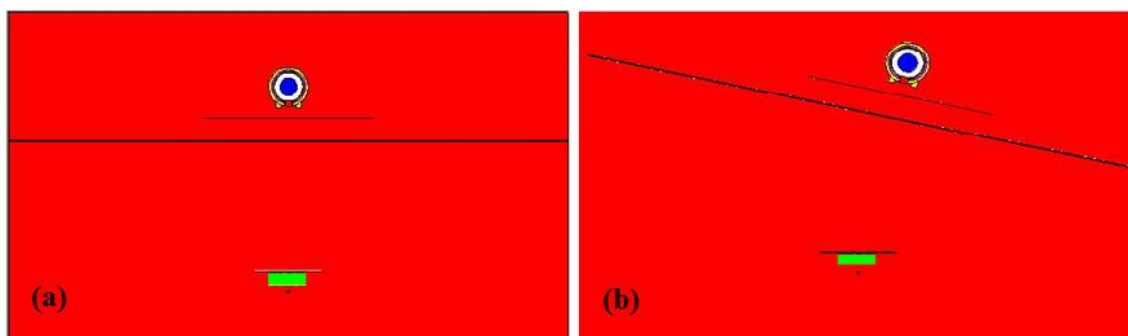


Figura 3.7 - Geometria de simulação para o cálculo da DgN e RGD . (a) Tubo de raios X posicionado no ângulo de 0 grau; (b) Tubo de raios X rotacionado para o ângulo de 12,5 graus.

3.2.5 Contraste objeto

Detectores pontuais foram usados para medir a fluência de fótons transmitida ao lado e após a passagem do feixe de raios X pelo objeto contrastante inserido no tecido mamário do phantom como apresentado na **Figura 3.8**. O tally *F5 (MeV/cm^2) foi

utilizado neste problema. As simulações foram realizadas até ser alcançado um erro relativo menor do que 5%. Para o cálculo do contraste foi utilizada a equação 2.9 da seção 2.7.1.

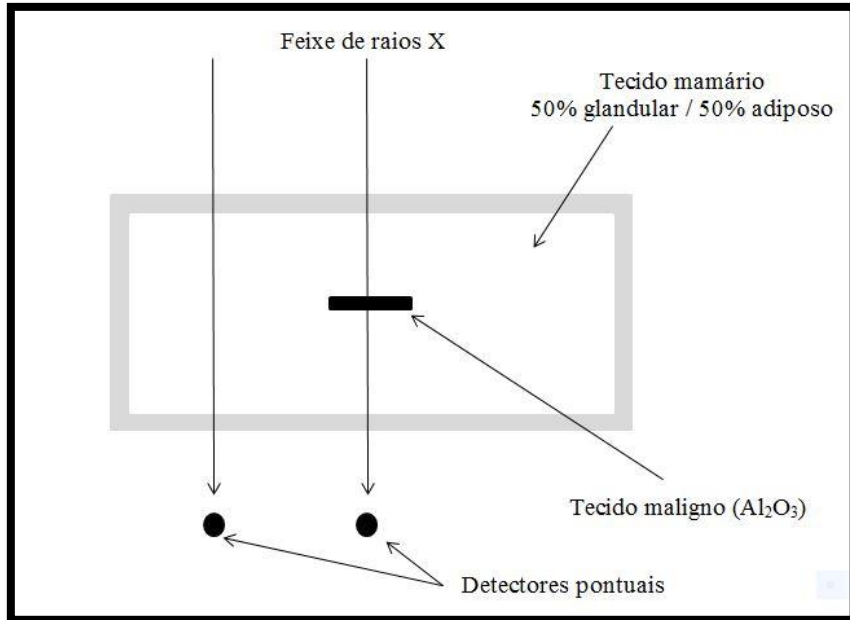


Figura 3.8 - Esquema para o cálculo do contraste objeto.

3.2.6 Formação de imagens por projeção utilizando o MCNPX

Neste trabalho, o comando FIRn:p foi utilizado para produzir imagens do simulador de mama contendo o objeto contrastante para os potenciais no tubo de 25 kV e 32 kV. O receptor de imagem foi considerado um receptor digital ideal, ou seja, todos os fótons incidentes sobre o detector foram registrados. A matriz de detectores foi inserida em uma cobertura a vácuo para evitar que a contribuição do espalhamento entre pixels vizinhos fosse considerada. O tally radiográfico foi ajustado para ter uma dimensão de 24 cm x 22 cm no plano xy. Para a simulação de imagens em um tempo razoável (336 horas), porém com erros relativos menores do que 5%, as componentes direta e espalhada da radiação foram calculadas separadamente. A componente direta (fótons que não colidiram com o objeto de teste) foi obtida por meio da utilização do cartão NOTRN na linha de comando do cartão radiográfico. O tamanho de pixel para imagem formada pela componente direta foi de 200 μm x 200 μm , formando uma matriz de 1200 x 1100 pixels. Em sistemas de tomossíntese reais, o tamanho de pixel é

da ordem de 100 μm , porém os arquivos de saída de simulações de imagens com tamanhos de pixels muito pequenos são da ordem de 30 Gigabytes. Desse modo, procurou-se adotar um tamanho de pixel o mais próximo da realidade com um tamanho de arquivo dentro da capacidade de armazenamento dos computadores.

A imagem formada pela componente espalhada foi modelada usando pixels de $0,2\text{ cm}^2$. Os resultados das simulações foram extraídos do arquivo MCTAL do MCNPX e transportados para o software MATLAB®. A imagem espalhada foi redimensionada para o mesmo tamanho da imagem formada pela componente direta utilizando o método de interpolação do vizinho mais próximo. Posteriormente, as imagens da componente direta e espalhada foram somadas para formar a imagem final. Abaixo é apresentado um exemplo de sintaxe utilizado no programa MATLAB para o redimensionamento da imagem da componente espalhada e adição das componentes:

```

arquivo = fopen('matriz32b.txt');      “abre o arquivo da componente espalhada”
A2 = fscanf(arquivo,'%f',[110 120]);  “transforma o arquivo em uma matriz 110x120”
fclose(arquivo);
A2 = A2';
A2;
B=imresize(A2,[1200 1100],'nearest'); “redimensiona a matriz para 1100x1200”
arquivo = fopen('matriz32a.txt');     “abre o arquivo da componente direta”
A3 = fscanf(arquivo,'%f',[1100 1200]); “transforma em uma matriz 1100x1200”
fclose(arquivo);
A3 = A3';
A3;
S=B+A3; “adiciona as componentes direta e espalhada”

```

As imagens geradas correspondem aos valores de fluência em energia (MeV/cm^2) em cada pixel detector. No MATLAB, o log dos valores de fluência foi calculado e correlacionado a uma escala de cinza entre 0 e 65535. A sintaxe utilizada no programa MATLAB é ilustrada a seguir:

```

B6=log(S);          “calcula o log da matriz S que contém os valores de fluência”
x=max(max(B6));    “encontra o valor máximo na matriz com os valores em log”
y=min(min(B6));    “encontra o valor mínimo na matriz com os valores em log”
C6=B6-y;          “calcula a diferença entre os valores de log de cada elemento
em relação ao valor mínimo”
D6=x-y;           “calcula a diferença entre os valores de log máximo e mínimo”
E6=(C6/D6)*65535; “transforma os valores em uma escala de 0 a 65535”

```


Depois da aquisição de cada imagem (uma para cada ângulo), foram obtidos os perfis de imagem e a SDNR de acordo com a equação **2.10** da seção **2.7.2**. Para a medida da SDNR foram adotadas cinco regiões de interesse (ROI), sendo uma sobre a lesão (ROI 1) e quatro em regiões adjacentes à lesão (ROI 2, 3, 4 e 5) como mostrado na **Figura 3.9**. Os ROI foram configurados para formar uma matriz de pixels de 30 x 30. Para cada ângulo de projeção, a SDNR final corresponde à média das SDNR calculadas a partir dos valores de pixel do ROI 1 e cada ROI adjacente. Para verificar se ocorreu uma diferença significativa entre a SDNR para os ângulos de projeção e a SDNR para o ângulo de projeção central (0°) foi realizado um teste t de Student para um nível de confiança $\alpha=0,05$, após serem realizados testes de normalidade (teste K-S) e variância (teste Fisher) utilizando o software OriginPro8®.

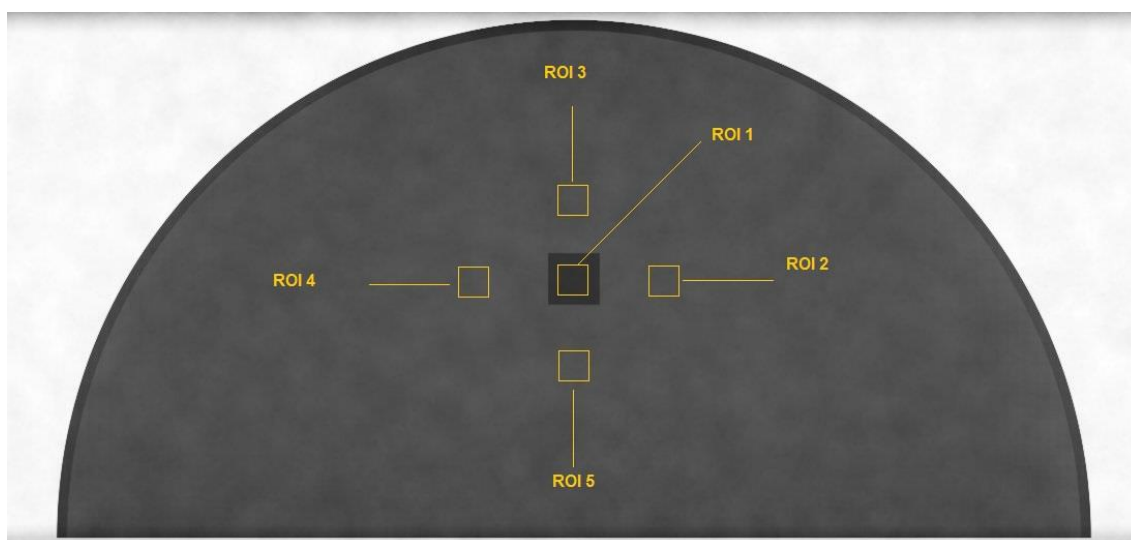


Figura 3.9 - Esquema de configuração dos ROI para análise da SDNR.

3.2.7 Validação da modelagem detalhada

Para efeito de validação, os espectros simulados foram comparados com diferentes modelos fornecidos na literatura. Os modelos utilizados foram o modelo MASMIP desenvolvido por BOONE *et al.* (BOONE, et al., 1997), o catálogo digital IPEM 78 (CRANLEY, 1997) e os resultados obtidos por AY *et al.* (AY, et al., 2004) que utilizaram o MCNP4C para combinação anodo/filtro Mo/Mo e tensão no tubo de 30 kV. Além disso, resultados experimentais obtidos por DAVID *et al.* (DAVID, et al., 2012) e TOMAL *et al.* (TOMAL, et al., 2014) também foram utilizados.

A validação da geometria para o cálculo da dose na mama foi realizada por meio da comparação das curvas de percentual de dose em profundidade com as obtidas por WU *et al.* (WU, X, et al., 1991) e DAVID *et al.* (DAVID, et al., 2012). Para comparação com o estudo realizado por WU e colaboradores foi adotada uma espessura de 6 cm para o simulador de mama sem a presença do tecido maligno. Para efeito de comparação ao estudo de DAVID *et al.*, o simulador de mama composto de tecido glandular e adiposo foi substituído por um simulador de PMMA com 4,5 cm de espessura comprimida.

CAPÍTULO IV

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nas seções seguintes serão apresentados os resultados para a modelagem simplificada e detalhada do sistema de tomossíntese. Na modelagem simplificada são apresentados os resultados de fração de energia depositada e D_gN no simulador **SM1** utilizando feixes monoenergéticos e dose média absorvida em ambos os simuladores (**SM1** e **SM2**) utilizando feixes polienergéticos.

Na modelagem detalhada são apresentados espectros de raios X obtidos com a simulação do tubo mamográfico, valores de D_gN e RGD, o contraste objeto e imagens do simulador utilizando o tally radiográfico do MCNPX.

4.1 Resultados da modelagem simplificada

4.1.1 Validação

A **Figura 4.1** apresenta os coeficientes de atenuação linear calculados a partir das simulações realizadas pelo MCNPX comparados com os reportados por HAMMERSTEIN E COLABORADORES (HAMMERSTEIN, et al., 1979), que calcularam os coeficientes de atenuação linear para o tecido 100% adiposo, 50% glandular – 50% adiposo e 100% glandular para feixes de raios X monoenergéticos.

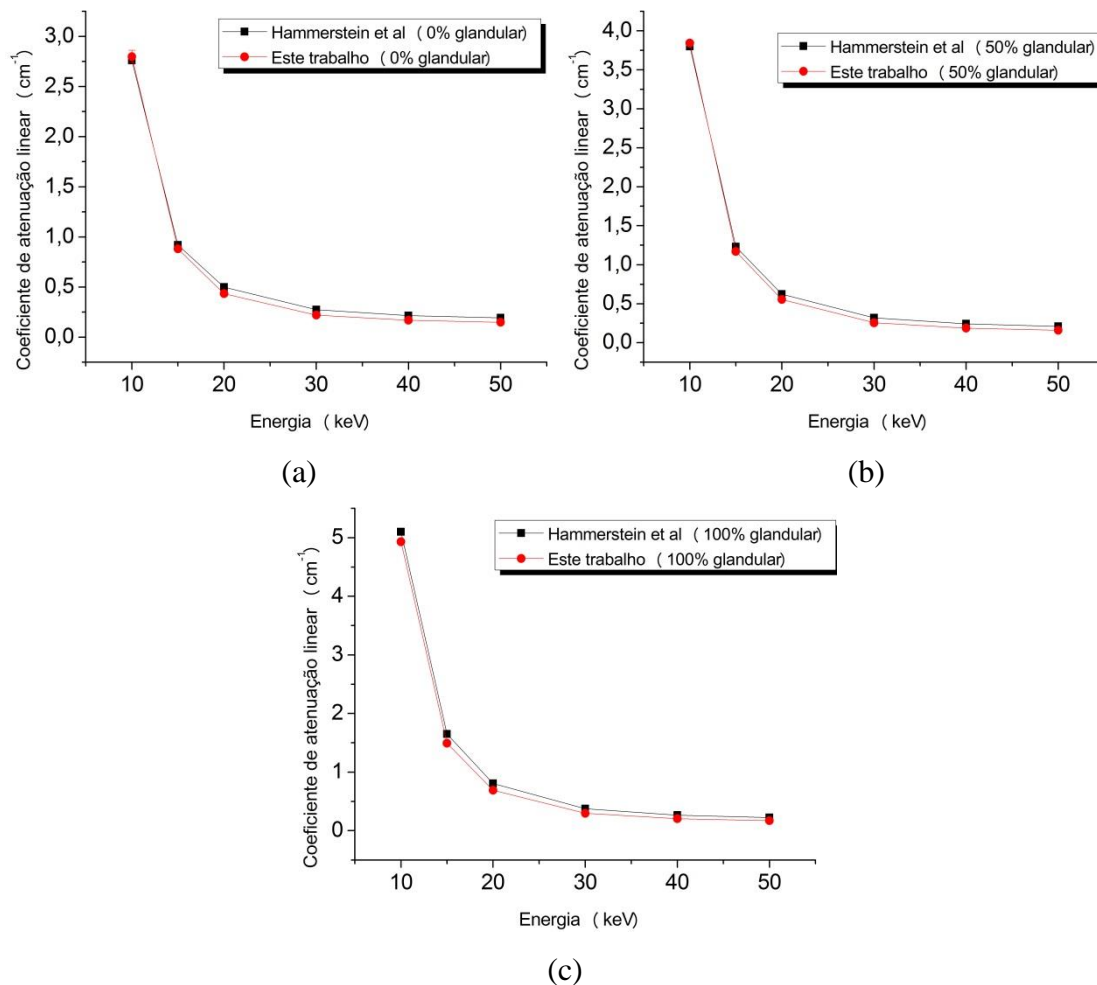


Figura 4.1 - Comparação com os coeficientes de atenuação linear reportados por HAMMERSTEIN *et al.* (HAMMERSTEIN, *et al.*, 1979) para (a) tecido 0% glandular, (b) tecido 50% glandular – 50% adiposo e (c) tecido 100% glandular.

Uma boa concordância entre os coeficientes de atenuação, para o tecido mamário, calculados pelo MCNPX e os reportados na literatura pode ser observada na **Figura 4.1**.

A **Tabela 4.1** mostra os valores de dose glandular normalizada para mamas com 2 cm, 4 cm, 6 cm e 8 cm de espessura e 25% de fração glandular calculados a partir do MCNPX e os reportados por SECHOPOULOS *et al.* (SECHOPOULOS, *et al.*, 2007) para espectros com combinação anodo/filtro de Mo/Mo e Mo/Rh. SECHOPOULOS E COLABORADORES desenvolveram um programa C++, baseado no código de Monte Carlo Geant4 para estudar a dose glandular normalizada para a mama durante exame de tomossíntese.

Tabela 4.1 – Comparação dos dados de DgN, em mGy/R, para o ângulo de zero grau calculados por SECHOPOULOS *et al.* (SECHOPOULOS, *et al.*, 2007).

Espessura (cm)	G(%)	Alvo/filtro	kVp	HVL (mmAl)	DgN (mGy/R) MCNPX (incerteza)	DgN (mGy/R) Sechopoulos <i>et al.</i>	Variação (%)
2	25	Mo/Mo	25	0,283	2,49 (± 0,10%)	2,43	2,41
		Mo/Mo	26	0,294	2,56 (± 0,11%)	2,54	0,78
		Mo/Mo	27	0,305	2,62 (± 0,11%)	2,64	-0,76
		Mo/Rh	27	0,364	2,94 (± 0,12%)	3,16	-7,48
		Mo/Rh	29	0,384	3,03 (± 0,12%)	3,34	-10,23
4	25	Mo/Mo	25	0,283	1,46 (± 0,06%)	1,44	1,37
		Mo/Mo	26	0,294	1,52 (± 0,06%)	1,52	0,00
		Mo/Mo	27	0,305	1,57 (± 0,07%)	1,59	-1,27
		Mo/Rh	27	0,364	1,84 (± 0,07%)	1,99	-8,15
		Mo/Rh	29	0,384	1,92 (± 0,08%)	2,13	-10,94
6	25	Mo/Mo	25	0,283	0,99 (± 0,04%)	0,99	0,00
		Mo/Mo	26	0,294	1,03 (± 0,04%)	1,05	-1,94
		Mo/Mo	27	0,305	1,07 (± 0,05%)	1,1	-2,80
		Mo/Rh	27	0,364	1,29 (± 0,05%)	1,41	-9,30
		Mo/Rh	29	0,384	1,35 (± 0,06%)	1,52	-12,59
8	25	Mo/Mo	25	0,283	0,74 (± 0,03%)	0,75	-1,35
		Mo/Mo	26	0,294	0,77 (± 0,03%)	0,80	-3,90
		Mo/Mo	27	0,305	0,80 (± 0,03%)	0,84	-5,00
		Mo/Rh	27	0,364	0,98 (± 0,04%)	1,09	-11,22
		Mo/Rh	29	0,384	1,02 (± 0,04%)	1,18	-15,69

Os valores de DgN obtidos pelo MCNPX para espectros com combinação anodo/filtro de Mo/Mo apresentam boa concordância com a literatura, como demonstrado na **Tabela 4.1**. Para espectros com alvo/filtro de Mo/Rh, os valores de DgN obtidos neste estudo estão abaixo dos fornecidos por SECHOPOULOS E COLABORADORES. Segundo HOFF (HOFF, 2005), diferentes valores para a dose glandular normalizada, devido às diferenças entre simulações por Monte Carlo, podem ser encontrados entre os resultados publicados por diferentes autores, com variações de 20% a 30%. Além disso, vários fatores em simulações de Monte Carlo podem contribuir para a discrepância entre resultados de DgN entre inúmeros autores. Esses fatores podem estar associados ao código de Monte Carlo utilizado, as densidades e componentes dos materiais, aos espectros de raios X e fatores de geometria (NIGAPRUKÉ, et al., 2010).

4.1.2 Fração de energia depositada

A **Figura 4.2** apresenta os perfis de fração de energia depositada ($f(E)$) no tecido mamário presente no simulador **SM1**, em função da energia do feixe de raios X para as glandularidades de 1%, 25%, 50%, 75% e 100% e espessuras de mama comprimida de 2 cm, 4 cm, 6 cm e 8 cm, considerando o ângulo de projeção de zero grau.

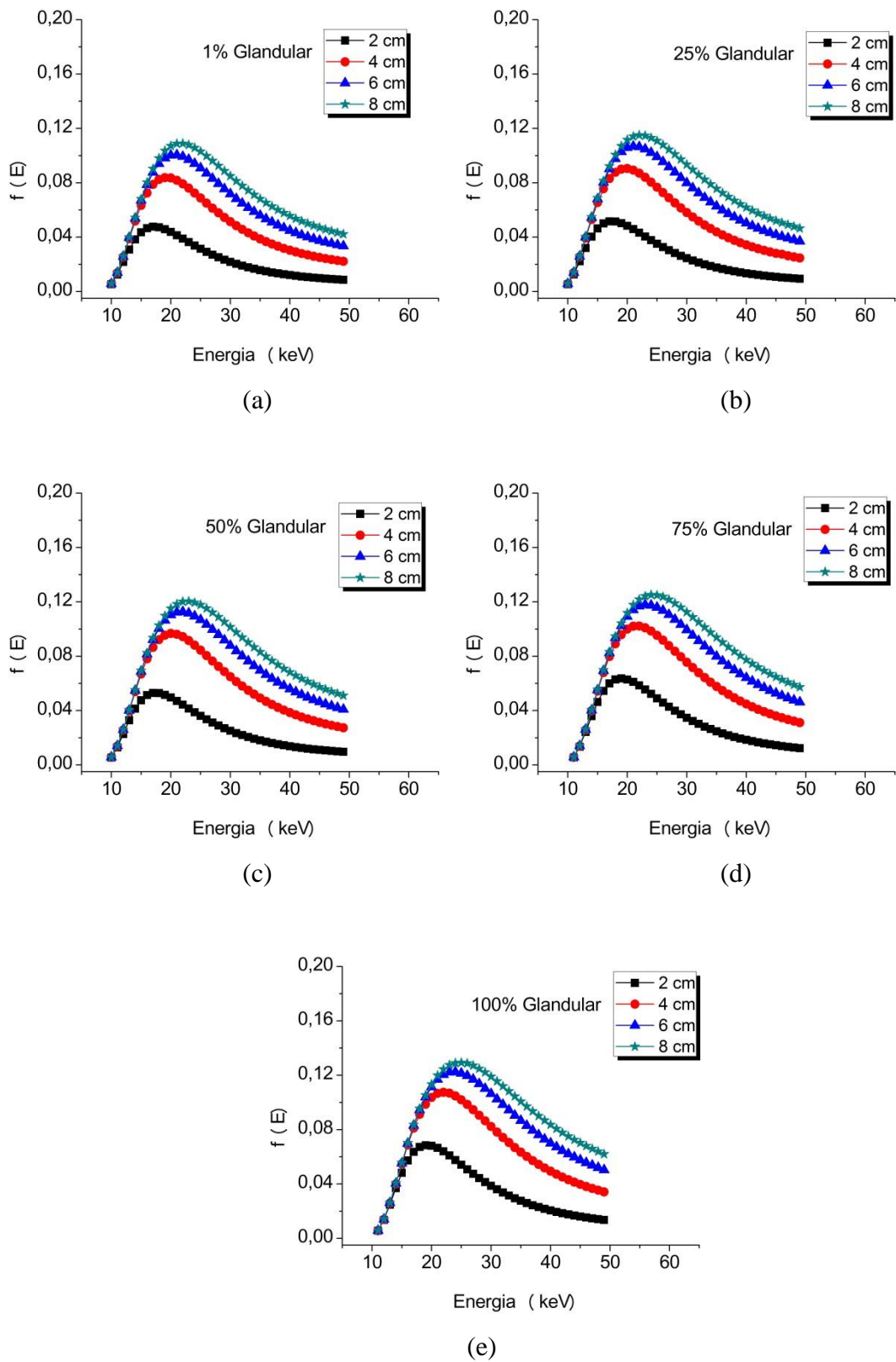


Figura 4.2 - $f(E)$ no tecido mamário composto por (a) 1%, (b) 25%, (c) 50%, (d) 75% e (e) 100% de tecido glandular em função da energia do feixe de raios X incidente para quatro espessuras de mama comprimida.

Como mostrado na **Figura 4.2**, os valores de $f(E)$ são submetidos a um amortecimento para menores níveis de energia devido à presença da camada de pele. Mudanças na composição e na densidade ocasionam um aumento na fração de energia depositada quando a quantidade de tecido glandular aumenta. Foi verificado um aumento de até 39,52% na fração de energia depositada entre as glandularidades de 1% e 100%, considerando uma mama com 2 cm de espessura comprimida. Para as espessuras de 4 cm, 6 cm e 8 cm, o aumento percentual na $f(E)$ para os casos extremos de tecido glandular foi de até 35,80%, 33,14% e 31,06%, respectivamente.

O intervalo de energia no qual ocorre a maior deposição de energia se desloca para maiores energias do feixe de raios X, conforme a espessura de mama comprimida aumenta. Para uma espessura de mama de 2 cm composta por 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo, o valor máximo de $f(E)$ ocorre para uma energia de 17 keV; no entanto, para as espessuras de 4 cm, 6 cm e 8 cm, o valor máximo ocorre para as energias de 20 keV, 22 keV e 23 keV, respectivamente.

Em mamografia, o contraste é aumentado com a diminuição da penetração, o que torna mais adequado a utilização de espectros de raios X de baixas energias. Na mama menos espessa (2 cm), a penetração do feixe de raios X é relativamente mais fácil, e como resultado, existe uma menor quantidade de radiação depositada no tecido mamário. Para a mama mais espessa (8 cm), a energia depositada no tecido mamário é maior devido à diminuição da penetração na mama e aumento da massa.

A **Figura 4.3** mostra os valores de $f(E)$, para a mama composta por 50% de tecido fibroglandular e com 4 cm de espessura, em função do ângulo de tomossíntese para o sistema de modelagem simplificado.

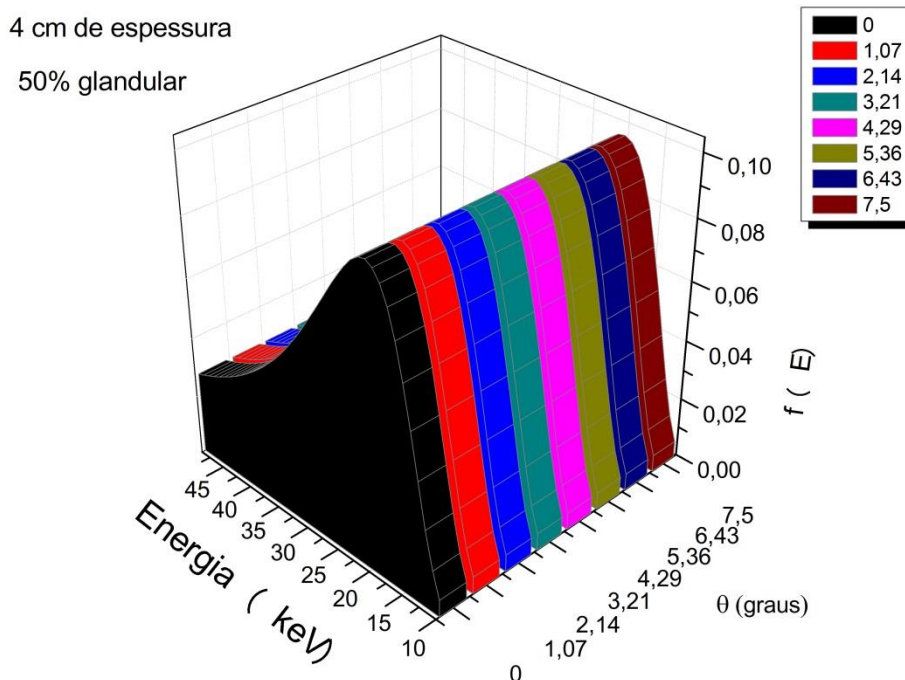


Figura 4.3 - $f(E)$ em função do ângulo de projeção de tomossíntese para uma mama com 4 cm de espessura comprimida e 50% fibroglandular.

De acordo com a **Figura 4.3**, para o intervalo angular considerado, a fração de energia depositada na mama é uniformemente distribuída entre os ângulos de projeção. A dose total pode ser dividida entre as projeções, o que resulta em uma dose muito pequena por projeção. Além disso, o pequeno intervalo angular como o utilizado no sistema Hologic, proporciona tempos de varredura muito mais rápidos. Adicionalmente, existe uma menor degradação na resolução da imagem, uma vez que as trajetórias dos raios X são menores em um intervalo angular estreito.

4.1.3 Dose glandular normalizada (DgN)

Na **Figura 4.4** são apresentados os valores de DgN monoenergéticos para o ângulo de projeção central, em unidades de mGy/mGy de kerma no ar, para as espessuras de mama comprimida de 2 cm, 4 cm, 6 cm e 8 cm e frações glandulares de 1%, 25%, 50%, 75% e 100%.

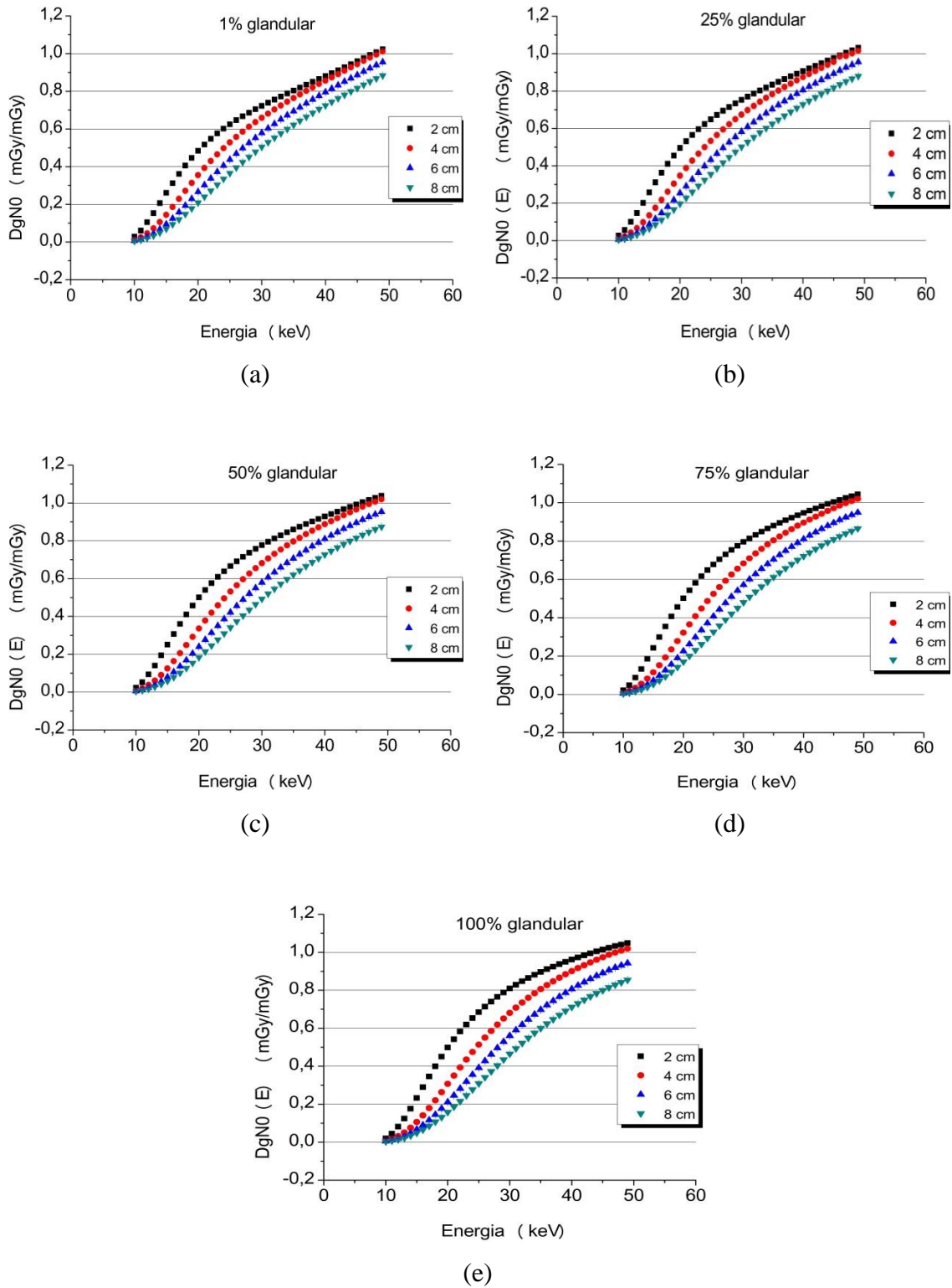


Figura 4.4 - Valores de $DgN_0(E)$ monoenergéticos para espessuras de mama comprimida de 2 cm, 4 cm, 6 cm e 8 cm e (a) 1%, (b) 25%, (c) 50%, (d) 75% e (e) 100% de glandularidade.

Os valores de DgN monoenergéticos diminuem com o aumento da espessura de mama para uma qualidade de feixe e composição do tecido mamário constantes. Isso ocorre porque o feixe é rapidamente atenuado e os tecidos glandulares que estão mais distantes da entrada da mama recebem uma dose muito mais baixa em mamas mais espessas. Como consequência desse resultado, o baixo valor de DgN para mamas espessas é compensado por um grande aumento na exposição de entrada para atingir um nível desejado de densidade óptica (grau de enegrecimento).

A **Figura 4.5** mostra os valores de DgN monoenergéticos como uma função do ângulo de tomossíntese para o modelo de mama com 4 cm de espessura comprimida e 50% de tecido glandular em um intervalo de energia de 15 a 25 keV. Nesse estudo, somente foram considerados os ângulos positivos devido às questões de simetria em uma visão crânio-caudal. Os dados mostram que a dose glandular normalizada tem um comportamento praticamente constante em relação à variação do ângulo de projeção de tomossíntese para o intervalo angular analisado.

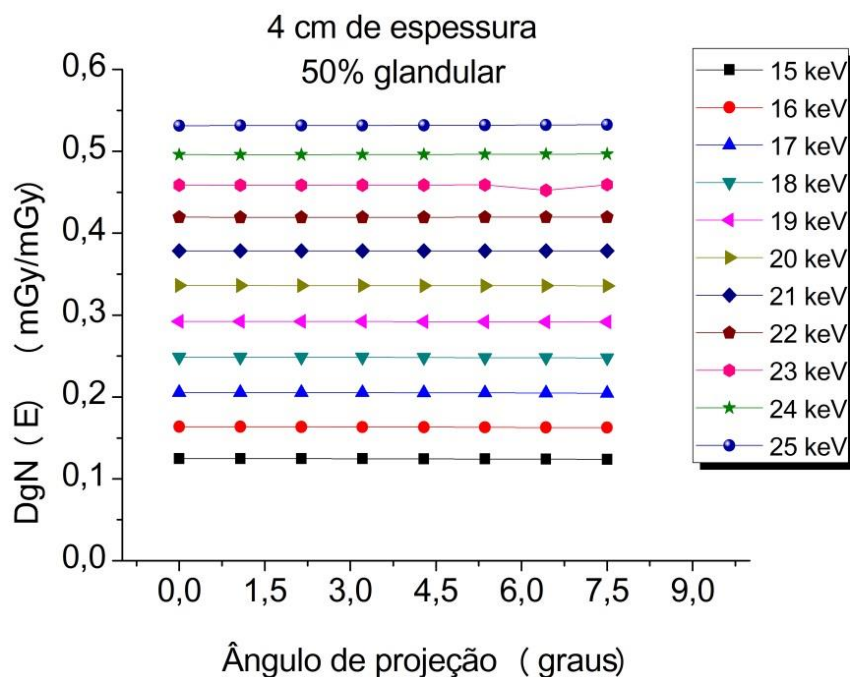


Figura 4.5 - Valores de DgN em função do ângulo de projeção de tomossíntese (0° a $+7,5^\circ$) para um intervalo de energia de 15 keV a 25 keV.

A partir da **Figura 4.5** verifica-se que a dose glandular normalizada para um espectro monoenergético apresenta uma uniformidade com respeito aos ângulos de projeção para o intervalo angular considerado. Em estudo realizado por MA *et al.* (Ma, A K *et al.*, 2008), a dose glandular média para um espectro de 20 kVp e combinação anodo/filtro de W/Al mostrou uma variação de 0,43% entre os ângulos de projeção de 0° e -6° para uma mama com 5 cm de espessura comprimida e 4 cm de distância da parede torácica ao mamilo. Esse resultado confirma que para pequenos intervalos angulares entre as projeções, a dose glandular normalizada permanece substancialmente constante.

As informações sobre a dose de radiação na mama para casos extremos de composição de tecido glandular/adiposo (1% e 100%) apresentadas na **Figura 4.4** podem fornecer uma estimativa da distribuição da dose de radiação na mama em um exame de tomossíntese mamária em comparação à mamografia digital e mamografia tela-filme, uma vez que as vantagens da tomossíntese sobre essas técnicas têm sido amplamente discutidas [(ANDERSON, I. *et al.*, 2008); (GENNARO, G. *et al.*, 2012); (WALLIS, M.G. *et al.*, 2012)]. Além disso, mesmo que a tecnologia se mostre útil, há muitas considerações clínicas que terão impacto sobre seu uso potencial.

Adicionalmente, a quantidade de tecido glandular presente no tecido mamário é fortemente associada ao risco de câncer. Estima-se que mulheres com mamas densas (tecido fibroglandular > 75%) têm de quatro a seis vezes maiores riscos de desenvolverem câncer de mama do que mulheres com mamas menos densas (TAGLIAFICO, A. S. *et al.*, 2013). Os dados de dose glandular utilizando o modelo de mama com 100% de tecido glandular (figura 4.25) podem fornecer uma referência para níveis de dose específicos para um exame de tomossíntese, uma vez que atualmente os níveis de dose aceitáveis e recomendáveis para esta modalidade são derivados a partir da mamografia padrão (VAN ENGEN, R. *et al.*, 2013). Dados para uma mama padrão (50% de tecido glandular) são necessários para a avaliação de um sistema de mamografia, uma vez que 50% das mulheres com idade entre 40 a 49 anos e 30% das mulheres com idade entre 70 e 79 anos possuem mamas que são ao menos 50% densas (HARVEY, *et al.*, 2004).

Nas **Figuras 4.6 e 4.7**, a dose absorvida média no modelo de mama com espessuras e glandularidades de mama equivalentes (**Tabela 3.1** da **seção 3.1.2**) é comparada à dose absorvida média em espessuras de PMMA de 2, 3, 4, 4,5, 5, 6, 7 e 8 cm de espessura, utilizando os espectros de raios X com combinações de anodo/filtro de

W/Rh e W/Al, respectivamente. Os dados são referentes ao ângulo de tomossíntese de zero grau. Os valores estão normalizados para um único fóton de raios X.

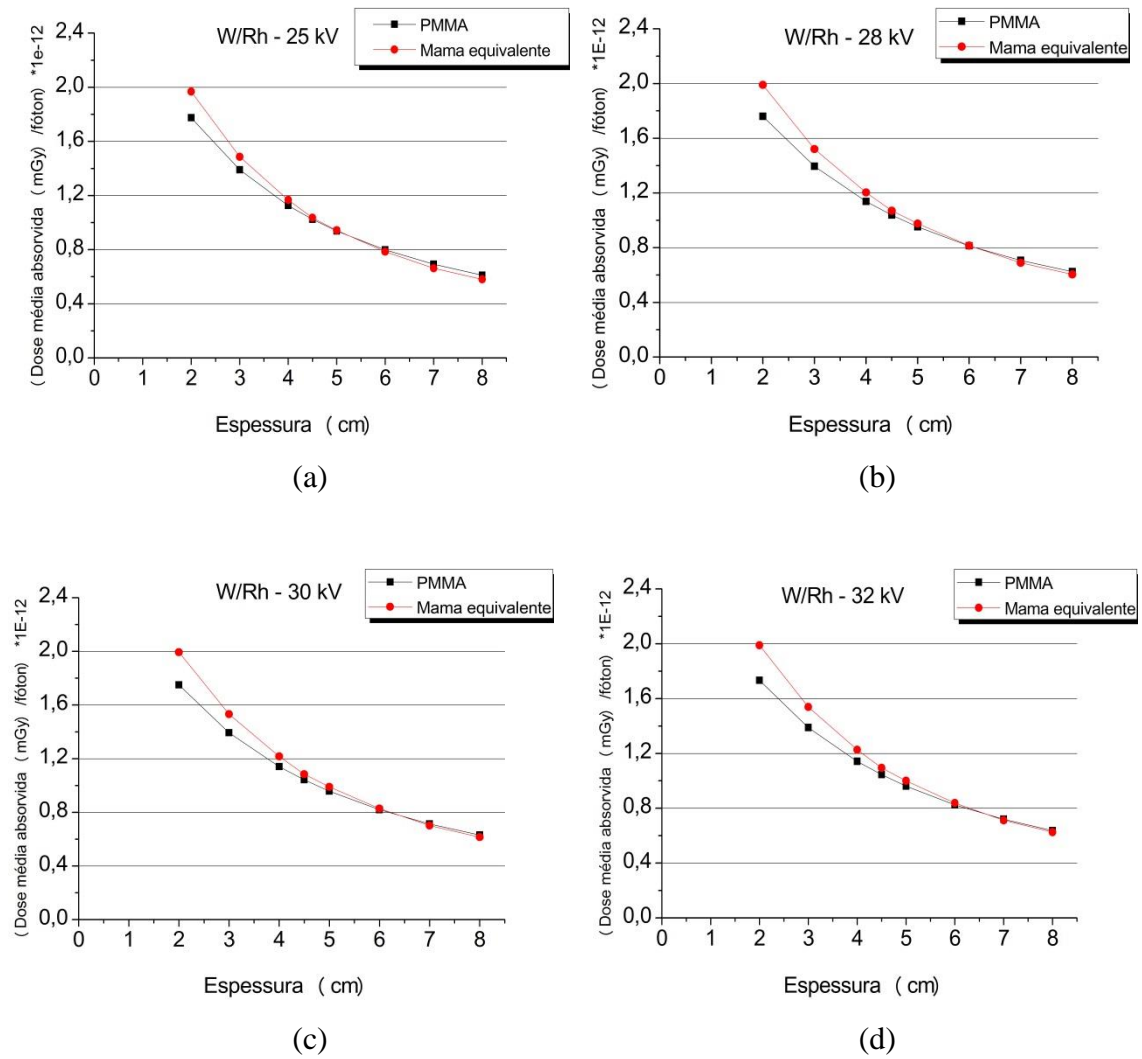


Figura 4.6 – Dose média absorvida (mGy) por fóton de raios X emitido pela fonte em função das espessuras de PMMA e mama equivalente para espectros com combinação anodo/filtro de W/Rh e tensões de (a) 25, (b) 28, (c) 30 e (d) 32 kVp.

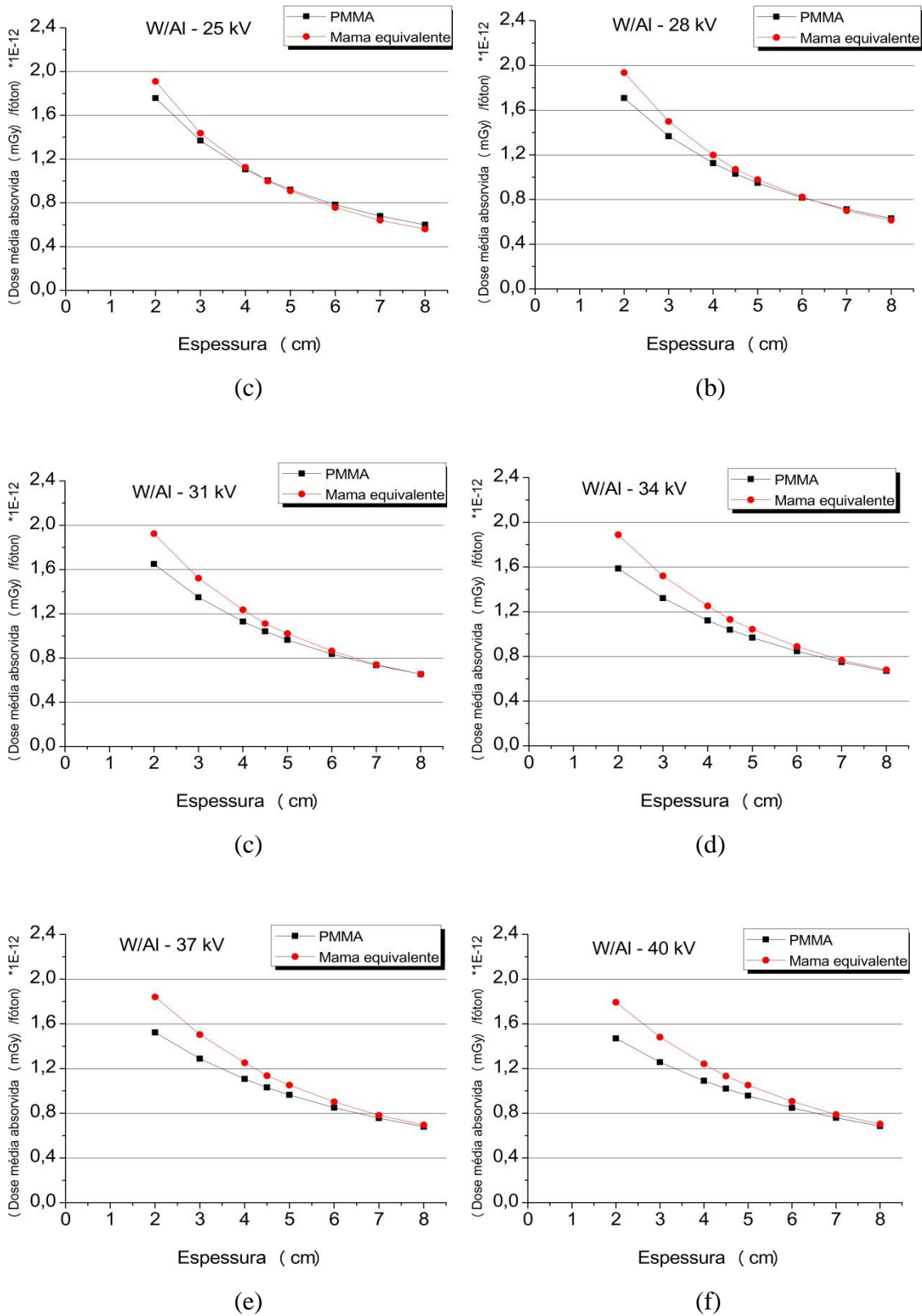


Figura 4.7 – Dose média absorvida (mGy) por fóton de raios X emitido pela fonte em função das espessuras de PMMA e mama equivalente para espectros com combinação anodo/filtro de W/AI e tensões de (a) 25, (b) 28, (c) 31, (d) 34, (e) 37 e (f) 40 kVp.

PMMA é um material apropriado para ser utilizado como um simulador de mama em protocolos de controle de qualidade dosimétricos em mamografia. Estudos experimentais utilizando espectrometria Compton (J N ALMEIDA JR, et al., 2009) e dados de pacientes (A KELARANTA, et al., 2015) comprovam esta característica. Como apresentado nas **Figuras 4.6 e 4.7**, a absorção de raios X é similar à observada no tecido glandular. Os resultados indicam uma diminuição da dose absorvida com o aumento da espessura do modelo de mama para uma particular qualidade do feixe de raios X. Variações percentuais entre os valores de dose absorvida em espessura de PMMA e mama equivalente são observadas. Para a espessura de 2 cm de PMMA ou 2,1 cm de mama equivalente foram encontradas variações de até 12,89% e 18,01%, considerando o espectro de W/Rh com potencial de 32 kVp e espectro de W/Al com potencial de 40 kVp, respectivamente.

Na **Figura 4.8** são ilustrados os valores de dose absorvida por ângulo positivo de projeção de tomossíntese para uma espessura de PMMA de 4,5 cm, a qual é equivalente a uma mama com espessura comprimida de 5,3 cm e 29% fibroglandular, considerando os espectros com combinação anodo/filtro de W/Rh (tensões no tubo de raios X de 25 kVp, 28 kVp, 30 kVp e 34 kVp) e W/Al (tensões no tubo de raios X de 25 kVp, 28 kVp, 31 kVp, 34 kVp 37 kVp e 40 kVp), respectivamente.

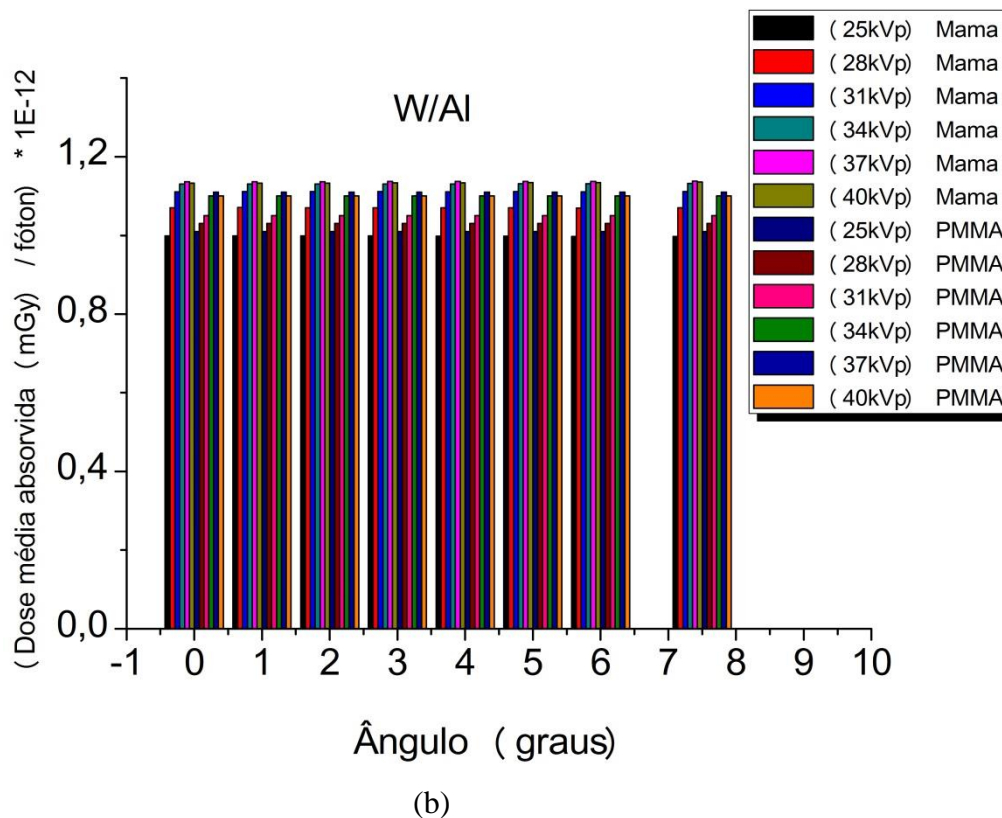
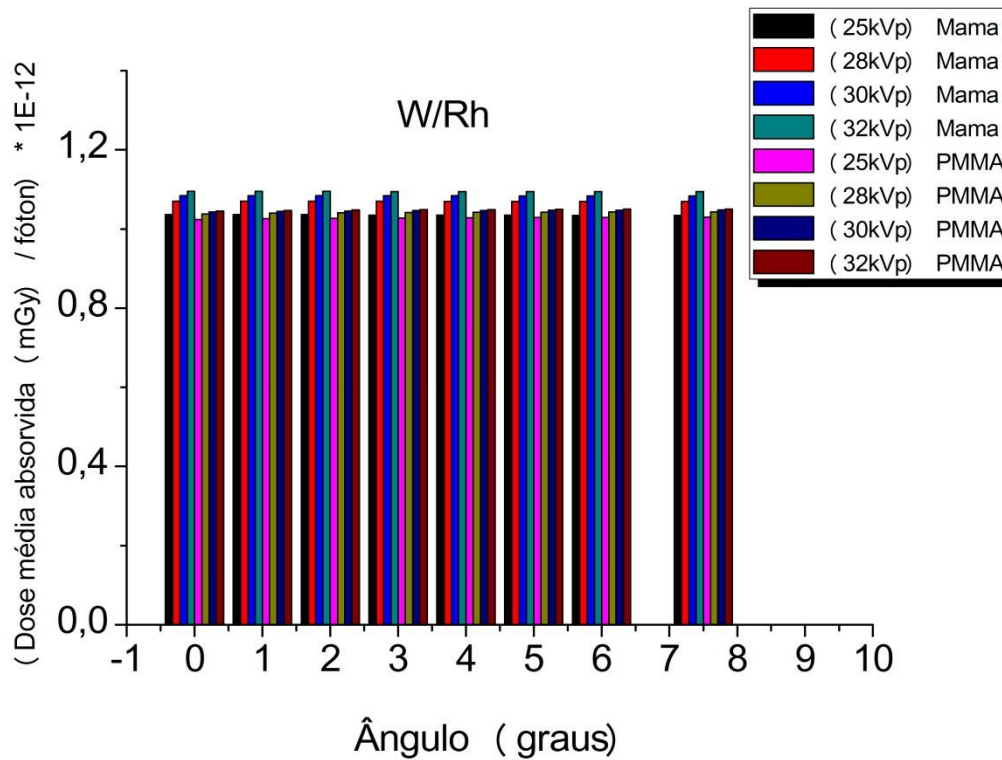


Figura 4.8 - Dose absorvida (mGy) por fóton de raios X emitido pela fonte em função do ângulo de projeção para placa de PMMA de 4,5 cm de espessura e mama equivalente de 5,3 cm de espessura e 29% fibroglandular, considerando espectros com combinação anodo/filtro de (a) W/Rh e (b) W/AI, respectivamente.

Simuladores de mama fabricados com PMMA com 4,5 cm de espessura são recomendados para procedimentos de dosimetria e qualidade de imagem em mamografia convencional (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2011). A dose absorvida como uma função do ângulo de projeção da fonte de raios X na mama com espessura de 5,3 cm e 29% de fração glandular é ligeiramente superior à observada na placa de PMMA de 4,5 cm de espessura, tanto para espectros de W/Rh quanto para espectros de W/Al. Maiores variações percentuais são observadas com o aumento na tensão do tubo de raios X. No entanto, as diferenças encontram-se dentro de 10% para todos os ângulos analisados.

4.2 Resultados da modelagem detalhada

4.2.1 Simulação de espectros de raios X

A **Figura 4.9** mostra os espectros obtidos na simulação do tubo de raios X para uma combinação anodo/filtro de molibdênio/molibdênio para os potenciais de 25, 28, 30 e 32 kVp. Os gráficos representam as contagens normalizadas para o número total de fótons.

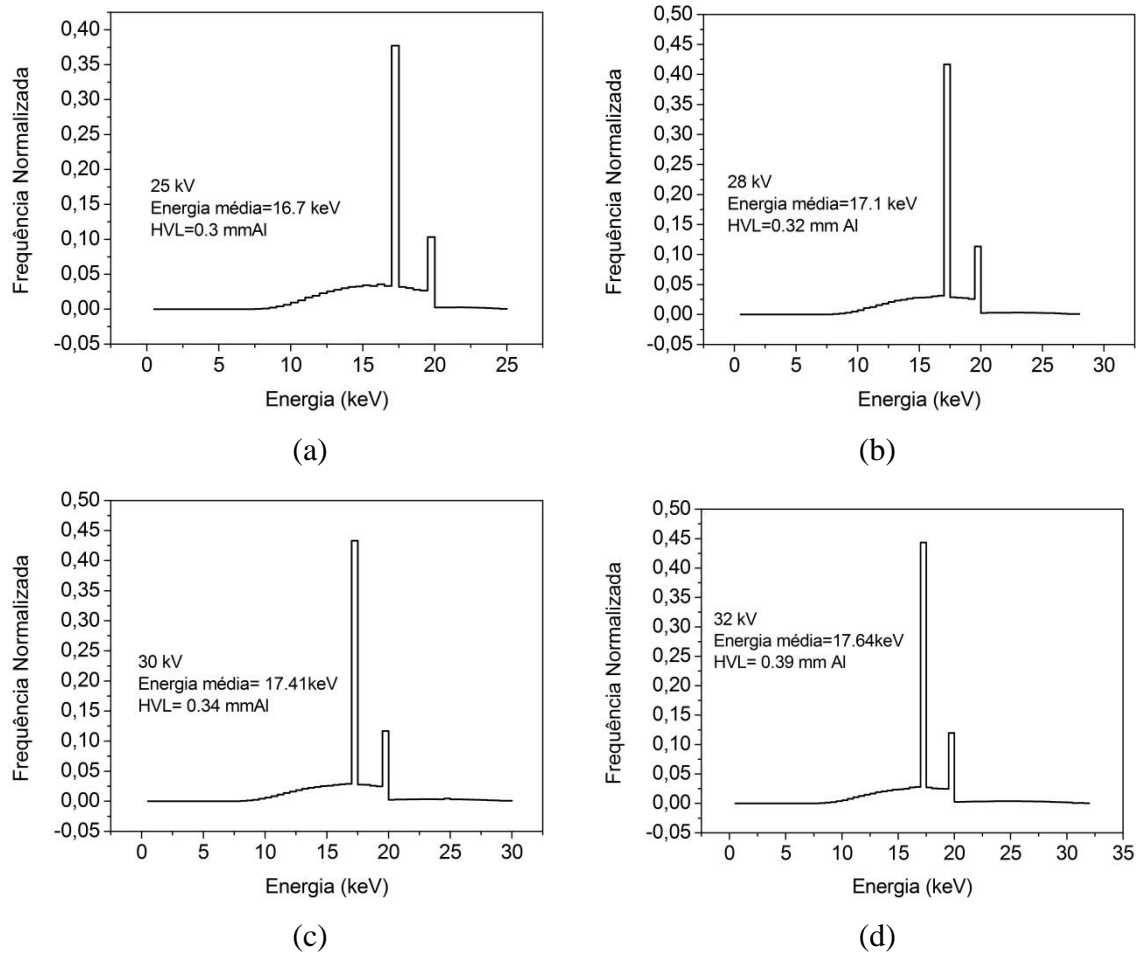


Figura 4.9 - Espectros simulados com frequências normalizadas para o número total de fótons para (a) 25, (b) 28, (c) 30 e (d) 32 kVp, respectivamente.

Os picos dos espectros correspondem aos raios X característicos do molibdênio K_{α} e K_{β} com valores de 17,44 e 19,6 keV, respectivamente. A **Figura 4.10** mostra as curvas de transmissão obtidas para os espectros calculados.

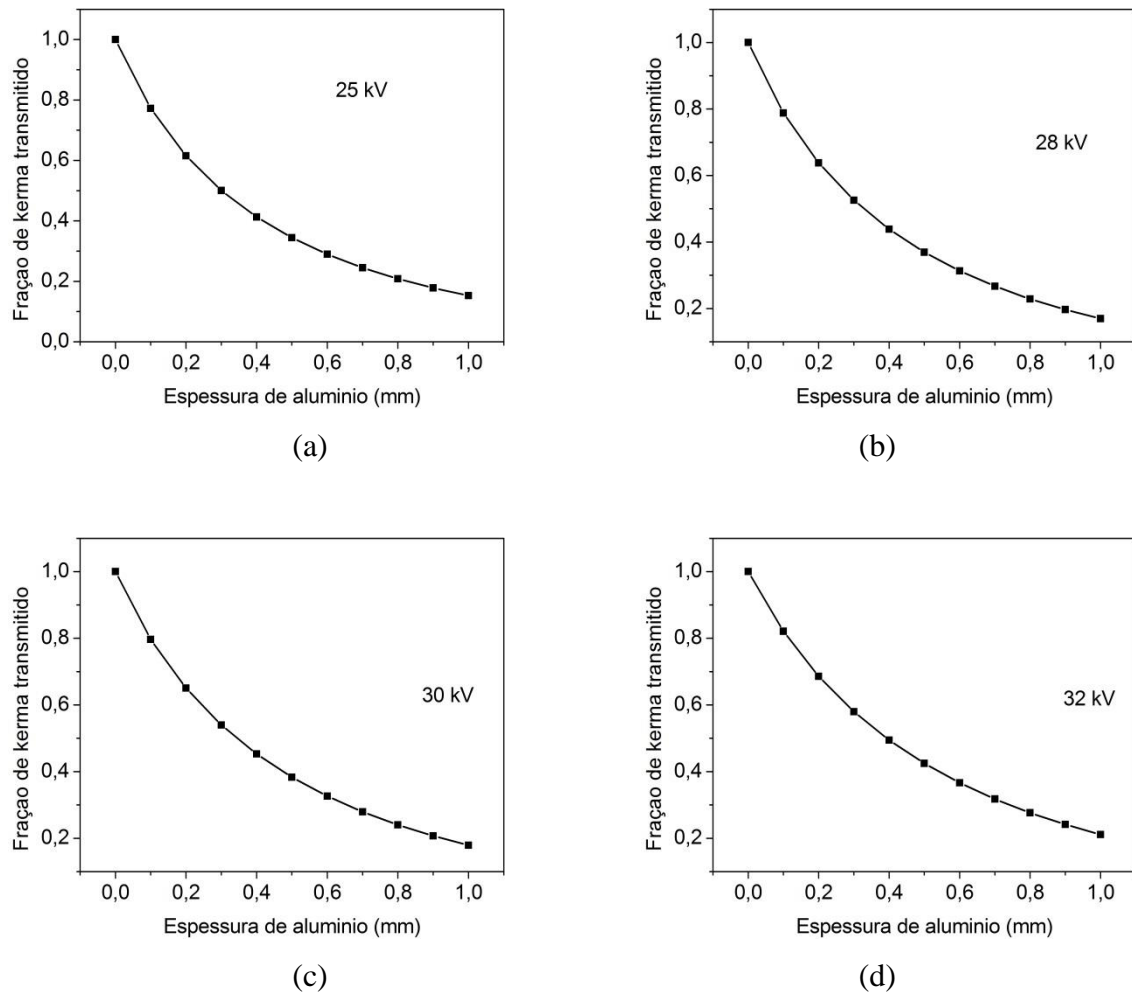


Figura 4.10 - Curvas de transmissão calculadas a partir dos espectros fornecidos pelo MCNPX para as energias de (a) 25, (b) 28, (c) 30 e (d) 32 kVp.

A **Tabela 4.2** mostra os valores de energia média (\bar{E}) e primeiro HVL dos espectros adquiridos a partir da simulação do tubo de raios X comparados aos resultados experimentais publicados por DAVID *et al.* (DAVID, et al., 2012) e TOMAL *et al.* (TOMAL, et al., 2014) e os calculados usando o catálogo digital IPEM 78 (CRANLEY, 1997) para uma combinação anodo/filtro Mo/Mo e tensão no tubo de 25 kV, 28 kV e 30 kV. DAVID e colaboradores utilizaram um tubo de raios X Philips PW2185/00 com um alvo de molibdênio, uma janela de berílio com 0,5 mm de espessura, um ângulo anódico de 26° e filtração adicional de 0,03 mm de molibdênio. As medições foram realizadas para uma distância foco-detector (DFD) de 1000 mm. TOMAL e colaboradores utilizaram um tubo de raios X industrial com alvo de molibdênio, ângulo anódico de 20° e uma janela de berílio de 0,3 mm. Os espectros foram medidos com diferentes detectores posicionados a 1000 mm do ponto focal. O catálogo digital IPEM 78 foi

utilizado para simular os espectros com uma janela de berílio de 0,63 mm, filtração de molibdênio de 0,03 mm e DFD de 750 mm.

Tabela 4.2 - Valores de energia média (\bar{E}) e primeiro HVL adquiridos neste estudo comparado aos dados publicados por diferentes autores.

Método	Filtro (mm)	DFD (mm)	Ângulo do alvo (°)	\bar{E} (keV) / 1° HVL (mm)		
				25 kV	28 kV	30 kV
Este trabalho (simulado)	0.63 Be 0.03 Mo	750	10	16.7 / 0.30	17.1 / 0.32	17.4 / 0.34
IPEM 78 (simulado)	0.63 Be 0.03 Mo	750	10	16.0/ 0.28	16.6/ 0.31	17.0 / 0.33
David <i>et al.</i> (experimental)	0.5 Be 0.03 Mo	1000	26	16.3 / 0.29	16.9 / 0.32	17.3 / 0.34
Tomal <i>et al.</i> (experimental)	0.3 Be 0.03 Mo	1000	20	16.3 / 0.31	17.0 / 0.33	17.4 / 0.35

De acordo com a **Tabela 4.2**, a energia média e o HVL dos espectros simulados neste trabalho são consistentes com os fornecidos pelo modelo IPEM e resultados experimentais. Para a energia média, as diferenças máximas foram de 4,19%, 2,40% e 2,40% para os valores reportados pelo IPEM, DAVID *et al.* e TOMAL *et al.*, respectivamente. As diferenças relativas máximas para os valores de HVL foram de 6,67%, 3,33% e -3,33%.

Segundo a norma IEC 616267 (INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, 2005), que fornece informações a respeito das qualidades de radiação X em laboratórios de calibração de instrumentos, o valor do HVL obtido para a qualidade de radiação pretendida deve encontrar-se de acordo com o valor referido neste documento com uma incerteza de $\pm 0,02$ mm. No caso de mamografia, os valores de HVL para as tensões de 25 kV, 28 kV e 30 kV (a tensão de 32 kV não é abordada nessa norma) devem ser de 0,28 mm Al, 0,33 mm Al e 0,36 mm Al, respectivamente. Considerando a incerteza de $\pm 0,02$ mm, os HVL obtidos neste trabalho para os espectros estudados estão de acordo com a norma IEC 61627.

A **Figura 4.11** ilustra a comparação do espectro de raios X normalizado para uma tensão de 30 kV com o reportado pelo modelo IPEM 78 e MASMIP desenvolvido por BOONE *et al.* (BOONE, et al., 1997). Para efeito de comparação foi considerado um *bin* de energia de 0,5 keV.

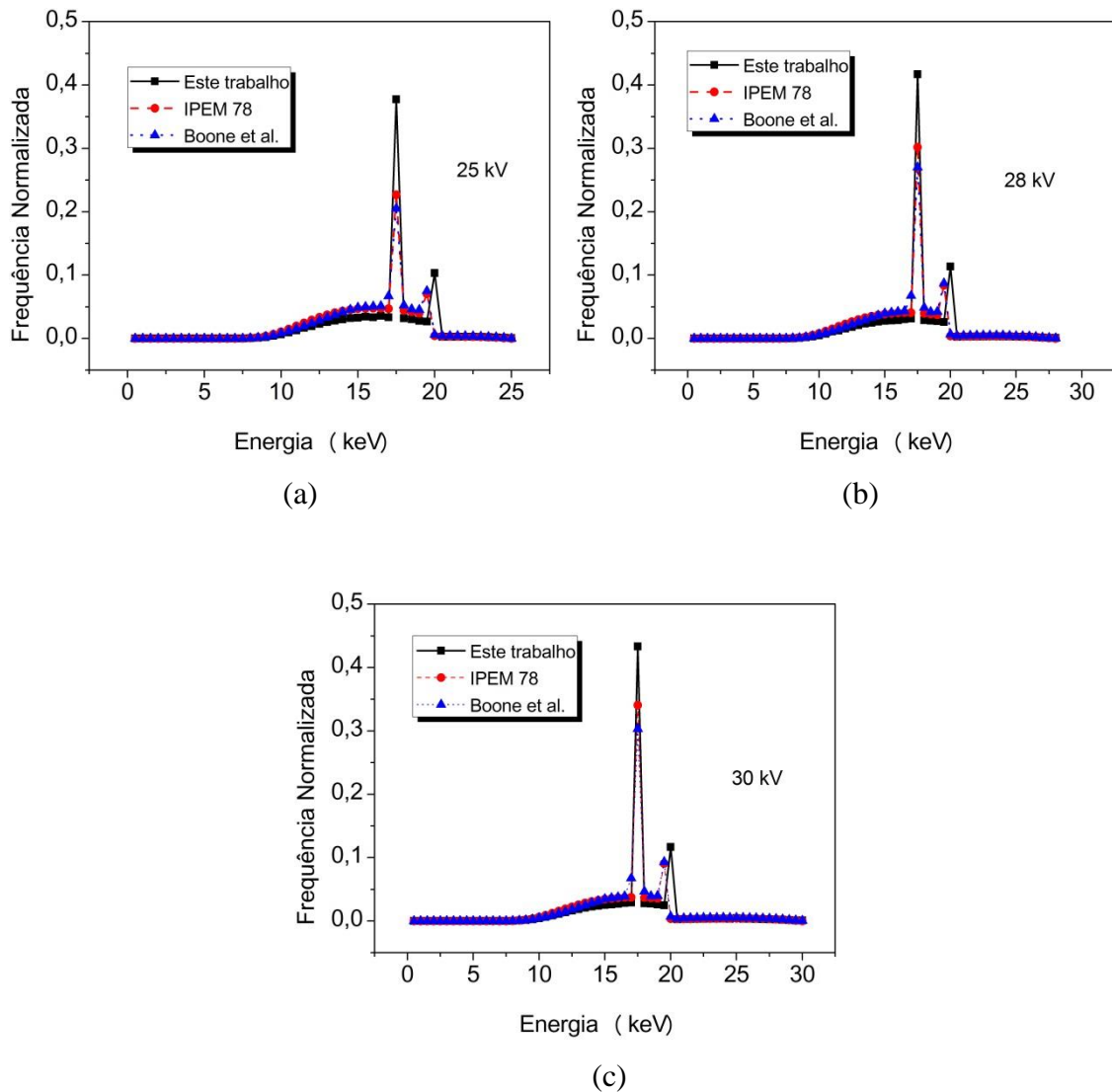


Figura 4.11 - Comparação do espectro de raios X para uma tensão de (a) 25 kV, (b) 28 kV e (c) 30 kV simulado a partir do MCNPX e dos modelos IPEM 78 e BOONE *et al.*

A Figura 4.11 mostra que a segunda linha característica ($K_{\beta}=19,6$ keV) para os espectros simulados ocorreu em uma energia ligeiramente maior (aproximadamente 20 keV) do que a observada para os modelos de BOONE *et al.* e IPEM 78. Esse resultado é devido ao *bin* de energia utilizado para comparação. Simulações Monte Carlo necessitam de um maior esforço computacional para gerar espectros mais precisos usando *bins* de energia inferiores a 0,5 keV. Esse efeito também foi observado por NG *et al.* (NG, *et al.*, 2000) ao comparar espectros simulados por Monte Carlo ao modelo IPEM 78.

Além disso, para a linha característica K_{α} (17,4 keV), o número de fótons foi 39,95%, 27,60% e 21,36% maior do que os espectros fornecidos pelo modelo IPEM para os potenciais do tubo de raios X de 25 k, 28 kV e 30 kV, respectivamente. Todavia, a contagem de fótons comparada ao modelo de BOONE *et al.* foi 45,60%, 35,21% e 30% maior para esses mesmos potenciais. Esses resultados são consistentes com as observações reportadas por AY *et al.* (AY, et al., 2004). De acordo com os autores, o código MCNP superestima o número total de fótons característicos, especialmente no intervalo de energia utilizado em mamografia, e esse necessita um ajuste no parâmetro XNUM no cartão PHYS:E, que é utilizado para controlar a amostragem de fótons de raios X produzidos ao longo das sub etapas dos elétrons. No entanto, em trabalho realizado por CORREIA (CORREIA, 2011) não foi notada diferença na variação do parâmetro XNUM na altura do pico de raios X característico ao comparar espectros simulados com o MCNPX ao modelo IPEM. Segundo a autora, em simulações de espectros com o MCNPX existe uma região de superestimação das intensidades dos fótons emitidos perto da energia efetiva do espectro simulado. Contudo, as principais características dos espectros são bem reproduzidas pelo MCNPX.

Neste trabalho, o parâmetro XNUM foi utilizado em sua configuração padrão (XNUM=1). A partir dessa configuração, o espectro gerado para uma tensão de 30 kV foi comparada (**Figura 4.12**) com a publicada por AY *et al.* (AY, et al., 2004), que utilizaram uma versão anterior do código MCNP.

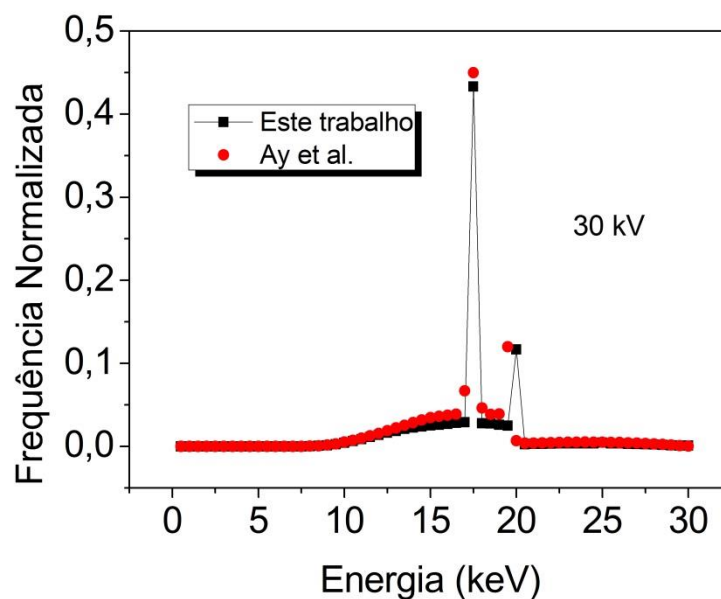


Figura 4.12 - Comparação entre o espectro produzido neste trabalho com XNUM=1 e AY *et al.* (AY, et al., 2004) para uma combinação anodo/filtro de Mo/Mo e 30 kV.

Como observado na Figura 4.12, o pico característico $K\alpha$ para o espectro produzido neste estudo foi 3,87% menor do que o calculado por AY e colaboradores. Devido sua popularidade, o modelo IPEM é usado em inúmeros estudos para gerar espectros em radiologia e mamografia e subsequente avaliação da qualidade de imagem e dose. No entanto, como discutido por WILKINSON *et al.* (WILKINSON, et al., 2001), o modelo IPEM produz tipicamente uma energia média e HVL menores do que estudos experimentais e uma vez que a qualidade do feixe de raios X é um parâmetro fundamental na imagem por raios X, uma reprodução mais precisa das características do tubo de raios X, tal como filtração inerente, ângulo do anodo e formato e dimensões do anodo produzem resultados mais próximos da realidade. Este trabalho procurou representar fielmente as características do tubo de raios X mamográfico seguindo as informações disponibilizadas pelo fabricante.

4.2.2 Dose glandular normalizada e contraste objeto

Com o objetivo de validar a geometria utilizada na modelagem detalhada para o cálculo da dose no simulador de mama, curvas de percentual de dose em profundidade utilizando uma tensão de 28 kV foram comparadas aos estudos de WU *et al.* (WU, X, et al., 1991) e DAVID *et al.* (DAVID, et al., 2012). Os resultados são ilustrados na **Figura 4.13**.

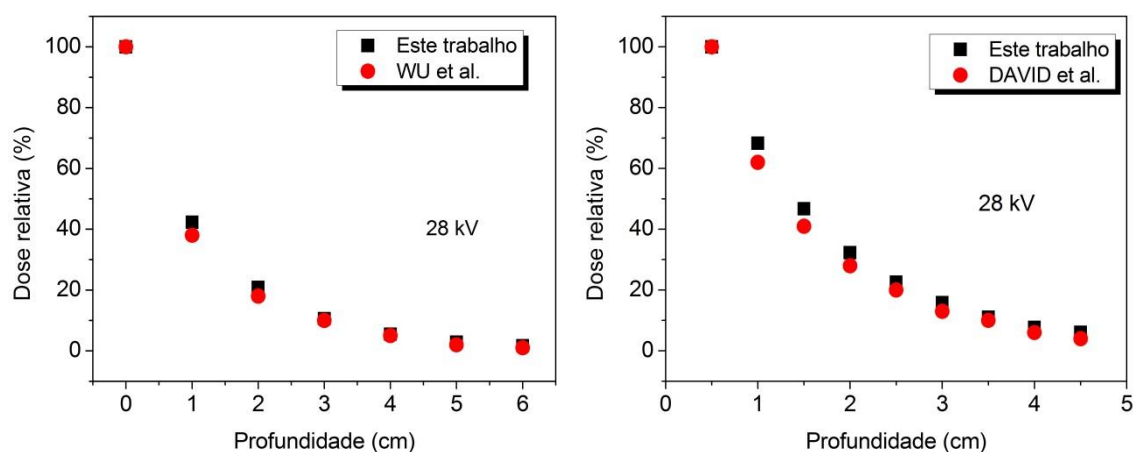


Figura 4.13 - Curvas de percentual de dose em profundidade calculadas neste trabalho para uma tensão de 28 kV comparadas aos estudos de WU *et al* e DAVID *et al*.

De acordo com os gráficos ilustrados na Figura 4.13, os percentuais de dose no simulador de mama calculados neste trabalho apresentam boa concordância com resultados disponíveis na literatura. Sendo assim, a modelagem do tubo de raios X para o cálculo da dose glandular normalizada está validada.

A **Tabela 4.3** mostra a relação entre os valores de HVL usados neste trabalho e a dose glandular normalizada para uma mama com 5 cm de espessura comprimida e composição de 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo, considerando o ângulo de tomossíntese de zero grau. Os valores são fornecidos em unidades de miligray por miligray (mGy/mGy).

Tabela 4.3 - Dose glandular normalizada (DgN) em função do HVL.

HVL (mm Al)	DgN (mGy/mGy)
0,30 ± 0,02	0,155
0,32 ± 0,02	0,166
0,34 ± 0,02	0,172
0,39 ± 0,02	0,177

Como é conhecido, os valores de DgN aumentam com o aumento do HVL. A tabela 4.3 indica que um aumento no HVL de aproximadamente 23% (0,30 para 0,39 mm Al) produziu um aumento de 12,42% na dose glandular normalizada.

A **Figura 4.14** mostra os valores de dose glandular relativa (RGD) calculados a partir da equação **2.19** em função dos ângulos de tomossíntese e espectros de raios X simulados.

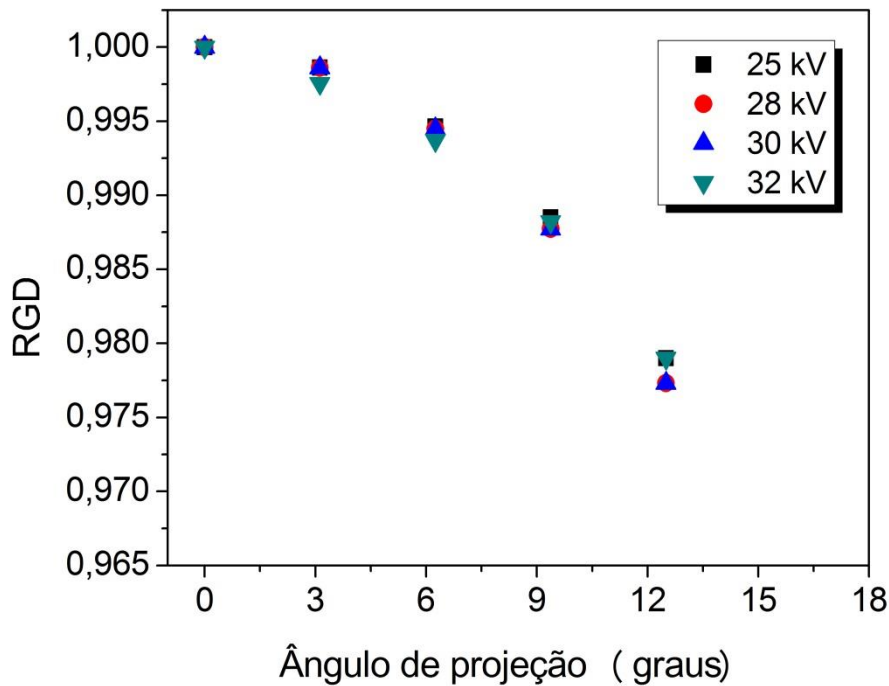


Figura 4.14 - Dose glandular relativa (RGD) em função dos ângulos de tomossíntese (0° a $+12,5^\circ$) e espectros estudados.

De acordo com o gráfico, a RGD apresenta baixa dependência em função do espectro de raios X para uma mesma combinação anodo/filtro. Desse modo, a técnica de kV estabelecida como ótima para um exame de mamografia de uma projeção (mamografia digital) terá o mesmo efeito para um sistema de tomossíntese, desde que os outros parâmetros de exposição, tal como o mAs, permaneçam uniformemente distribuídos entre os ângulos de projeção.

Valores de RGD representam um comparativo entre a dose para os ângulos de projeção e a dose para o ângulo de projeção central. A RGD média para todos os espectros foi de 0,992. As RGD calculadas neste estudo apresentam boa concordância com os valores calculados por SECHOPOULOS *et al.* (SECHOPOULOS, et al., 2014) apesar das diferenças nas geometrias de simulação. A maior diferença percentual entre os dados de RGD calculados neste trabalho e os obtidos por SECHOPOULOS foi de 0,92%. A **Tabela 4.4** mostra esses resultados.

Tabela 4.4 - Diferenças percentuais entre os valores de RGD para os espectros de raios X calculados neste estudo e os calculados no estudo de SECHOUPOULOS.

Sechopoulos	Este trabalho			
	25 kV	28 kV	30 kV	32 kV
RGD	Diferença (%)	Diferença (%)	Diferença (%)	Diferença (%)
1	0,00	0,00	0,00	0,00
0,999	-0,04	-0,04	-0,04	-0,14
0,992	0,27	0,25	0,25	0,17
0,983	0,56	0,48	0,48	0,53
0,970	0,92	0,75	0,75	0,92

A **Figura 4.15** mostra a influência da tensão aplicada no tubo sobre o contraste objeto para uma mama média (50% glandular/ 50% adiposa) com 5 cm de espessura contendo um tecido maligno de 2 mm de espessura. O tubo de raios X foi posicionado na posição de zero grau. O contraste objeto diminui com o aumento da tensão. O gráfico indica que a tensão aplicada no tubo de raios X que fornece maior contraste é de 25 kV. Esse resultado está em concordância com os dados reportados por BERNHARDT *et al.* (BERNHARDT, et al., 2006). Utilizando parâmetros otimizados, os autores concluíram que 25 kV produz um espectro otimizado para a detecção de calcificações em uma mama média de 5 cm de espessura comprimida usando uma combinação anodo/filtro de Mo/Mo sem a presença de grade antiespalhamento.

Utilizando uma tensão no tubo de 25 kV, o contraste calculado neste trabalho foi 6,89%, 13,30% e 18,93% maior do que para as tensões de 28 kV, 30 kV e 32 kV, respectivamente. De acordo com GINGOLD *et al.* (GINGOLD, et al., 1995), o aumento da energia média do espectro ocasiona uma redução no contraste radiográfico. Além disso, uma vez que a razão entre a radiação primária e espalhada ser essencialmente independente da tensão no tubo no intervalo de 25-30 kV, essa redução é devido somente a diminuição do contraste primário.

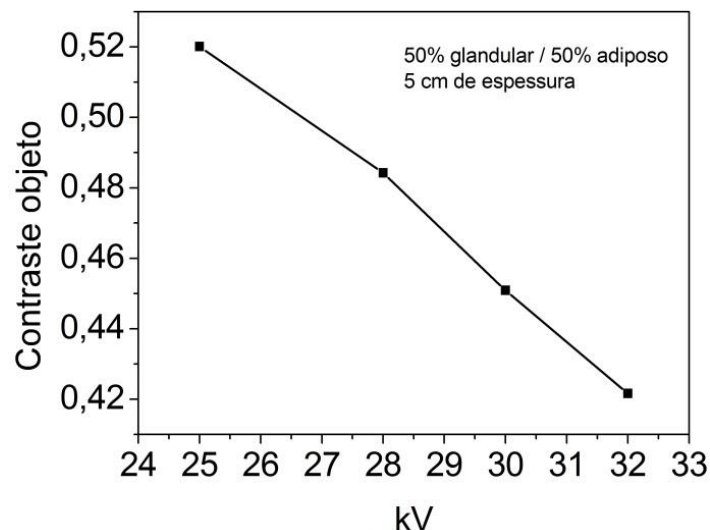


Figura 4.15 - Contraste objeto como uma função do KVp para uma mama média de 5 cm de espessura comprimida com um tecido maligno (Al_2O_3) de 2 mm de espessura.

4.3.3 Imagens por projeção utilizando o MCNPX

Neste trabalho, as componentes primária e espalhada da imagem foram simuladas separadamente e posteriormente adicionadas para formar a imagem final. A **Figura 4.16** mostra essas duas componentes para a formação da imagem do simulador de mama com o tubo de raios X posicionado na posição central (ângulo de tomossíntese de zero grau) e tensão de 25 kV. Na imagem espalhada é possível observar que nenhum detalhe é visualizado.

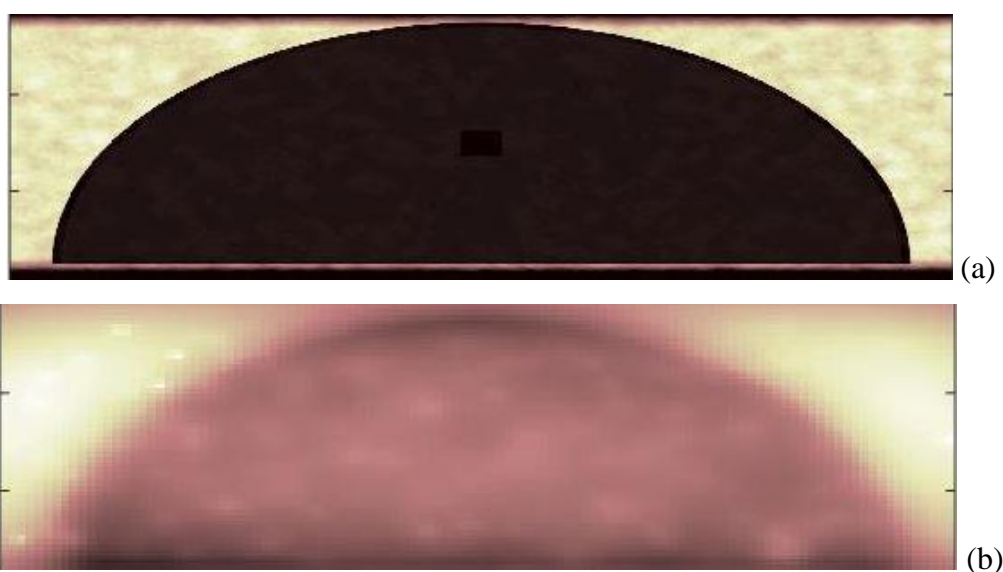


Figura 4.16 - (a) imagem utilizando a radiação não espalhada; (b) imagem utilizando somente a radiação espalhada.

O efeito do espalhamento no contraste radiográfico pode ser visualizado no gráfico da **Figura 4.17**. No gráfico é apresentado o perfil dos valores de pixel normalizados em função da distância em relação à parede torácica. A diferença de sinal entre a região de background (adiposo/glandular) e a região da lesão é menor na imagem formada pela adição das componentes primária e espalhada do que a imagem formada somente pela componente primária. Conseqüentemente, quanto menor essa diferença, menor será o contraste.

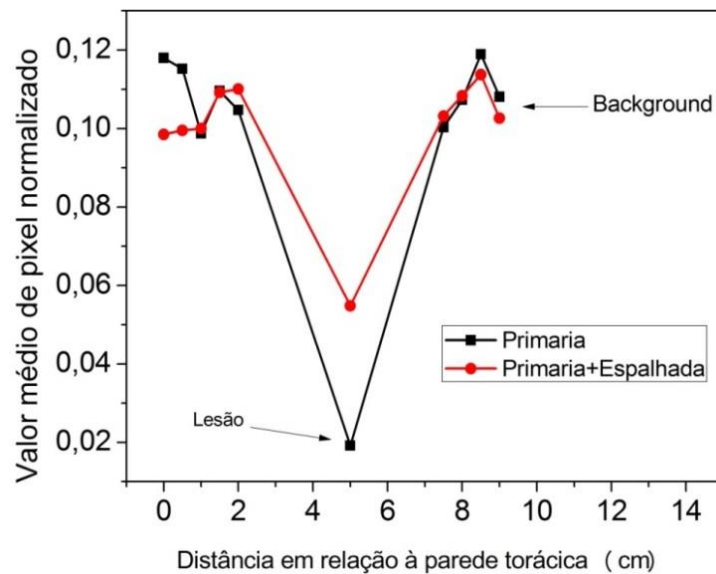
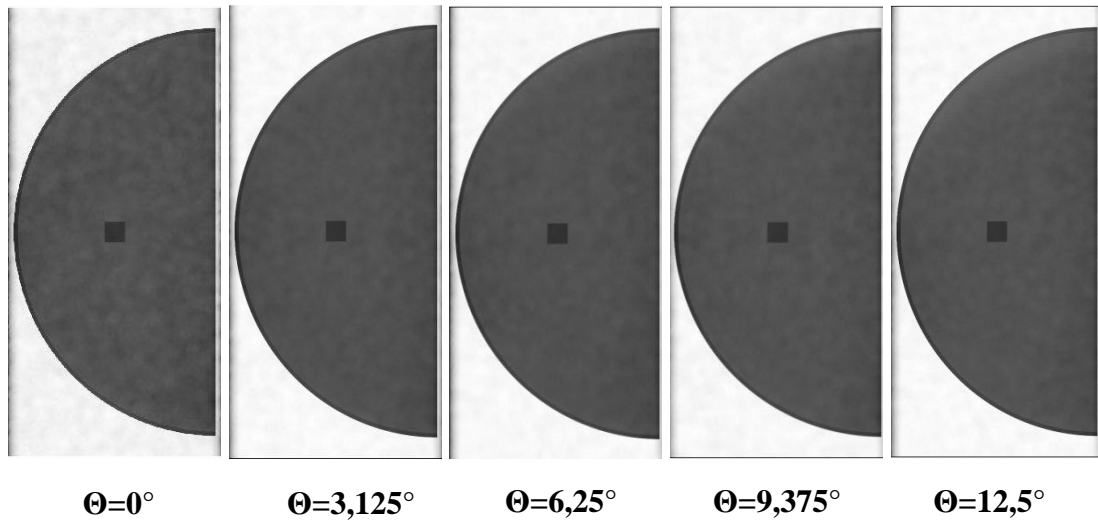


Figura 4.17 - Perfil dos valores médios de pixel em função da distância em relação à parede torácica para a componente primária e primária mais espalhada da imagem.

Após a adição das componentes da imagem, a imagem final foi gerada em uma escala de 65535 tons de cinza, o qual é utilizado em mamografia digital. A **Figura 4.18** mostra as imagens do simulador de mama para as tensões de 25 kV e 32 kV para os ângulos de projeção de 0°, +3,125°, +6,25°, +9,375° e +12,5°.

(a)



(b)

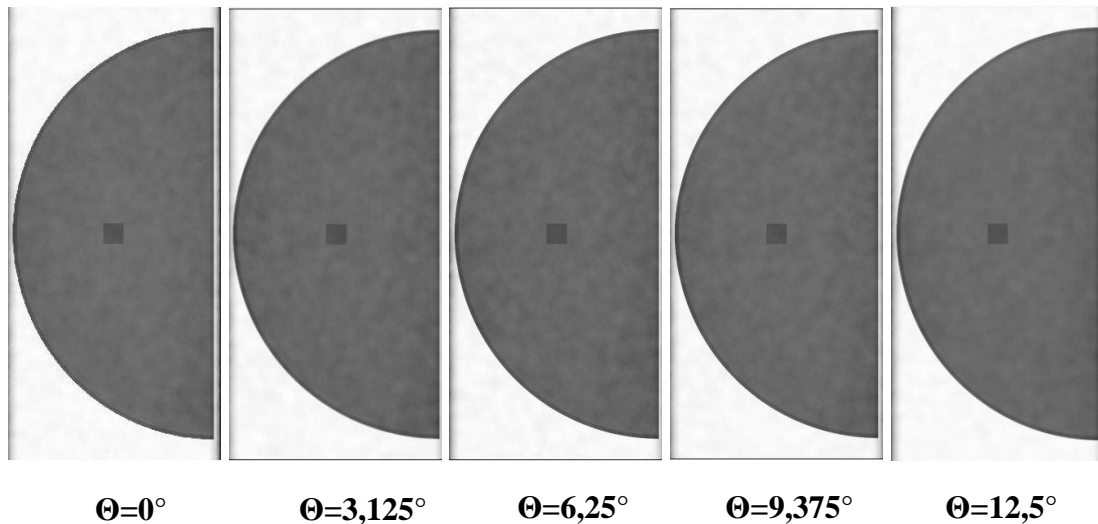


Figura 4.18 - Imagens do phantom de mama com camada de calcificação utilizando as tensões de (a) 25 kV e (b) 32 kV.

Para o ângulo de tomossíntese de zero grau, uma tensão no tubo de 25 kV produziu uma SDNR de 22,02, enquanto que para a tensão de 32 kV, a SDNR calculada foi de 15,07, isto é, uma redução de 46,11%. Devido à imagem digital com maior nível de SDNR ser capaz de fornecer uma qualidade de imagem superior, muitos estudos procuram encontrar a melhor relação entre a SDNR e a qualidade de imagem em novas tecnologias. A SDNR é fortemente afetada pela radiação espalhada. As imagens com baixo kV tem contraste superior por causa da redução dos níveis de espalhamento. Quando a tensão no tubo é reduzida, a energia média dos fótons é reduzida; por

consequente, a proporção das interações fotoelétricas aumenta ao mesmo tempo em que a proporção de eventos de espalhamento é reduzida.

A **Figura 4.19** mostra os valores de SDNR correspondentes aos ângulos de tomossíntese analisados. A análise estatística foi realizada por meio do teste t de Student (OriginPro 8 software). As barras verticais representam o erro padrão. No gráfico são apresentados os p-valores para a diferença entre as médias das SDNR dos ângulos de projeção em relação ao ângulo de zero grau. O intervalo de confiança assumido foi de 95%.

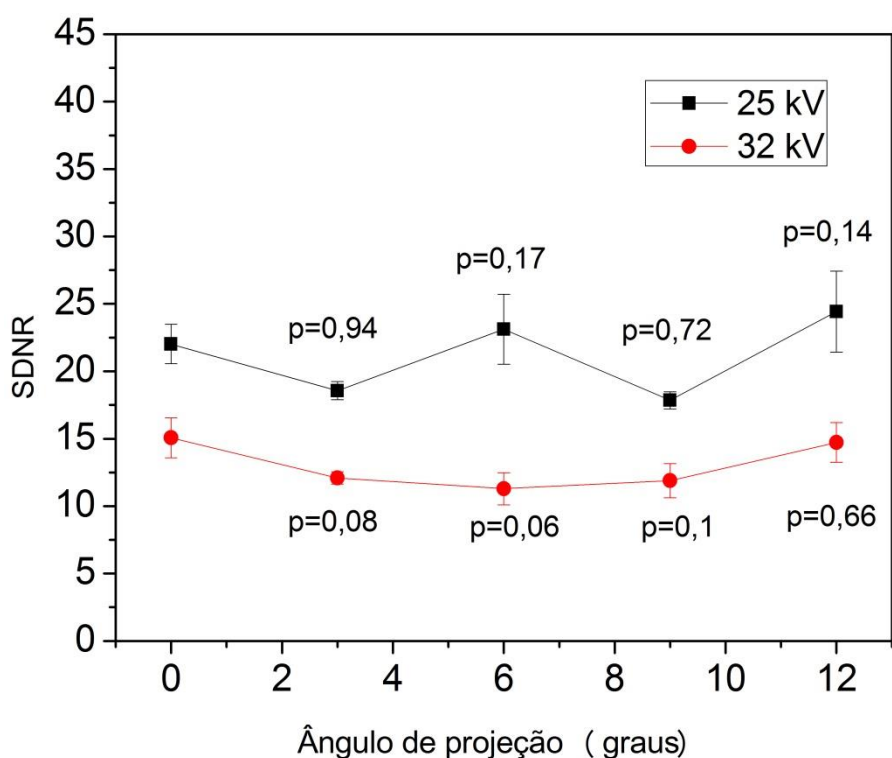


Figura 4.19 - Valores de SDNR em função dos ângulos de projeção para as tensões de 25 kV e 32 kV. Não há diferença significativa entre os ângulos de projeção e o ângulo central ($p > 0,05$)

De acordo com o gráfico, a SDNR não varia significativamente quando o ângulo de projeção é aumentado para o intervalo angular analisado. Isso pode ser devido ao fato de que a única diferença na contagem de fótons entre as imagens em diferentes projeções seria a ligeira alteração no caminho percorrido pelo feixe de raios X. Além disso, os espectros de raios X simulados são normalizados para um elétron e consequentemente, após o uso de fatores de conversão, a contagem de fótons pode ser dada por mAs. Sendo assim, as imagens foram simuladas com uma distribuição

uniforme do mAs e como resultado uma distribuição uniforme da contagem de fótons entre as projeções. Esse resultado está em concordância com o observado por TUCKER *et al.* (TUCKER, et al., 2013).

Os raios X de energia mais elevada são absorvidos com menor eficiência quântica, resultando numa imagem mais ruidosa para um determinado número de raios X transmitidos através da mama. Quando é utilizado um número inadequado de quanta, a SDNR é insuficiente. De acordo com a Figura 4.19, a SDNR para os ângulos de projeção diferentes de zero segue o mesmo padrão de otimização observado para o ângulo de projeção central (zero grau), ou seja, a SDNR para a tensão de 25 kV continua sendo superior a calculada para a tensão de 32 kV. Portanto, a SDNR neste estudo mostrou ser dependente principalmente da dose de entrada no simulador de mama e pouco influenciada pela angulação do tubo de raios X.

As imagens de projeção em tomossíntese são utilizadas para a reconstrução da imagem em 3D. Em termos de SDNR, a propagação do ruído presente em cada imagem de projeção irá acarretar uma diminuição na qualidade da imagem reconstruída. Além disso, como mostrado na Figura 4.17, o efeito de espalhamento é um dos principais responsáveis pela perda de contraste na imagem. Logo, como cada imagem de projeção apresenta um ruído associado ao espalhamento, os algoritmos de reconstrução devem dispor de ferramentas para a melhoria da qualidade da imagem.

CONCLUSÃO

A qualidade da imagem de um sistema de tomossíntese pode depender de muitos fatores, que vão desde o espectro de raios X ao algoritmo de reconstrução utilizado. Este trabalho foi concentrado no estudo de parâmetros de exposição da mama, tais como espectro de raios X, angulação do tubo de raios X e dose. O processo de reconstrução da imagem em três dimensões por meio das imagens por ângulo de projeção é deixado como sugestão para trabalhos futuros.

Este trabalho produziu modelos que visam simular características reais de um sistema de tomossíntese mamária para avaliar o efeito produzido por diferentes espectros de raios X quando incidente no tecido mamário e no tecido maligno. Para este propósito, a simulação Monte Carlo por meio do código MCNPX mostrou ser uma ferramenta essencial para a formação da imagem e posterior análise da dose depositada nos simuladores de mama e avaliação do contraste radiográfico. A validação da modelagem simplificada e detalhada mostrou que os dois processos apresentam boa eficiência quanto ao estudo da dose empregada por ângulo de projeção. A vantagem da modelagem detalhada em relação à simplificada é a geração de espectros de raios X, o que traz mais confiabilidade aos resultados, uma vez que são simuladas todas as estruturas que compõem a filtração inerente dos espectros.

Outra importante questão sobre a simulação é a função radiográfica do MCNPX. Por meio dessa função foi possível gerar imagens do simulador de mama em diferentes projeções, assim como, simular separadamente imagens formadas somente pela radiação espalhada e não espalhada. Essa característica possibilitou qualificar a degradação do contraste devido à radiação espalhada.

Quanto à modelagem simplificada, os resultados mostraram que para uma geometria de aquisição tomossíntese considerando o intervalo angular de 0° a $7,5^\circ$, a distribuição da dose de radiação na mama apresenta uma uniformidade em relação aos ângulos de projeção. Como em mamografia o contraste é aumentado com a diminuição da penetração, os espectros de raios X com energias dentro do intervalo de pico do parâmetro $f(E)$ (entre 16 keV e 25 keV) irão proporcionar um maior contraste objeto. A dose glandular normalizada para espectros monoenergéticos diminui com o aumento da

espessura de mama para uma qualidade de feixe e composição do tecido mamário constante.

Além disso, os resultados da simulação simplificada indicam que a dose média absorvida por ângulo de projeção em placas de PMMA de 4,5 cm de espessura apresenta uma diferença de 10% em relação à dose observada em uma mama equivalente de 5,3 cm de espessura e com 29% de tecido glandular. Essa diferença pode acarretar discrepâncias entre o valor da dose glandular medido experimentalmente e a dose realmente depositada em uma mama real.

Quanto aos resultados para a modelagem detalhada, os espectros de raios X obtidos são consistentes com os espectros publicados por outros autores. Pequenos ajustes podem ser necessários para melhor concordância; esses ajustes incluem o uso de bins de energia menores, da ordem de 0,1 keV para melhor resolução dos espectros. Os espectros calculados fornecem uma boa estimativa dos fótons gerados em um tubo de raios X comumente utilizado em práticas de rotina de mamografia. Além disso, a reprodução de um tubo de raios X usando o método de Monte Carlo permitiu representar um sistema de tomossíntese para avaliar a qualidade da imagem utilizando diferentes energias do feixe de raios X. Adicionalmente, apesar do método de Monte Carlo requerer elevado tempo computacional, a técnica de simulação possibilitou a avaliação de aspectos importantes no sistema de imagem que não são possíveis experimentalmente, como por exemplo, como a composição do material afeta a imagem final.

A relação entre a dose glandular normalizada para os ângulos de projeção e o ângulo de projeção central em sistema de tomossíntese é representada pela RGD. Neste estudo foi verificado que a RGD média para todos os espectros foi de 0,992. Isso indica que a dose glandular média em um exame de tomossíntese será menor do que em um exame de mamografia 2D nos casos aonde o kerma no ar de entrada for menor ou equivalente ao aplicado em um exame convencional e o mAs seja distribuído uniformemente entre as projeções.

De acordo com os resultados da simulação detalhada, a imagem de uma mama média contendo um tecido maligno, tal como uma calcificação, com 2 mm de espessura teria melhor contraste utilizando uma técnica com tensão de 25 kV. Tanto o contraste objeto quanto a SDNR foram superiores às calculadas utilizando outros valores de tensão comumente aplicados na prática clínica.

A simulação das imagens por ângulo de projeção indicou que a SDNR não sofre grande influência entre as projeções, sendo, portanto, mais influenciada pela energia do feixe de raios X utilizado. No entanto, como a imagem final de tomossíntese é composta pela reconstrução das imagens por projeção, o ruído presente em cada imagem será somado, tornando necessária a aplicação de algoritmos de reconstrução capazes de minimizar a degradação resultante da radiação espalhada.

Limitações deste trabalho

Este trabalho apresenta algumas limitações: as simulações foram realizadas em computadores pessoais (Intel Core i5 4GB 500GB), os quais não apresentam grande capacidade de armazenamento de dados, principalmente em relação às imagens, que apresentam arquivos de saída da ordem de 20 Gygabytes cada. Em função dessa limitação não foi possível reproduzir um receptor de imagem com pixels de tamanho inferior a 200 μm , o que não reproduz um detector real para tomossíntese que apresenta pixels da ordem de 70 μm . Além disso, para reproduzir pixels dessa ordem seria necessário um extenso tempo computacional e capacidade de armazenamento com o intuito de gerar dados com erros relativos dentro do recomendado pelo manual do MCNPX. Adicionalmente, quanto mais estruturas complexas são representadas no ambiente de simulação para a geração de imagens, tal como o tubo de raios X, mais esforço computacional é necessário.

Outros fatores limitantes incluem a eficiência do receptor de imagem, o qual foi considerado ser ideal, fato que difere das características de receptores reais em mamografia; e a produção de raios X no tubo simulado, que não levou em conta a temperatura produzida no anodo, a qual interfere na eficiência de produção de raios X.

Sugestões de trabalhos futuros

Como sugestão podemos citar a substituição da combinação anodo/filtro de Mo/Mo desenvolvida no tubo de raios X simulado por outras combinações utilizadas nas novas tecnologias tais como W/Al e W/Ag; o estudo da degradação do contraste devido ao espalhamento na geração de imagens de outros modelos de mama e tecidos malignos; e o estudo da eficiência de diferentes algoritmos de reconstrução na diminuição do ruído oriundo das imagens por projeção.

Bibliografia

ACR - American College of Radiology, **1999**, "Mammography quality control manual, Medical physicist's section", Technical report: American College of Radiology.

ALLISY ROBERTS PENELOPE J e WILLIAMS JERRY, **2007**, "Farr's Physics for Medical Imaging", *Elsevier Health Sciences*.

ANDERSON, I. et al., **2008**, "Breast tomosynthesis and digital mammography: a comparison of breast cancer visibility and BIRADS classification in a population of cancers subtle mammographic findings", *Eur Radiol.*, Vol. 18, pp. 2817-2825.

ATTIX F H, **1986**, "Introduction to radiological physics and radiation dosimetry", *Madison: John Wiley & Sons*.

AY M R, et al., **2004**, "Monte Carlo simulation of X-ray spectra in diagnostic radiology and mammography using MCNP4C", *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 49, n 21, pp. 4897-4917.

BAKER J. A. e LO J. Y., **2011**, "Breast Tomosynthesis: State-of-the-Art and Review of the Literature", *Academic Radiology*, Vol. 18, n 10.

BAPTISTA M., et al., **2014**, "Image quality and dose assessment in digital breast tomosynthesis: A Monte Carlo study", *Radiation Physics and Chemistry*.

BAPTISTA, MARIANA, et al., **2015**, "Dosimetric characterization and organ dose assessment in digital breast tomosynthesis: Measurements and Monte Carlo simulations using phantoms", *Medical Physics*, Vol. 42, n 7, pp. 3788-3800.

BASSETT LAWRENCE W e HENDRICK R EDWARD, **2004**, "Quality Determinants of Mammography: Clinical Practice Guideline", *DIANE Publishing*, p. 170.

- BERGER M J e HUBBELL J H, “XCOM: photon cross sections on a personal computer NBSIR 87-3597”, **1987**, *National Bureau of Standards (US)*.
- BERNHARDT P, MERTELMEIER T e HOHEISEL M, **2006**, “X-ray spectrum optimization of full-field digital mammography: Simulation and phantom study”, *Medical Physics.*, Vol. 33, n 11, pp. 4337-4349.
- BOONE J M e SEIBERT ANTHONY, **1997**, “An accurate method for computer-generating tungsten anode X-ray spectra from 30 to 140 kV”, *Medical Physics*, Vol. 24, n 11, pp. 1661-1670.
- BOONE J M, FEWELL THOMAS R e JENNINGS ROBERT J, **1997**, “Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography”, *Medical Physics.*, Vol. 24, n 12, pp. 1863-1874.
- BOONE JOHN M, **1999**, “Glandular Breast Dose for Monoenergetic and High-Energy X-ray Beams: Monte Carlo Assessment”, *Medical Physics*, Vol. 26, n 1, pp. 23-37.
- BOONE JOHN M, **1998**, “Spectral modeling and compilation of quantum fluence in radiography and mammography”, *Proceedings of the SPIE*, Vol. 3336, pp. 592-601.
- BOONE JOHN M, **2009**, “X-ray Production, Interaction, and Detection in Diagnostic Imaging [Seção do Livro]// Handbook of Medical Imaging Volume I. Physics and Psychophysics / A. do livro BEUTEL JACOB, KUNDEL HAROLD L e VAN METTER RICHARD L. - Washington: *SPIE Publications*.
- BOYD NORMAN F, et al., **2010**, “Breast Tissue Composition and Susceptibility to Breast Cancer”, *J Natl Cancer Inst*, 102. pp. 1224-1237.
- BRUCE H HASEGAWA, **1987**, “Physics of Medical X-Ray Imaging”, *Medical Physics Pub Corp*, 2^a.
- BUSHBERG JERROLD T, et al., **2002**, “The Essential Physics of Medical Imaging”, *Lippincott Williams & Wilkins*, 2 ed..

- BUSHONG STEWART CARLYLE, **2010**, “Ciência Radiológica para Tecnólogos. Física, Biologia e Proteção” *Elsevier*.
- CALRTON RICHARD e ADLER ARLENE, **2012**, “Principles of Radiographic Imaging: An Art and A Science”, *Cengage Learning*, p. 864.
- CHAWLA AMARPREET S, **2009**, “Optimized image acquisition for breast tomosynthesis in projection and reconstruction space”, *Medical Physics*, Vol. 36, n11, pp. 4859-4869.
- CORREIA IVEA KRISHNA DA SILVA, **2011**, “ESTUDO POR MONTE CARLO DE ESPECTROS DE RAIOS X DE RADIODIAGNÓSTICO PARA APLICAÇÕES NA FÍSICA MÉDICA”, Ilhéus: Dissertação de Mestrado. Universidade Estadual de Santa Cruz.
- COUTINHO CÉLIA MARIA CAMPOS, **2009**, “Avaliação da dose glandular em sistemas de mamografia convencional e digital utilizando um fantoma dosimétrico”, Rio de Janeiro: Tese de Doutorado, COPPE / UFRJ.
- CRANLEY K, **1997**, “Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data: Report No 78”, The Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM).
- DANCE D R, **1990**, “Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose”, *Phys Med Biol.*, Vol. 35, n 9, pp. 1211-1219.
- DANCE D R, YOUNG K C e VAN ENGEN R E, **2011**, “Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis: factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols”, *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 56, n 2, pp. 453-471.
- DANCE, D R, et al., **2000**, “Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol” *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 45, n 11, pp. 3225-3240.

- DAVID M G, et al., **2012**, “Experimental and Monte Carlo-simulated spectra of standard mammography-quality beams”, *The British Journal of Radiology*, Vol. 85, pp. 629-635.
- DAVID MARIANO G, et al., **2012**, “Espectros e deposição de dose em profundidade em phantom de mama de polimetilmetacrilato: obtenção experimental e por método de Monte Carlo”, *Revista Brasileira de Física Médica*, Vol. 6, n 2, pp. 29-33.
- DE PAREDES ELLEN SHAW, **2007**, “Atlas of Mammography”, *Lippincott Williams & Wilkins*.
- Di MARIA S, et al., **2014**, “Optimal photon energy comparison between digital breast tomosynthesis and mammography: A case study”, *Physica Medica*, Vol. 30, pp. 482-488.
- DOBBINS III JAMES T e GODFREY DEVON J, **2003**, “Digital x-ray tomosynthesis: current state of the art and clinical potential”, *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 48, pp. R65 - R106.
- DOBBINS JAMES T, **2009**, “Tomosynthesis imaging: At a translational crossroads”, *Medical Physics*, Vol. 36, n 6, pp. 1956-1967.
- ELMORE J G, et al., **2009**, “Variability in interpretive performance at screening mammography and radiologists' characteristics associated with accuracy”, *Radiology*, Vol. 253. - pp. 641-651.
- FENG STEVE SI JIA e SECHOPOULOS IOANNIS, **2011**, “A software-based x-ray scatter correction method for breast tomosynthesis”, *Medical Physics*, Vol. 38, n 12, pp. 6643-6653.
- GENNARO, G., et al., **2012**, “Digital breast tomosynthesis versus digital mammography: a clinical performance study”, *Eur Radiol.*, Vol. 20, pp. 1545-1553.
- GILBERT F J, TUCKER L, YOUNG K C, **2016**, “Digital breast tomosynthesis (DBT): a review of the evidence for use as a screening tool”, *Clinical Radiology*, 71, 141-150.

- GINGOLD E L, WU X e BARNES G T, **1995**, “Contrast and dose with Mo-Mo, Mo-Rh e Rh-Rh target-filter combinations in mammography”, *Radiology*, Vol. 195, pp. 639-644.
- GOODSITT MITCHELL M, et al., **2014**, “Digital breast tomosynthesis: studies of effects of acquisition geometry on contrast-to-noise ratio and observer preference of low-contrast objects in breast phantom images”, *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 59, pp. 5883-5902.
- HAMMERSTEIN G RICHARD, et al., **1979**, “Absorbed Radiation Dose in Mammography”, *Radiology*, Vol. 130, pp. 485-491.
- HARVEY J A e BOVBJERG V E, **2004**, “Quantitative assessment of mammographic breast density: relationship with breast cancer risk”, *Radiology*, Vol. 230, pp. 29-41.
- HENDEE WILLIAM R e RITENOUR E RUSSEL, **2002**, “Medical Imaging Physics”, *Wiley-Liss*, 4^a.
- HOFF GABRIELA, **2005**, “Cálculo da Dose em Glândula Mamária, Utilizando o Código de Transporte de Monte Carlo MCNP, para as Energias Utilizadas em Mamografia”, Rio de Janeiro: Tese de doutorado, Universidade do Estado do Rio de Janeiro.
- HOLOGIC, 2010, “Selenia Dimensions User Manual MAN-01965”, Hologic.
- HOUSSAMI, N, et al., **2016**, “Digital breast tomosynthesis (3D-mammography) screening: A pictorial review of screen-detected cancers and false recalls attributed to tomosynthesis in prospective screening trials”, *The Breast*, 26, 119-134.
- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY IAEA, 2011, “HUMAN HEALTH SERIES N0.17 - Quality Assurance Programme for Digital Mammography”, VIENNA : IAEA.

- J N ALMEIDA JR, et al., **2009**, "Evaluation of radiation doses inside a phantom of mammography utilizing Compton spectrometry", *IFMBE Proceedings*. Vol. 25, III, pp. 375-378.
- KELARANTA, A, et al., **2015**, "Conformance of mean glandular dose phantom and patient data mammography", *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 164, n 3, pp. 342-53.
- LAZARINE ALEXIS D, **2006**, "MEDICAL PHYSICS CALCULATIONS WITH MCNP: A PRIMER", Texas: DISSERTATION. Texas A&M University.
- LEWIN J M, HENDRICK R E e D'ORSI C J, **2001**, "Comparison of full-field digital mammography with screen-film mammography for cancer detection: results of 4,945 paired examinations", *Radiology*, Vol. 218, pp. 873-880.
- LIU B, GLICK S e GONG X, **2005**, "Scatter Radiation in Digital tomosynthesis", *Medical Physics*, Vol. 32.
- MA, A K, et al., **2008**, "Mean glandular dose estimation using MCNPX for a digital breast tomosynthesis system with tungsten / aluminum and tungsten / aluminum + silver x-ray anode-filter combinations", *Med. Phys.*, Vol. 35, n 12, pp. 5278-5289.
- MALES MATIJA, MILETA DANIJEL e GRGIC MISLAV, **2011**, "Digital Breast Tomosynthesis: A Technological Review", 53nd International Symposium ELMAR. – Zadar, pp. 41-45.
- Mammography method and improved mammography x-ray tube [Patente] : 5303281. - United States, **1994**.
- MARKEY MIA K, **2012**, "Physics of Mammographic Imaging", *Taylor & Francis*.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE - INCA ESTIMATIVA /2016 INCIDÊNCIA DE CÂNCER NO BRASIL [Online] // INCA. - **NOVEMBRO de 2015**. - 30 de NOVEMBRO de 2015. - <http://www.inca.gov.br/wcm/dncc/2015/estimativa-2016.asp>.

MINISTÉRIO DA SAÚDE CONTROLE DOS CÂNCERES DO COLO DO ÚTERO E DA MAMA [Livro]. - Brasília-DF : Misnistério da Saúde, **2013**.

MINISTÉRIO DA SAÚDE FALANDO SOBRE CÂNCER DE MAMA [Livro]. - Rio de Janeiro : Conprev, **2002 b**.

MINISTÉRIO DA SAÚDE FALANDO SOBRE MAMOGRAFIA [Relatório]. - RIO DE JANEIRO : COMPREV, **2002**.

NG K P, KWOK C S e TANG F H, **2000**, “Monte Carlo simulation of X-ray spectra in mammography”, *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 45, pp. 1309-1318.

NIGAPRUKÉ KHATAYUT, et al., **2010**, “Monte Carlo Simulation of Average Glandular Dose and an Investigation of Influencing Factors”, *J Radiat Res.*, Vol. 51, pp. 441-448.

NIKLASON, L T, et al., **1997**, “Digital Tomosynthesis in Breast Imaging”, *Radiology*, pp. 399-406.

NIST The National Institute of Standards and Technology [Online]. - **Agosto de 2010**. - janeiro de 2014. - <http://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/compos.pl>.

OKUNO EMICO, CALDAS IBERÊ LUIZ e CHOW CECIL, **1986**, “Física para Ciências Biológicas e Biomédicas” [Livro]. - São Paulo : *HARBRA*.

OLIVER ARNAU, et al., **2008**, “A Novel Breast Tissue density Classification Methodology”, *IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE*, Vol. 12, n 1, pp. 55-65.

PELOWITZ D D, **2005**, “MCNPX User'manual. Version 2.5.0” [Livro]. - Los Alamos : Los Alamos National Laboratory Report, LA-CP-05-0369.

PODGOSARK E B, **2004**, “Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students” [Livro]. - Viena : *Educational Report Series*, IAEA.

- SALVAGININI ELENA, et al., **2012**, “Quantification of scattered radiation in projection mammography: Four practical methods compared”, *Medical Physics*, Vol. 39, n 6, pp. 3167-3180.
- SCHOPPER D e De WOLF C, **2009**, “How effective are breast cancer screening programmes by mammography? Review of the current evidence.”, *Eur J Cancer.*, pp. 45 (11): 1916-23.
- SCHIMIDT T. G., **2010**, “Dedicated Breast CT: Current Status and New Directions”, *Current Medical Imaging Reviews*, 6, 61-71.
- SECHOPOULOS I., et al., **2014**, “Radiation dosimetry in digital breast tomosynthesis: Report of Tomosynthesis Subcommittee Task Group 223”, *Med. Phys.*, Vol. 41, n 9.
- SECHOPOULOS I., **2013**, “A review of breast tomosynthesis. Part I. The image acquisition process”, *Med. Phys.*, Vol. 40, n 1.
- SECHOPOULOS IOANNIS, et al., **2007**, “Computation of the glandular radiation dose in digital tomosynthesis of the breast”, *Med. Phys.*, Vol. 34, n 1, pp. 221-232.
- SHAFER CHRISTINA M, SAMEI EHSAN e LO JOSEPH Y, **2010**, “The quantitative potential for breast tomosynthesis”, *Medical Physics*, Vol. 1004.
- SHORES ERIK F, FLAMING DUANE P e ZUMBRO JOHN D, 2011, “Radiography Test Problem for MCNP” [Livro]. - [s.l.]: Los Alamos National Laboratory (LA-UR-11-04757).
- SIEGEL ELIOT, et al., **2006**, “Digital Mammography Image Quality: Image Display”, *J Am Coll Radiol.*, Vol. 3, pp. 615-627.
- SIEMENS Siemens OEM Products: X-ray Toolbox [Online]// Siemens AG, **2014**. - <https://w9.siemens.com/cms/oemproducts/Home/X-rayToolbox/spektrum/Pages/Default.aspx>.

- SMITH ANDREW, **2012**, “Fundamentals of Breast Tomosynthesis: Improving the Performance of Mammography”, White paper, HOLOGIC.
- SOUZA, EDIMILSON MONTEIRO, **2008**, “MODELAGEM DE SISTEMA E PROCEDIMENTO PARA RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA OFFSHORE”, Rio de Janeiro: Tese de Doutorado. Universidade Federal do Rio de Janeiro.
- STANTON, L, et al., **1984**, “Dosage evaluation in mammography”, *Radiology*, Vol. 163, n 2, pp. 471-479.
- TAGLIAFICO, A. S., et al., **2013**, “Estimation of percentage breast tissue density: comparison between digital mammography (2D full field digital mammography) and digital breast tomosynthesis according to different BI-RADS categories”, *Br. J. Radiol.*, Vol. 86, pp. 1-6.
- TOMAL A, CUNHA D M e POLETTI M E, **2014**, “Comparison of beam quality parameters computed from mammographic X-ray spectra measured with different high-resolution semiconductor detectors”, *Radiation Physics and Chemistry*, Vol. 95, pp. 217-220.
- TUCKER A W, LU J e ZHOU O, **2013**, “Dependency of image quality on system configuration parameters in a stationary digital breast tomosynthesis system” *Medical Physics*, Vol. 40, n 3, pp. 031917-1-10.
- VAN ENGEN R, et al., **2006**, European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening - 2b Digital mammography.
- VAN ENGEN, R., et al., **2013**, “Protocol for the quality control of the physical and technical aspects of digital breast tomosynthesis systems. Draft version 0.10”, European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services.
- VARIAN VARIAN M-147 DATASHEET [Online]. - **2015**. <https://www.varian.com/x-ray-imaging-components/products/medical-imaging/x-ray-tubes/replacement-mammography>.

- VEDANTHAM S e KARELLAS A, **2013**, "X-ray phase contrast imaging of the breast: Analysis of tissue simulating materials", *Medical Physics*, Vol. 40, n 4, pp. 041906-1-8.
- WALLIS, M.G., et al., **2012**, "Two-view and single-view tomosynthesis versus full-field digital mammography:high resolution x-ray imaging observer study", *Radiology*, Vol. 262, pp. 780-796.
- WEI JUN, et al., **2014**, "Multichannel response analysis on 2D projection views for detection of clustered microcalcifications in digital breast tomosynthesis" *Medical Physics*, Vol. 41, n 4, pp. 041913-1:11.
- WILKINSON L E, JOHNSTON P N e HEGGIE C P A, **2001**, "Comparison of mammography spectral measurements with spectra produced using several different mathematical models", *Physics Medicine and Biology*, Vol. 46, pp. 1575-1589.
- WU G, et al., **2009**, "Evaluation of scatter effects on image quality for breast tomosynthesis", *Med. Phys.*, Vol. 10, pp. 4425-32.
- WU GANG, 2014, "IMAGE QUALITY OF DIGITAL BREAST TOMOSYNTHESIS: OPTIMIZATION IN IMAGE ACQUISITION AND RECONSTRUCTION" Toronto: Thesis. University of Toronto.
- WU, X, et al., **1994**, "Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography", *Radiology*, Vol. 193, pp. 83-89.
- WU, X, et al., **1991**, "Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography", *Radiology*, Vol. 179, n 1, pp. 143-148.
- ZHANG DA, XINHUA LI e BOB LIU, **2009**, "X-ray spectral measurements for tungsten-anode from 20 to 49 kVp on a digital breast tomosynthesis system" *Medical Physics*, Vol. 39, 6, pp. 3493-3500.