



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
DEPARTAMENTO DE FÍSICA
NÚCLEO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA

**CÁLCULO DE COEFICIENTE DE CONVERSÃO DE DOSE EM TOMOSSÍNTESE
MAMÁRIA DIGITAL UTILIZANDO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO ADULTO
FEMININO E O CÓDIGO MCNPX**

Marcos Santos Alves
Orientadora: Prof.^a Dra. Divanízia do Nascimento Souza

SÃO CRISTÓVÃO – SERGIPE

2017

MARCOS SANTOS ALVES

**CÁLCULO DE COEFICIENTE DE CONVERSÃO DE DOSE EM TOMOSSÍNTESE
MAMÁRIA DIGITAL UTILIZANDO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO ADULTO
FEMININO E O CÓDIGO MCNPX**

Dissertação de mestrado apresentada ao
Núcleo de Pós-Graduação em Física da
Universidade Federal de Sergipe como
requisito parcial para obtenção do título de
Mestre em Física.

Orientadora: Dra. Divanízia do Nascimento
Sousa

SÃO CRISTÓVÃO – SERGIPE

2017

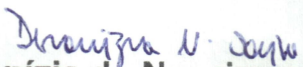
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
Núcleo de Pós-Graduação em Física

**“Cálculo de coeficientes de conversão de dose em tomossíntese
mamária digital utilizando simulador antropomórfico adulto
feminino e o código MCNPX”**

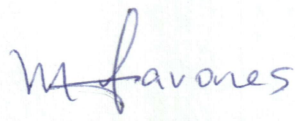
por

Marcos Santos Alves

**Dissertação de mestrado APROVADA em sessão pública no dia vinte e
um de fevereiro do ano dois mil e dezessete perante a banca
examinadora constituída pelos seguintes professores:**


Profa. Dra. Divanizia do Nascimento Souza
(DFI-UFS)


Prof. Dr. Albérico Blohem de Carvalho Júnior
(DFI-UFS)


Profa. Dra. Maria do Socorro Nogueira Tavares
(CDTN - MG)

Dedico este trabalho a todos meus familiares e
a meu único Senhor e Salvador, Jesus Cristo

AGRADECIMENTOS

À Deus, pelo seu infinito amor e misericórdia que me sustenta e dá forças para continuar lutando pelos meus sonhos.

À minha família pelo amor, apoio e compreensão durante toda essa caminhada, pois, me ajudou a chegar ao final de mais uma etapa.

À Prof.^a Dra. Divanília do Nascimento Souza, minha orientadora pela orientação, paciência e amizade.

Aos colegas Walmir Belinato, Diego Castanon Galeano e William de Souza Santos pelas contribuições e discussões para concretização deste trabalho.

Aos colegas e amigos Iure da Silva Carvalho, Gilberto José Barbosa Junior, Janaelson Abilio da Silva, Rafael Silva Gonçalves, Manassés Almeida Gomes e Antônio Carlos Brandão Silva, pela valiosa amizade e incentivo.

À Clínica de Medicina Nuclear Endocrinologia e Diabetes, Climedi por disponibilizar o equipamento de tomossíntese para avaliações experimentais.

Aos professores e colegas do curso que contribuíram para o meu desenvolvimento durante o curso.

À coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal Nível Superior – CAPES, pelo suporte financeiro.

Ao programa de Pós-Graduação em Física da Universidade Federal de Sergipe, pela infraestrutura e acolhimento.

A todos que contribuíram ou apoiaram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho.

CÁLCULO DE COEFICIENTE DE CONVERSÃO DE DOSE EM TOMOSSÍNTESE MAMÁRIA DIGITAL UTILIZANDO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO ADULTO FEMININO E O CÓDIGO MCNPX

RESUMO

A tomossíntese mamária vem aparecendo em vários estudos que buscam investigar tanto parâmetros mais adequados para obtenção de imagens de qualidade quanto valores de doses de radiação ionizante dentro dos limites impostos para mamografia digital. Os parâmetros estão relacionados às energias dos feixes de raios X nos exames, ao intervalo angular das projeções, ao número de projeções, e à reconstrução dessas, principalmente. A reconstrução das imagens é realizada utilizando-se algoritmos específicos. A vantagem da tomossíntese enquanto nova tecnologia em relação as outras técnicas mamográficas que empregam raios X é o seu potencial de imageamento com reduzido efeito de sobreposição do tecido mamário. A contribuição da variação angular dos feixes sobre a dose na mama examinada, devido à alteração na geometria do exame, deve ser investigada. Para determinar o impacto que essa variação exerce sobre a dose na mama e nos demais órgãos e tecidos do corpo humano, uma importante ferramenta é a simulação computacional por Monte Carlo. A proposta principal deste trabalho foi utilizar o código de Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX) para estudar as doses absorvidas na mama e demais órgãos do paciente durante o exame de tomossíntese digital mamária. Para isso, foi utilizado um simulador antropomórfico adulto feminino com representação dos órgão, tecidos e estruturas internas bem realista de paciente adulto incorporado em cenário de radiação de um modelo comercial de equipamento de tomossíntese. Os valores das doses absorvidas encontrados com o medidor AGMS-M em tomossíntese mostrou-se menor do que na mamografia digital, as diferenças entre a tomossíntese e a mamografia foram 12,3% empregando-se 24 kVp, 10,74% para 28 kVp e 11,21% para 30 kVp. Comparando o experimental e o encontrado na simulação, os valores das doses absorvidas teve uma menor diferença verificada para 24 kVp, de 3,3% e uma maior diferença para 28 kVp, de 6,2%. Os resultados obtidos para o cólon e cérebro apresentaram erro relativo (R) acima de 10%, isso devido a decorrência de blindagem natural e da distância desses órgãos ao feixe primário de radiação. Os Coeficientes de conversão de dose equivalente obtidos mostraram que a dose estimada no simulador antropomórfico adulto feminino é maior na

tomossíntese do que na mamografia digital, devido a configuração de aquisição de geometria diferente entre a mamografia e tomossíntese, e ao tempo de varredura, que é maior na tomossíntese.

Palavras Chave: Tomossíntese, MCNPX, Simulador antropomórfico adulto feminino.

CALCULATION OF DOSE CONVERSION COEFFICIENT IN BREAST
TOMOSYNTHESIS DIGITAL USING ANTHROPOMORPHIC PHANTOM ADULT
FEMALE AND THE CODE MCNPX

ABSTRACT

The breast tomosynthesis is appearing in several studies that aim to investigate most appropriate parameters to obtaining images of high quality with dose values of ionizing radiation within the limits imposed for digital mammography. The parameters are related to an angular range limited used in examinations, the number of projections, the X-rays beam energies, and the reconstruction of projections, using specific algorithm, mainly. The advantage of tomosynthesis while a new mammographic technology in relation to the other techniques that employ X-rays is its potential to reduced overlap effect of breast tissue. The contribution of variation of the angle of the beams on the dose in breast examined, due to a change in the geometry used in the examination, should be investigated. To determine the impact that this variation has on the dose in the breast and in other organs and tissues of the human body, an important tool is the Computational Simulation by Monte Carlo. The main proposal of this work was to use the code of Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX) to study absorbed doses in breast and other organs of the patient during the examination of digital tomosynthesis mammary glands. For this reason, it was used an anthropomorphic female adult phantom with representation of the body, tissues and internal structures and realistic adult patient incorporated in a scenario of radiation from a commercial model of equipment of each. The values of absorbed doses found with the AGMS-M tomosynthesis meter were lower than in digital mammography, the differences between tomosynthesis and mammography were 12.3% using 24 kVp, 10.74% for 28 kVp and 11.21% for 30 kVp. Comparing the experimental and that found in the simulation, the values of the absorbed doses had a smaller difference verified to 24 kVp, of 3.3% and a greater difference to 28 kVp, of 6.2%. The results obtained for the colon and brain have presented relative error (R) above 10% due to the occurrence of natural shielding and distance of these components of the primary beam of radiation. The CCs of equivalent dose in this study show that the estimated dose in the simulator anthropomorphic adult female is much greater in each of which in mammography,

because the configuration of the acquisition of different geometry between digital mammography and tomosynthesis, and the sweep time which is higher in each.

Keywords: Tomosynthesis, MCNPX, Simulator anthropomorphic female adult

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Anatomia da mama.....	3
Figura 2.1 – Tubo de raios X.....	5
Figura 2.2 – Raios X de freamento.....	5
Figura 2.3 – Raios X característicos.....	6
Figura 2.4 – Espalhamento Coerente.....	7
Figura 2.5 – Efeito Compton.....	8
Figura 2.6 – Efeito Fotoelétrico.....	9
Figura 3.1 – Incidências na mamografia – a) Incidência craniocaudal, b) Imagem craniocaudal, c) Incidência mediolateral oblíqua, d) Imagem mediolateral oblíqua....	14
Figura 3.2 – Incidências complementares na mamografia – a) Incidência mediolateral, b) Imagem mediolateral, c) Incidência craniocaudal exagerada, d) Imagem craniocaudal exagerada, e) Deslocamento de implante, f) Imagem de deslocamento de implante.....	14
Figura 3.3 – Processo de aquisição da imagem em mamografia.....	15
Figura 3.4 – Diagrama de funcionamento de um mamógrafo convencional.....	15
Figura 3.5 – Diagrama de funcionamento de um mamógrafo digital.....	17
Figura 3.6 – Geometria da mamografia para tomossíntese.....	19
Figura 3.7 – Esquema de aquisição das imagens em diferentes ângulos.....	22
Figura 4.1 – Célula que define o equipamento de tomossíntese.....	25
Figura 4.2 – Exemplo de célula de uma estrutura repetida.....	29
Figura 5.1 – Representação de um simulador matemático.....	31
Figura 5.2 – Ilustração do processo da construção de um simulador voxel.....	32
Figura 5.3 – Representação de um simulador antropomórfico híbrido.....	32
Figura 5.4 – Representação de superfícies: MASH polígono mesh, MASH voxalizada, FASH polígono mesh e FASH voxalizada, da esquerda para direita.....	33
Figura 6.1 – Aparelho de tomossíntese da Siemens instalado na Climedi.....	34
Figura 6.2 – Multissensor AGMS-D da radcal.....	35
Figura 6.3 – Especificações da MAMMOMAT Inspiration da Siemens.....	36
Figura 6.4 – Painel de controle da Siemens.....	36
Figura 6.5 – Cenário de irradiação construído no MCNPX 2.7.0 composto pelo painel de controle e o aparelho de tomossíntese.....	38

Figura 6.6 – Cenário de irradiação construído no MCNPX 2.7.0 composto pelo painel de controle e o aparelho de tomossíntese, com representação de fótons de radiação.....	38
Figura 6.7 – Cenário de irradiação construído no MCNPX 2.7.0 composto pelo simulador antropomórfico adulto feminino.....	41
Figura 6.8 – Cenário de irradiação construído no MCNPX 2.7.0 composto pelo simulador antropomórfico adulto feminino representando uma projeção de feixe.....	42
Figura 7.1 – Espectros energéticos utilizados nesta pesquisa.....	43
Figura 7.2 – Os valores de erro relativo (R) obtidos na simulação no MCNPX.....	47
Figura 7.3 – Coeficientes de conversão de doses equivalentes nos órgãos (mSv/110mAs) para o simulador FASH, obtidos no equipamento da tomossíntese da Siemens operando no modo mamografia e tomossíntese.....	48
Figura 7.4 – Coeficientes de conversão de doses equivalentes nos órgãos (mSv/110mAs) para o simulador FASH, obtidas no equipamento da tomossíntese da Siemens operando no modo mamografia e tomossíntese.....	48
Figura 7.5 – Coeficientes de conversão de doses equivalentes nos órgãos (mSv/110mAs) para o simulador FASH, obtidos no equipamento da tomossíntese da Siemens operando no modo mamografia e tomossíntese.....	49
Figura 7.6 – Coeficientes de conversão de doses equivalentes nos órgãos (mSv/110mAs) para o simulador FASH, obtidas no equipamento da tomossíntese da Siemens operando no modo mamografia e tomossíntese.....	49
Figura 7.7 – Coeficientes de conversão de doses equivalentes na mama (mSv/110mAs) para o simulador FASH, obtidos no equipamento da tomossíntese da Siemens operando no modo mamografia e tomossíntese.....	50

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Fatores de peso da radiação recomendados pela publicação 103 ICRP (2007)	11
Tabela 2.2 – Fatores de ponderação para tecidos ou órgãos de acordo a publicação 103 ICRP (2007)	12
Tabela 3.1 – Especificações e marcas dos aparelhos de tomossíntese.....	20
Tabela 4.1 – Alguns mnemônicos para a construção de superfícies no MCNPX (PELOWITZ, 2011)	26
Tabela 4.2 – Grandezas calculadas no MCNPX.....	27
Tabela 4.3 – Classificação do erro relativo (R) BRIESMEISTER (2000)	28
Tabela 6.1 – Representação dos IDs dos órgãos e tecidos do FASH3_M10_H10_STA.....	41
Tabela 7.1 – Os valores das doses absorvidas encontradas experimentalmente com o medidor AGMS-M Radcal para o modo mamografia.....	44
Tabela 7.2 - Os valores das doses absorvidas encontradas experimentalmente com o medidor AGMS-M Radcal para o modo tomossíntese.....	45
Tabela 7.3 – Os fatores de conversão (CFs) adquiridos para o aparelho da Siemens.....	46
Tabela 7.4 – Comparação entre a dose absorvida medida e a simulada.....	46

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CC	Craniocaudal
CCs	Coeficientes de conversão de dose equivalente
CF	Fator de conversão de dose simulada no código MCNPX
DQE	<i>Detective Quantum Efficiency</i>
FASH	Simulador Antropomórfico Computacional Feminino Adulto meSH
FBP	<i>Filtered Back Projection</i>
FFDM	<i>Full-Field Digital Mammography</i>
Gy	Gray
INCA	Instituto Nacional de Câncer
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
KeV	<i>Kilo electron volt</i>
kVp	Pico de tensão aplicada ao tubo de raios X
MCNPX	<i>Monte Carlo N-Particle eXtended</i>
ML	Mediolateral
MLO	Mediolateral oblíquo
MMC	Método de Monte Carlo
NURBS	<i>Non Uniform Rotation B-Spline</i>
RBM	<i>Red Bone Marrow</i> (medula óssea vermelha)
VOXEL	VOLume piXEL
XCCL	Craniocaudal Exagerada

SUMÁRIO

RESUMO	iv
INTRODUÇÃO	1
REVISÃO DA LITERATURA	3
1 MORFOLOGIA DA MAMA	3
1.1 Anatomia da mama	3
2 RADIOGRAFIA	4
2.1 Raios X	4
2.1.1 Produção de raios X	4
2.1.2 Raios X de freamento (Bremsstrahlung)	5
2.1.3 Raios X característicos	6
2.2 Interação dos raios X com a matéria	6
2.2.1 Espalhamento Coerente	7
2.2.2 Efeito Compton	8
2.2.3 Efeito fotoelétrico	9
2.2.4 Atenuação da radiação eletromagnética na matéria	9
2.3 Grandezas Dosimétricas	10
2.3.1 Kerma	10
2.3.2 Dose Absorvida	10
2.3.3 Relação entre dose absorvida e kerma	11
2.3.4 Dose Equivalente	11
2.3.5 Dose Efetiva	12
2.3.6 Coeficientes de conversão (CCs) de dose	12
3 MAMOGRAFIA DE RAIOS X	13
3.1 Mamografia convencional	15
3.2 Mamografia digital	17
3.3 Tomossíntese mamária digital	18
3.3.1 Equipamento	19
3.3.2 Aquisição da imagem em tomossíntese	21
3.3.3 Vantagens e desvantagens da tomossíntese	22

4	MÉTODO DE MONTE CARLO	23
4.1	O Código de Transporte de Radiação MCNPX	24
4.1.1	Estrutura do arquivo de entrada.....	25
4.1.2	Cartão ou Bloco de Célula	25
4.1.3	Cartão ou Bloco de Superfícies	26
4.1.4	Cartão ou Bloco de Dados	26
4.1.5	Especificação dos Materiais	27
4.1.6	Dados de Saída, resultado do MCNPX.....	28
4.1.7	Estrutura Repetida	29
5	SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS COMPUTACIONAIS.....	30
6	MATERIAIS E MÉTODOS	34
6.1	Materiais Utilizados.....	34
6.1.1	Aparelho de tomossíntese	34
6.1.2	Dosímetro	35
6.2	Métodos	35
6.2.1	Determinação da taxa de dose experimental.....	35
6.2.2	Elaboração do cenário virtual de exame da tomossíntese no MCNPX.....	36
6.2.3	Visualização do cenário	37
6.2.4	Simulações de tomossíntese mamária digital no MCNPX	38
6.2.5	Metodologia para validar o cenário da tomossíntese no MCNPX	39
6.2.6	Simulador antropomórfico adulto feminino.....	40
6.2.7	Visualização do cenário	40
6.2.8	Metodologia para o cálculo dos coeficientes de conversão (CCs) das doses equivalentes	42
7	RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	43
7.1	Espectros de energia utilizados	43
7.2	Valores das doses absorvidas encontrados experimentalmente na mamografia e tomossíntese	44
7.3	Validação da tomossíntese mamária digital.....	45
7.4	Coeficientes de conversão de dose equivalente em tomossíntese do simulador antropomórfico adulto feminino.....	46
8	CONCLUSÃO	52

REFERÊNCIAS.....	53
ANEXO A – VALORES DAS DOSES ABSORVIDAS ENCONTRADAS COM TALLY F6 (MEV/G/PARTÍCULA), COM FILTRO DE 1,0 MM DE BE E 0,05 MM DE RH PARA A SIMULAÇÃO DE MODO MAMOGRAFIA E MODO TOMOSSÍNTESE	1
ANEXO B – VALORES DAS DOSES ABSORVIDAS NO MODO TOMOSSÍNTESE PARA SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO FASH ENCONTRADOS NO MCNPX....	2
ANEXO C – VALORES DAS DOSES ABSORVIDAS NO MODO MAMOGRAFIA PARA SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO FASH ENCONTRADOS NO MCNPX....	3
ANEXO D – VALORES DAS DOSES EQUIVALENTES NO MODO TOMOSSÍNTESE PARA SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO FASH	4
ANEXO E – VALORES DAS DOSES EQUIVALENTES NO MODO MAMOGRAFIA PARA SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO FASH	5

INTRODUÇÃO

Segundo o Instituto Nacional de Câncer (INCA, 2016), o câncer de mama é a neoplasia maligna mais comum entre as mulheres, tanto no mundo quanto no Brasil, e o maior causador de óbitos nesta população. As estimativas para o ano de 2016 eram de 57.960 novos casos de câncer de mama. A detecção precoce é a forma mais eficaz de reduzir a mortalidade devido a essa neoplasia. Embora a mamografia seja a modalidade de imagem padrão no rastreamento do câncer de mama, devido ao efeito de sobreposição do tecido mamário, a detecção de lesões é limitada nessa técnica (BAPTISTA et al., 2015a).

É bem claro o benefício da mamografia no diagnóstico do câncer de mama, mas também é reconhecido que entre 20% a 30% das neoplasias da mama não sejam detectadas por esse tipo de exame (RAFFERTY et al., 2013).

A tomossíntese mamária digital vem surgindo como uma técnica radiológica baseada na mamografia digital que fornece parâmetros mais adequados de qualidade de imagens em mamografia, principalmente por possibilitar a aquisição de imagens mamárias em três dimensões (3D), e também valores de doses de radiação ionizante dentro dos limites impostos para dosimetria em mamografia. Uma importante vantagem desta nova tecnologia é o seu potencial de redução do efeito de sobreposição do tecido mamário, o que também auxilia na redução de diagnósticos falsos-positivos e falsos-negativos, pois as projeções da mama são tomadas de ângulos diferentes (SIEMENS, 2012a).

Devido à sua eficiência para detectar com mais precisão lesões profundas dentro da mama e por reduzir o efeito da sobreposição da mama, a tomossíntese tem potencial para substituir a mamografia convencional e digital em exames de triagem clínica. Entretanto, a dosimetria em tomossíntese mamária digital (DBT) em geral, ainda deve ser mais estudada, porque existem poucos dados disponíveis sobre as doses de órgãos para além da mama (BAPTISTA et al., 2015b; SECHOPOULOS et al., 2014). Portanto, é de suma importância que a comunidade de física médica tenha informações essenciais para entender, apreciar e relatar os níveis de dose de radiação envolvidos na tomossíntese.

O Método de Monte Carlo (MMC) é uma ferramenta fundamental para cálculos de dose absorvidas em órgãos ou tecidos do corpo humano e de outras grandezas de

interesse, associadas ao tratamento do câncer por radiação ionizante, tanto por fontes de radiação internas quanto externas. As aplicações do método têm se estendendo para a avaliação de dose em procedimentos diagnósticos, principalmente em estudos sobre qualidade de imagem médica (YORIYAZ, 2009).

O código computacional MCNPX (*Monte Carlo N-Particle eXtended*) é uma extensão do código de Monte Carlo MCNP4B e LAHET 2.8, que permite simular a interação da radiação com a matéria, calculando o fluxo e a energia depositada, considerando vários tipos de radiação, inumeráveis grupos de energia e geometrias complexas como os simuladores antropomórficos computacionais. A versão 2.7.0 é um código computacional de propósito geral, não possuindo aplicação específica, que simula transporte de partículas como elétrons, nêutrons, fótons etc., individualmente ou em conjunto (PELOWITZ, 2011).

Neste sentido, o objetivo principal desta pesquisa foi utilizar o código computacional MCNPX para estimar as doses absorvidas na mama e nos demais órgãos ou tecidos de paciente adulto feminino em decorrência do exame de tomossíntese mamária digital. Para isso, foi utilizado um simulador antropomórfico adulto feminino com a representação realista dos órgãos e tecidos e estruturas internas de um humano adulto, integrado ao cenário de radiação de uma sala de exame de um equipamento de tomossíntese.

O simulador humano adulto estudado aqui nesta pesquisa, denominado de FASH (Feminino Adulto meSH), utilizando a superfície MESH (conjunto de vértices, arestas e faces que definem o formato de um objeto em computação gráfica tridimensional), foi desenvolvido pelo grupo de dosimetria numérica do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco – DEN/UFPE (CASSOLA et al., 2010; KRAMER et al., 2010).

REVISÃO DA LITERATURA

1 MORFOLOGIA DA MAMA

1.1 Anatomia da mama

A mama da mulher é uma estrutura glandular cujo tamanho, forma e densidade tecidual varia de uma mulher para outra, dependendo de fatores como idade, ciclo menstrual, gravidez, menopausa e da influência de vários hormônios. No plano vertical (diâmetro craniocaudal), as mamas se localizam entre a porção anterior da segunda costela e a sexta ou sétima costela. No plano horizontal se estendem da margem lateral do esterno até à axila. (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010). Na figura 1.1 podem ser observadas os principais componentes superficiais de uma mama, o posicionamento anatômico da mama em relação às costelas e o diâmetro médio.

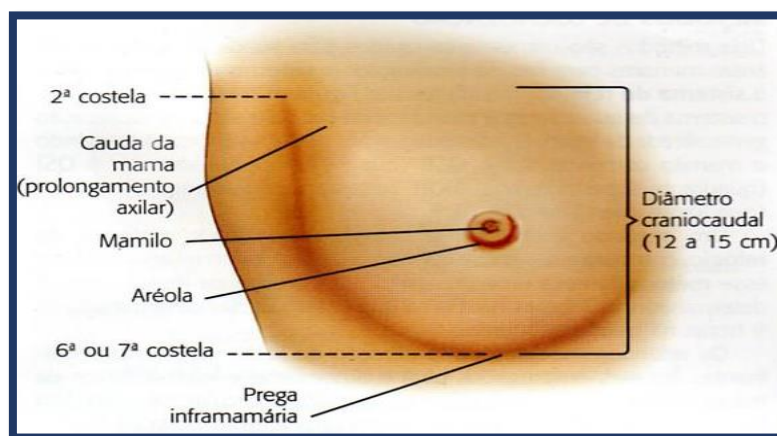


Figura 1.1 – Anatomia da mama

Fonte: (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010)

Na mamografia, a espessura da mama comprimida e a densidade do tecido definirão os aspectos de exposição a serem utilizados. A espessura ou tamanho da mama são simples de definir, mas a densidade é pouco óbvia e demanda informações adicionais. Além de tudo, a densidade da mama é afetada substancialmente pelas características mamárias inatas da mulher (genética), idade, a situação hormonal e número de gestações que decorrem durante a vida (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010). Entretanto, de maneira geral, as mamas podem ser classificadas em três categorias:

- a) Mama fibroglandular, que é a mama mais jovem e bem densa por conter pouco tecido gorduroso, própria da faixa etária que se estende da pós-puberdade até aproximadamente 30 anos.
- b) Mama fibroadiposa, quando a baixa quantidade de tecido gorduroso vai dando lugar à distribuição uniforme de gordura, própria de mulheres entre 30 e 50 anos.
- c) Mama adiposa, ocorre após a menopausa, sendo mais comum em mulheres com mais de 50 anos. A maior parte do tecido mamário é convertida em tecido adiposo num processo conhecido de involução, representando a degeneração do tecido glandular.

2 RADIOGRAFIA

2.1 Raios X

Tipicamente, os raios X são radiações eletromagnéticas de alta energia, com comprimentos de onda variando entre 10^{-10} m a 10^{-11} m e frequência da ordem de 10^{18} Hz.

2.1.1 Produção de raios X

Em um tubo de um equipamento de raios X, os feixes de raios X são gerados quando elétrons altamente enérgicos interagem com a matéria e no processo convertem a sua energia cinética em radiação eletromagnética. Durante o processo de interação, a maior parte das colisões dos elétrons incidentes com o alvo resulta em energia térmica (calor), cerca de 99% nas faixa energética empregada em radiologia, por isso o alvo deve ser de um material com elevado ponto de fusão e capacidade de ceder calor (BUSHBERG et al., 2002; HENDEE; IBBOTT; HENDEE, 2005).

O tubo ou ampola de raios X é um dispositivo que consta de uma ampola à vácuo de vidro ou metal constituída de dois eletrodos, o anodo e o catodo. O tubo de raios X também contém uma blindagem, colimadores para definir o campo de raios X e um gerador que é a fonte de energia responsável para fornecer a tensão necessária para acelerar os elétrons. O gerador permite ainda controlar a saída dos raios X através da seleção de tensão, corrente e tempo de exposição, pois funcionam no intuito de criar um feixe de raios X com intensidade bem definida, penetração e

distribuição espacial (BITELLI, 2006; BUSHBERG et al., 2002; BUSHONG, 2010). A figura 2.1 mostra um esquema básico de uma ampola de raios X.

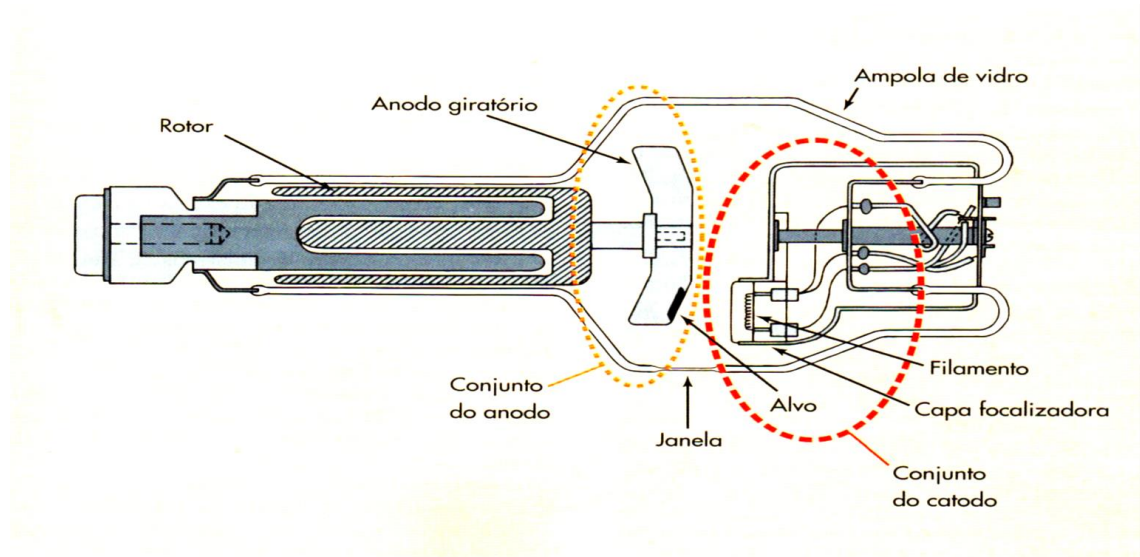


Figura 2.1 – Tubo de raios X

Fonte: Adaptado de: (BUSHONG, 2010).

2.1.2 Raios X de freamento (Bremsstrahlung)

Os raios X de freamento ou *Bremsstrahlung* ocorrem da interação coulombiana entre um elétron incidente de alta energia cinética com o núcleo do átomo do alvo. Durante o processo de interação os elétrons são desacelerados e perdem parte da energia cinética, mudam de trajetória e emitem energia sob a forma de ondas eletromagnéticas, conforme mostrado na figura 2.2 (BUSHBERG et al., 2002; PODGORSK, 2005).

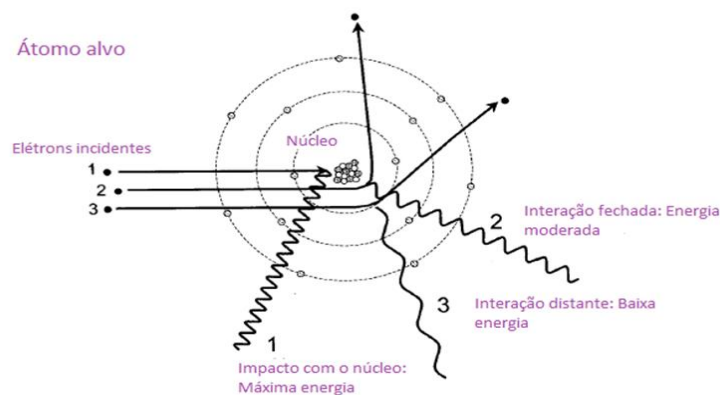


Figura 2.2 – Raios X de freamento.

Fonte: Adaptado (BUSHBERG et al., 2002).

A energia e o ângulo com que esses fótons são irradiados são funções do grau de aproximação do elétron do núcleo e da energia cinética do elétron, e podem assumir quaisquer valores de energia, pois o feixe de fótons tem um espectro contínuo (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

2.1.3 Raios X característicos

Os raios X característicos são produzidos quando um fóton incidente no alvo remove um elétron da camada K e a lacuna deixada pelo elétron é ocupada por outro da camada mais externa, com isso, ionizando o átomo. Diferentemente dos raios X de freamento, que não dependem do material de que é feito o alvo e podem ter qualquer energia, os raios X característicos são dependentes do nível de energia da eletrosfera e o seu espectro de distribuição de energia é discreto e característico, por este motivo recebem o nome de raios X característicos (OKUNO; YOSHIMURA, 2010; TURNER, 2007). A diferença de energia deste fóton é igual entre as energias de ligação dos elétrons envolvidos na interação, conforme mostrado na figura 2.3 (BUSHBERG et al., 2002; BUSHONG, 2010).

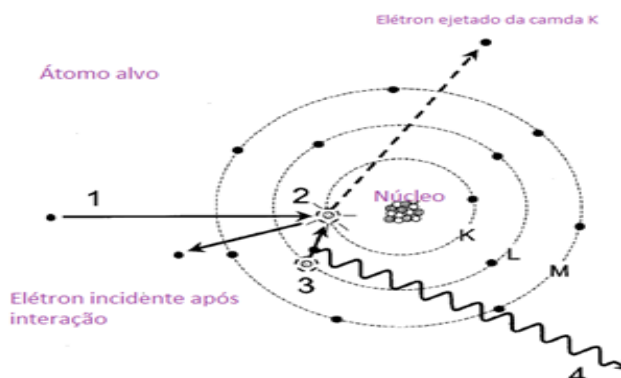


Figura 2.3 – Raios X característicos

Fonte: Adaptado (BUSHBERG et al., 2002).

2.2 Interação dos raios X com a matéria

O que define a radiação ionizante é a sua capacidade de ionizar o meio que atravessa. Ao interagir com os átomos de um material, a radiação ionizante podem ser parcialmente ou completamente absorvidos por ele, ocorrendo a deposição parcial ou completa de sua energia, serem espalhados com ou sem perda de energia (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). As partículas carregadas energeticamente interagem

com um material por meio da força elétrica, perdendo energia cinética durante a excitação ou ionização (BUSHBERG et al., 2002).

Na excitação, os elétrons dos átomos ou moléculas são retirados das suas órbitas e, quando retornam para o seu estado fundamental, emitem energia sob a forma de radiação eletromagnética. Na ionização, os elétrons são arrancados de suas orbitas pelas radiações, o que resulta em elétrons livres de altas energias (BUSHBERG et al., 2002).

A radiação X pode interagir por cinco maneiras diferentes: espalhamento coerente, efeito Compton, efeito fotoelétrico, produção de pares e fotodesintegração. Para o radiodiagnóstico, o efeito Compton e o efeito fotoelétrico têm grande importância (BUSHONG, 2010).

2.2.1 Espalhamento Coerente

O espalhamento coerente ou Rayleigh representa a interação do fóton de baixa energia com o átomo como um todo, em que não ocorre transferência de energia para o meio, salvo a pequena parcela necessária ao recuo do átomo, garantindo a conservação de momento no processo (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Na interação, o fóton praticamente não perde energia, mudando simplesmente sua direção. Como não há transferência de energia, então não ocorre ionização; por isso, esse efeito contribui muito pouco para o radiodiagnóstico, conforme apresentado na figura 2.4 (BUSHBERG et al., 2002; BUSHONG, 2010).

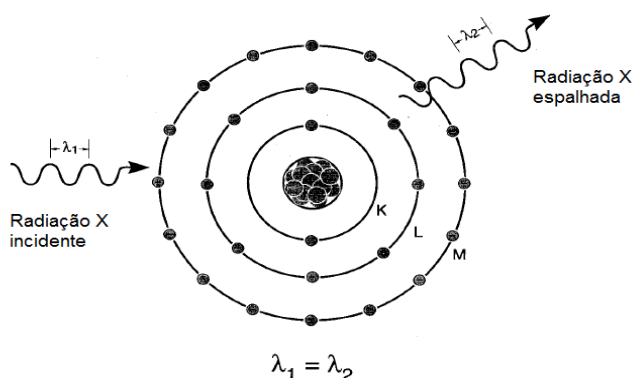


Figura 2.4 – Espalhamento Coerente.

Fonte: Adaptado (BUSHBERG et al., 2002).

O efeito coerente ou Rayleigh tem maior probabilidade de ocorrência para fótons de energias baixas e para valores altos do número atômico (Z) (BUSHBERG et al., 2002). A seção de choque do espalhamento de Rayleigh (σ_{Ray}) é dada por (OKUNO; YOSHIMURA, 2010):

$$\sigma_{Ray} \propto \left(\frac{Z}{h\nu}\right)^2 \quad (2.1)$$

2.2.2 Efeito Compton

O efeito Compton ou espalhamento incoerente ocorre da interação do fóton incidente com um elétron essencialmente livre do material absorvedor. Este processo resulta em alteração da direção do fóton e redução da energia original dele, tornando o átomo ionizado. O comprimento de onda do fóton espalhado é maior do que o incidente, como mostrado na figura 2.5 (BUSHONG, 2010; CURRY III; DOWDEY; MURRY JR., 1990; PODGORSK, 2005).

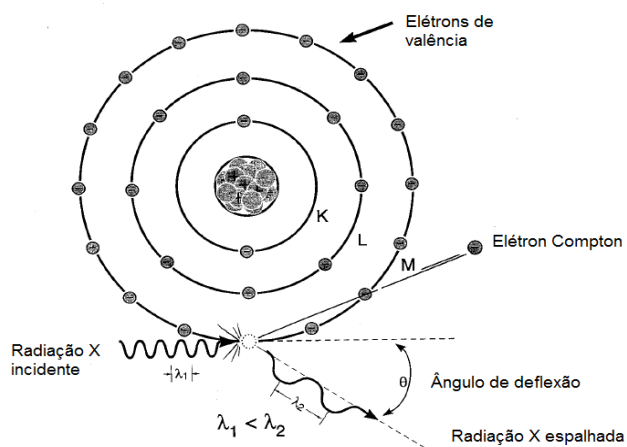


Figura 2.5 – Efeito Compton

Fonte: Adaptado de: (BUSHBERG et al., 2002).

A energia da radiação X espalhada ($h\nu'$) é igual a diferença da energia de radiação incidente ($h\nu$) mais a energia do elétron ejetado (K) (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

$$h\nu' = h\nu - K \quad (2.2)$$

A probabilidade de interação do efeito Compton ou incoerente aumenta à medida que a energia do fóton incidente aumenta e ocorre para todos os elementos da tabela periódica, porém com maior frequência na interação da radiação eletromagnética com materiais compostos por elementos de números atômicos (Z)

baixos. A probabilidade de ocorrência do efeito Compton também depende da densidade eletrônica (número de elétrons/grama x densidade) do meio, com exceção do hidrogênio, o número total de elétrons/grama é quase constante no tecido mole (BUSHBERG et al., 2002). A seção de choque para o efeito Compton é dada por (OKUNO; YOSHIMURA, 2010):

$$\sigma_{comp} = Z_e \sigma \quad (2.3)$$

Sendo σ a seção de choque total por elétron e Z o número atômico do material.

2.2.3 Efeito fotoelétrico

No efeito fotoelétrico toda a energia do fóton é transferida durante a ionização para um elétron da camada interna do átomo, que é ejetado a partir do átomo, conforme ilustrado na figura 2.6 (BUSHBERG et al., 2002; BUSHONG, 2010).

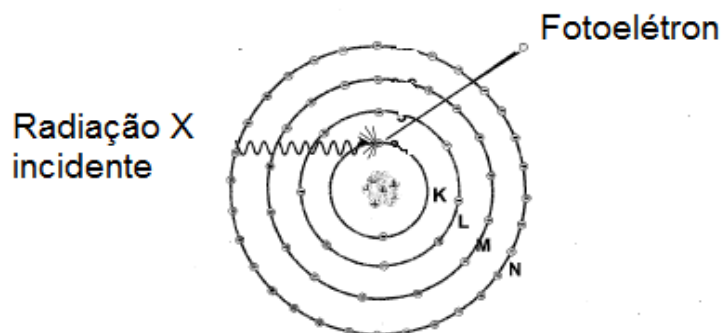


Figura 2.6 – Efeito Fotoelétrico

Fonte: Adaptado (BUSHBERG et al., 2002).

A energia cinética absorvida (E_K) pelo fotoelétron é igual a diferença entre a energia do fóton incidente ($h\nu$) e a energia de ligação do elétron do átomo (E_b) (PODGORSAK, 2005):

$$E_K = h\nu - E_b \quad (2.4)$$

Para que ocorra efeito fotoelétrico é necessário que a energia da radiação incidente seja igual ou maior que a energia de ligação do elétron (BUSHONG, 2010). A seção de choque para o efeito fotoelétrico é dada por (PODGORSAK, 2005):

$$\tau \propto \frac{Z^4}{(h\nu)^3} \quad (2.5)$$

2.2.4 Atenuação da radiação eletromagnética na matéria

A atenuação da radiação eletromagnética é a remoção de fótons de um feixe de raios X quando este atravessa a matéria. A atenuação é causada tanto pela absorção quanto por espalhamento dos fótons primários (CURRY III; DOWDEY; MURRY JR., 1990). O coeficiente de atenuação linear (μ) depende da energia do fóton e do material a ser atravessado (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). O coeficiente de atenuação linear pode ser calculado a partir da equação conhecida como lei da atenuação exponencial:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.6)$$

Na qual I é a intensidade do feixe transmitido associado à intensidade do feixe incidente, I_0 , e x é a espessura do material.

2.3 Grandezas Dosimétricas

O papel de organizar e padronizar as grandezas utilizadas na caracterização da radioatividade e dos campos de radiação tem sido feito pela *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU). Para as grandezas físicas básicas e operacionais tem-se a *International Commission on Radiological Protection* (ICRP). A seguir serão apresentadas as grandezas básicas.

2.3.1 Kerma

O kerma (*kinetic energy released per unit mass*) é definido pela relação (PODGORSAK, 2005):

$$K = \frac{dE_{T,R}}{dm} \quad (2.8)$$

Onde $dE_{T,R}$ é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa dm . A unidade de kerma é J/kg, que recebe o nome especial de gray (Gy).

2.3.2 Dose Absorvida

A dose absorvida, D , é quociente de $d\bar{\epsilon}$ por dm , onde $d\bar{\epsilon}$ é a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria de massa dm , num ponto de interesse (PODGORSAK, 2005):

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.9)$$

A unidade de dose absorvida é J/kg (Gy). A dose absorvida depende da energia média absorvida na região de interação (local), enquanto o kerma depende da energia total transferida ao material (PODGORSAK, 2005).

2.3.3 Relação entre dose absorvida e kerma

Para se estabelecer a relação entre a dose absorvida e o kerma, é preciso compreender a definição de condição de equilíbrio de partículas (CEP). Na condição de equilíbrio de partículas, o número de elétrons secundários que entram e param dentro do elemento de massa (dm) tem que ser igual ao número de elétrons secundários criados e que saem deste volume. Os elétrons cedem energia ao meio durante toda a trajetória, não considerando perdas de energia por radiação *Bremsstrahlung* dos elétrons posicionados em movimento pelos fótons primários. Logo, o kerma de colisão K_c é igual à dose absorvida (PODGORSAK, 2005):

$$D = K_c \quad (2.10)$$

2.3.4 Dose Equivalente

A dose equivalente é o somatório da média das doses absorvidas por um determinado órgão ou tecido em função do tipo de radiação a qual o órgão ou tecido foi exposto, sendo representada pela equação (ICRP, 2010):

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} \quad (2.11)$$

Em que, W_R é o fator de peso da radiação R (adimensional), $D_{T,R}$ é a dose média absorvida (J/kg ou Gy) no tecido ou órgão T exposto a radiação de tipo R . A unidade de dose equivalente é J/kg, e recebe o nome especial de sievert (Sv).

O fator de ponderação, W_R , é adimensional. Os valores de W_R , atualizados na publicação 103 da ICRP (2007), estão apresentados na tabela 2.1.

Tabela 2.1 – Fatores de peso da radiação recomendados pela publicação 103 ICRP (2007) .

Tipo de radiação	Fator de ponderação da radiação W_R
Fótons	1
Elétrons e múons	1
Prótons e Píons carregados	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão e íons pesados	20
Nêutrons	Função contínua de energia dos nêutrons

2.3.5 Dose Efetiva

A grandeza de proteção dose efetiva, E , está relacionada com a probabilidade de ocorrência de efeitos estocásticos da radiação no corpo humano. Essa probabilidade cresce com o aumento da dose absorvida, sendo necessário estabelecer limites de exposição à radiação para o corpo todo (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). A dose efetiva é determinada pelo produto da soma das doses equivalentes nos tecidos ou órgão H_T e o fator de ponderação de tecido ou órgão W_T (ICRP, 2010):

$$E = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{T,R} = \sum_T W_T H_T \quad (2.12)$$

Sendo W_T o fator de ponderação para o tecido ou órgão T (adimensional) e H_T a dose equivalente média sobre o volume do tecido ou órgão. A soma do fator peso para todo o corpo $\sum W_T = 1$. A unidade de dose efetiva é também J/kg (Sv).

O fator de ponderação, W_T , está relacionado com a contribuição relativa do órgão ou tecido para o detrimento total causado pelos efeitos estocásticos da radiação. A tabela 2.2 mostra os valores de W_T de órgãos e tecidos de referência recomendado pela publicação 103 da ICRP (2007) .

Tabela 2.2 – Fatores de ponderação para tecidos ou órgãos de acordo a publicação 103 ICRP (2007).

Órgão ou tecido	W_T	$\sum W_T$
Medula vermelha, cólon, pulmões, estômago, seios, tecidos restantes*	0,12	0,72
Gônadas	0,08	0,08
Bexiga, esôfago, fígado, tireoide	0,04	0,16
Superfície óssea, cérebro, glândulas salivares, pele	0,01	0,04
Total		1,00

*Os órgãos ou tecidos restantes são: adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo, útero.

2.3.6 Coeficientes de conversão (CCs) de dose

A determinação direta das doses absorvidas nos órgãos e tecidos de pacientes durante o procedimento de radiodiagnóstico não é um processo fácil. As grandezas mensuráveis não tomam em consideração fatores como: ponderação da radiação e radiosensibilidade dos órgãos e tecidos. Por isso, é comum explicitar os resultados obtidos das doses absorvidas em órgãos e tecidos por meio da razão entre uma

grandeza dosimétrica medida por outra grandeza que pode ser encontrada por meio experimental. O resultado dessa razão é denominado de coeficientes de conversão (CCs), que é função dos parâmetros de campo e de fonte e das propriedades anatômicas do simulador antropomórfico. Nesta pesquisa, a dose equivalente e efetiva, serão apresentados neste formato.

3 MAMOGRAFIA DE RAIOS X

A mamografia é uma técnica radiológica que é especialmente utilizada para detectar patologias da mama com baixa dose de radiação X, com uma sensibilidade em torno de 90% (BUSHBERG et al., 2002). O diagnóstico em mamografia é considerado o exame mais eficiente para detecção e rastreamento de câncer de mama, através da busca de estruturas que possam mostrar a presença de anormalidade ou tumores (PIRES; MEDEIROS; SCHIABEL, 2004).

Dentre as estruturas, pode-se ressaltar as microcalcificações, que regularmente estão relacionadas a tumores de mama. Entretanto, devido ao tamanho pequeno dessas estruturas, da ordem de 0,25 mm ou 0,5 mm de diâmetro, a visualização exige grande experiência do especialista (CHEVALIER; TORRES, 2010; PIRES; MEDEIROS; SCHIABEL, 2004; TORRES CABRERA, 2010).

A mamografia é a radiografia (raios X) da mama, realizada por um aparelho específico chamado mamógrafo. Desde que foi testada pela primeira vez em 1920 até os dias atuais, muitos foram os avanços tecnológicos com objetivo de aumentar e melhorar a sua capacidade de diagnóstico através do aprimoramento dos equipamentos de raios X, para obtenção de imagens com alta resolução espacial, empregando baixas doses de radiação X; com isso, diminuindo os diagnósticos falso-positivos ou falso-negativos (BUSHBERG et al., 2002; BUSHONG, 2010). Existem dois tipos de classificação de exame ou diagnóstico mamográfico (BUSHONG, 2010; MINISTÉRIOS DA SAÚDE (BRASIL)/INCA, 2007):

- Mamografia para rastreamento - que é um tipo de exame recomendado para mulheres assintomáticas a partir dos 40 até 69 anos, em intervalos regulares de tempo, com o objetivo de detectar possíveis anormalidades na mama.
- Mamografia diagnóstica - que é o exame realizado quando há sinais ou sintomas de câncer de mama.

Geralmente o diagnóstico de mamografia é realizado em duas posições ou incidência padrão para cada mama: craniocaudal (CC) e mediolateral oblíqua (MLO), como mostrado na figura 3.1 (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010).

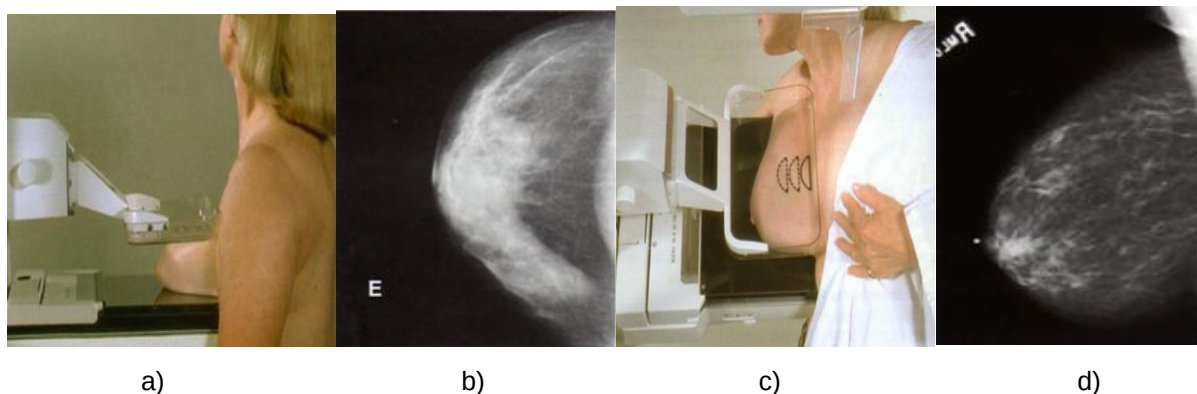


Figura 3.1 – Incidências na mamografia – a) Incidência craniocaudal, b) Imagem craniocaudal, c) Incidência mediolateral oblíqua, d) Imagem mediolateral oblíqua.

Fonte: Adaptado de: (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010).

Em algumas situações ou casos, para esclarecimento de dúvidas, são necessárias posições complementares ou especiais, que são realizadas para ampliar uma definida região de interesse: mediolateral (ML), craniocaudal exagerada (XCCL) e deslocamento de implante (DI), como mostrado na figura 3.2 (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010).

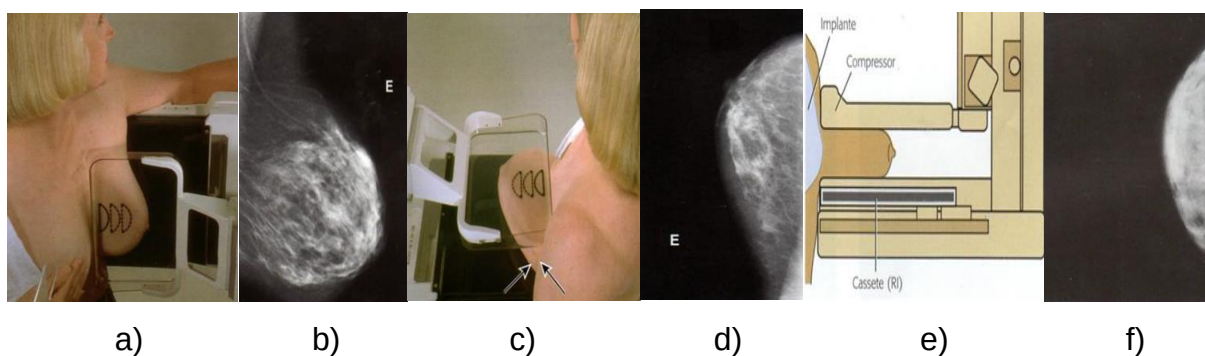


Figura 3.2 – Incidências complementares na mamografia – a) Incidência mediolateral, b) Imagem mediolateral, c) Incidência craniocaudal exagerada, d) Imagem craniocaudal exagerada, e) Deslocamento de implante, f) Imagem de deslocamento de implante.

Fonte: Adaptado de: (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010).

Na mamografia, o correto posicionamento da mama durante o exame, possibilita a incidência precisa e acurada do feixe de raios X sobre o tecido mamário, possibilitando o diagnóstico adequado (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010). O processo em mamografia envolve a exposição da mama a um feixe de raios X que é

parte absorvido, parte transmitido e parte espalhado, pelos tecidos mamários. Os fótons atenuados atravessam a grade anti-difusora e interagem com o receptor de imagem e são finalmente absorvidos como uma imagem latente sobre os dispositivos de gravação. Posteriormente, a imagem é processada, exibida para diagnóstico e arquivada. A figura 3.3 mostra esquematicamente o processo de obtenção da imagem descrito (MAHESH, 2004).

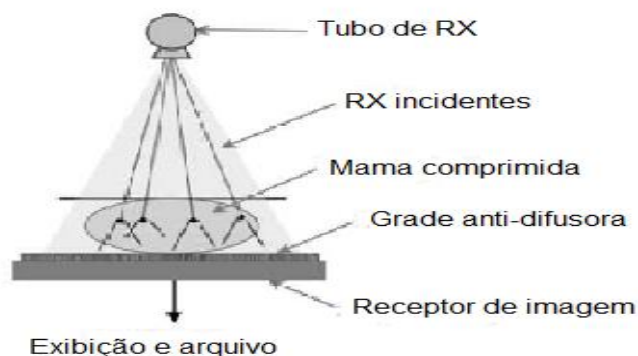


Figura 3.3 – Processo de aquisição da imagem em mamografia

Fonte: Adaptado de: (MAHESH, 2004).

3.1 Mamografia convencional

Na mamografia convencional, ou tela-filme, as fases de obtenção, apresentação e arquivamento da imagem acontece em um único meio, que é o filme ou película radiográfica, como mostrado na figura 3.4 (AGUILLAR; BAUAB; MARANHÃO, 2009).

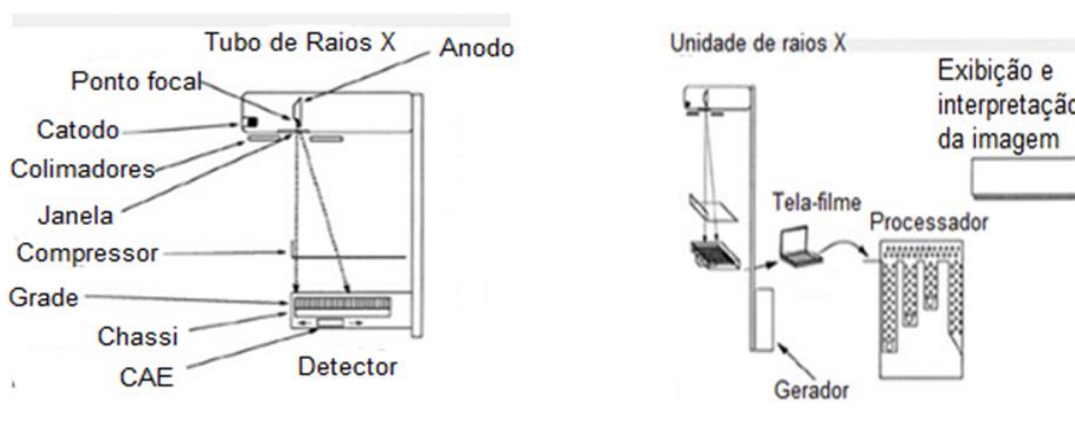


Figura 3.4 – Diagrama de funcionamento de um mamógrafo convencional.

Fonte: Adaptado de: (KOPANS, 2007).

A mamografia convencional ou tela-filme apresenta suas vantagens (AGUILLAR; BAUAB; MARANHÃO, 2009; CHEVALIER; TORRES, 2010), entre elas:

- A alta resolução espacial, de até 20 pares de linha por milímetro (lp/mm), que permite mostrar lesões microscópicas e microcalcificações presentes no tecido mamário;
- O alto contraste, que favorece ou facilita a visualização das diferenças muito sutis entre o tecido e as lesões;
- E a possibilidade de apresentação de várias imagens ao mesmo tempo, possibilitando a comparação entre as diferentes imagens feitas durante o rastreamento e com as incidências complementares feitas posteriormente.

O uso da tecnologia da mamografia convencional é relativamente de custo baixo, e a sua introdução no rastreamento do câncer de mama provocou uma diminuição significativa na taxa de mortalidade de pacientes por câncer de mama, além do filme possibilitar um armazenamento da imagem duradouro a um custo muito baixo (AGUILLAR; BAUAB; MARANHÃO, 2009).

Mesmo com as vantagens apresentadas anteriormente, o sistema de mamografia convencional apresenta algumas limitações (AGUILLAR; BAUAB; MARANHÃO, 2009; CHEVALIER; TORRES, 2010), incluindo:

- Sua estreita faixa de valores de tons de cinza ou alcance dinâmico reduzido, que é consequência do comportamento não linear da curva de resposta do filme;
- O processamento inadequado do filme e os artefatos de imagem introduzem limitações na qualidade da imagem, e com isso é exigido um grande empenho para manter uma boa resolução do contraste, pois uma baixa resolução do contraste, reduz a possibilidade de detectar diferenças sutis na densidade e composição dos tecidos ou estruturas que estão perto da borda da mama, devido baixa atenuação do feixe, ou no centro da mama, devido à alta atenuação;
- O ruído estrutural associado ao tamanho dos grãos da combinação do filme-tela intensificadora e a falta de uniformidade espacial da sensibilidade da tela de reforço; onde o ruído estrutural afeta principalmente a visualização das microcalcificações;

- Como o filme atua como o único meio de aquisição da imagem, armazenamento e apresentação, se alguns desses processos não estiver em condições adequadas, perde-se muito da qualidade geral da imagem da mama, levando o paciente a um novo exame ou a um diagnóstico incorreto;
- A incapacidade de modificar a imagem depois do filme revelado também leva o paciente a um novo exame e a exposição aos raios X;
- As mamas densas reduzem a sensibilidade da mamografia convencional, devido à dificuldade para identificar nódulos e microcalcificações nas imagens obtidas de tecido mamário denso.

3.2 Mamografia digital

O desenvolvimento da mamografia digital, em parte, deu-se com o objetivo de superar algumas das deficiências da mamografia convencional (RODRIGUES; CALAS; NADRUZ, 2008). A mamografia digital é uma técnica radiográfica na qual o sistema filme-tela intensificador utilizado como receptor da imagem da mamografia convencional é substituído por um sistema de radiografia digital (detector eletrônico) ou por um sistema de radiografia computadorizada (placa de imagem de fósforo fotoestimulável), como mostrado na figura 3.5 (AGUILLAR; BAUAB; MARANHÃO, 2009).

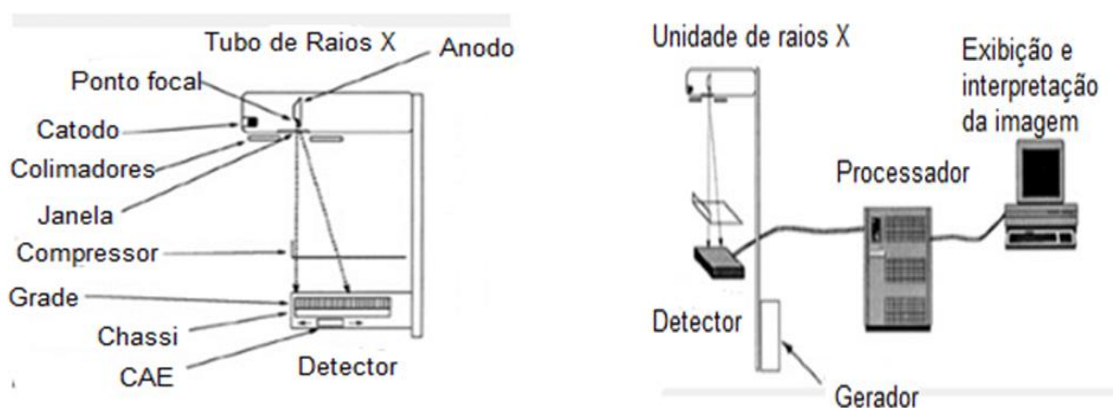


Figura 3.5 – Diagrama de funcionamento de um mamógrafo digital.

Fonte: Adaptado de: (KOPANS, 2007).

A característica fundamental da mamografia digital está no processo de aquisição de imagem, exposição e o armazenamento das imagens são feitos

independentemente um do outro, permitindo a otimização de cada um dos processos (AGUILLAR; BAUAB; MARANHÃO, 2009; FREITAS et al., 2006; RODRIGUES; CALAS; NADRUZ, 2008).

Na mamografia digital do campo total (FFDM – *Full-Field Digital Mammography*) o detector deixa de ser o filme radiográfico e passa a ser um conjunto de semicondutores que recebem a radiação e a transformam em sinal elétrico, que, por sua vez é transmitido para um computador que processa e pode exibir a imagem (AGUILLAR; BAUAB; MARANHÃO, 2009; CHEVALIER; TORRES, 2010; FREITAS et al., 2006). Para esse tipo de mamografia, as perspectivas são:

- Maior capacidade de caracterização das lesões e microcalcificações;
- Redução da dose de radiação recebida pela paciente;
- O detector tem maior escala dinâmica de tons de cinza (dynamic range) do contraste, o que permite o uso da combinação alvo/filtro em um número maior de imagens sem degradação da qualidade da imagem;
- Menor número de repetições de exames devidos imagens insatisfatórias;
- Possibilidade de ampliação digital da imagem após a aquisição no monitor, sem necessidade de reconvocação da paciente.

3.3 Tomossíntese mamária digital

A mamografia é o mais eficaz e preciso método para detectar pequenas lesões malignas da mama. Mas também é reconhecido que entre 15% a 30% das neoplasias da mama não sejam detectadas com a mamografia convencional ou mamografia digital, devido ao efeito da sobreposição de tecido da mama, que pode ocultar tumores ou ainda fazer estruturas normais parecerem suspeitas (BAPTISTA et al., 2015a; DI MARIA et al., 2014; PARK et al., 2015).

A técnica mamográfica tridimensional (3D), conhecida como tomossíntese mamária digital, foi desenvolvida com objetivo de ultrapassar as limitações da mamografia convencional e da digital (BAPTISTA et al., 2015a; KOPANS, 2007; RAFFERTY et al., 2013).

3.3.1 Equipamento

A tomossíntese mamária digital consiste na utilização do mesmo equipamento de raios X convencionais e dos componentes básicos de sistemas da mamografia digital, incluindo um suporte de mama e a placa de compressão da mama (BAKER; LO, 2011; SECHOPOULOS, 2013).

Um equipamento de tomossíntese é um sistema de mamografia digital modificado, que possibilita que as imagens sejam obtidas em qualquer orientação, incluindo craniocaudal (CC) ou mediolateral oblíquo (MLO), como na mamografia convencional. O seu diferencial está na condição que o tubo de raios X se movimenta em pequenos ângulos limitados, de forma contínua ou pausada com a mama comprimida estática, durante um tempo de exposição curto; o detector pode permanecer estático ou girar (BAKER; LO, 2011; FENG; SECHOPOULOS, 2012; SECHOPOULOS, 2013; VEDANTHAM et al., 2015). A figura 3.6 apresenta um esquema geométrico simplificado de um sistema de tomossíntese.

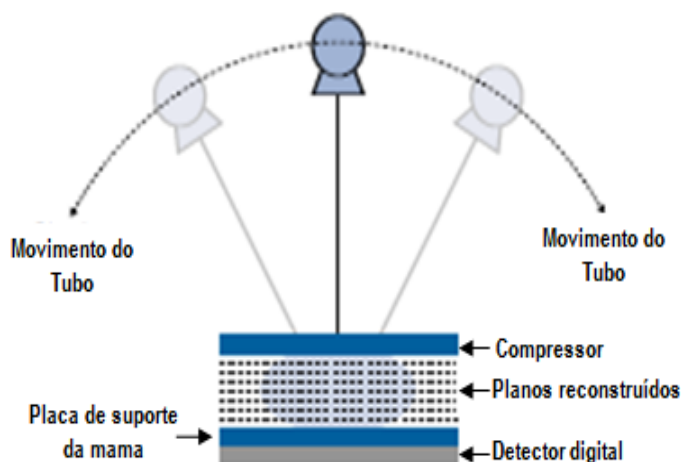


Figura 3.6 – Geometria da mamografia para a tomossíntese

Fonte: Adaptado de: (MAHESH, 2004).

As mais importantes diferenças entre tomossíntese e a mamografia estão no intervalo angular, número de projeções, algoritmos de reconstrução e movimento do tubo. Na tabela 3.1 apresentamos os vários aparelhos de tomossíntese e algumas especificações de cada um deles (BAKER; LO, 2011; RODRÍGUEZ-RUIZ et al., 2016; ROTH et al., 2014; SECHOPOULOS, 2013; SECHOPOULOS et al., 2014; VEDANTHAM et al., 2015):

Tabela 3.1 – Especificações e marcas dos aparelhos de tomossíntese.

Especificações	Sistema da tomossíntese				
	GE Essential	Hologic Selenia Dimensions	IMS Giotto TOMO	Philips MicroDose	Siemens MAMMOMAT Inspiration
Tipo de detector	^a a-Si conversão indireta	^b a-Se conversão direta	a-Se conversão direta	Si	a-Se conversão direta
Tamanho do detector (cm)	24 x 30	24 x 29	24 x 30	21linha x 24 cm	24 x 30
Movimento do detector	Estático	Rotativo	Estático	Varredura de fenda contínua	Estático
Alvo do tubo de raios X	Mo ou Rh	W	W	W	W
Filtração do tubo de raios X	0,03 mm de Mo ou 0,025 mm de Rh	0,7 mm de Al	0,05 mm de Rh ou 0,05 mm de Ag	0,5 mm de Al	0,05 mm de Rh
Movimento do tubo de raios X	Passo e disparo	Contínuo	Passo e disparo	Contínuo	Contínuo
Intervalo angular (grau)	±12,5	±7,5	±20	11	±25
Número de projeções	9	15	13	21	25
Tempo de varredura (s)	7	3,7	12	3-10	25
Voltagem do tubo (kVp)	Mo/Mo: 24-30 Mo/Rh: 26-32 Rh/Rh:26-40	26-40	W/Rh:23-35 W/Ag:23-25	26-38	23-35
Método de reconstrução	^d Iterativo	^c FBP	Iterativo com variação total de regularização	Iterativo	FBP

^a a-Si conversão indireta: amorfo-Silício conversão indireta é baseado na tecnologia do cintilador, que converte os raios X primeiramente em luz e depois novamente para sinais de vídeo.

^b a-Se conversão direta: é quando o detector direto converte diretamente os raios X em sinais elétricos através da conversão de camada amorfo-Selênio (a-Se) de forma rápida e sem utilização do processo de conversão de luz.

^c FBP (*Filtered Back Projection*): consiste basicamente na filtragem das projeções no espaço de frequências usando um filtro rampa e, os perfis de projeção são processados convertendo-os com uma função matemática adequada antes de projetá-los de volta, a fim de melhorar a imagem.

^d Reconstrução iterativa: considera um valor médio de atenuação para cada coluna ou linha da imagem. A partir deste pressuposto, compara os resultados obtidos com a média previamente estabelecida e trata de fazer os

ajustes necessários, adicionando e subtraindo valores de densidades para cada elemento da imagem, até a sua reconstrução final.

Molibdênio (Mo), Tungstênio (W), Ródio (Rh), Prata (Ag) e Alumínio (Al).

3.3.2 Aquisição da imagem em tomossíntese

A tomossíntese proporciona aquisição de um número limitado de imagens da mama através de múltiplas angulações e de exposições de pequenas doses de radiação X em cada aquisição (corresponde a 5% a 10% da dose de aquisição de mamografia digital), enquanto o tubo de raio X se movimenta em torno da mama que se encontra comprimida. Os dados dessas imagens de baixa dose de projeção são então trabalhados usando algoritmos de reconstrução semelhantes aos exames de tomografia computadorizada (CT) para produzir imagens em corte transversal, com espessura de corte de 1 mm, que constituem as projeções de estruturas a diferentes alturas da mama obtidas a partir de diferentes ângulos (BAKER; LO, 2011; SMITH, 2008).

Os vários parâmetros de aquisição das imagens, incluindo amplitude angular, número de projeções e método de reconstrução das imagens, são adaptados conforme as especificações de cada fabricante, como apresentado na tabela 3.1. Esses parâmetros têm que ser otimizados, para se obter informações com qualidade, em curto tempo de exposição da paciente, de forma a evitar artefatos decorrentes de movimentos da ampola, que deteriorariam a qualidade da imagem (SECHOPOULOS, 2013; SMITH, 2008). Quando um objeto é projetado em um tubo de raio X em movimento, as imagens de absorção única serão distintas e fornecerão informações extras sobre a localização espacial das várias massas opacas no objeto e podem gerar fatias paralelas ao plano do detector, como mostrado na figura 3.7.

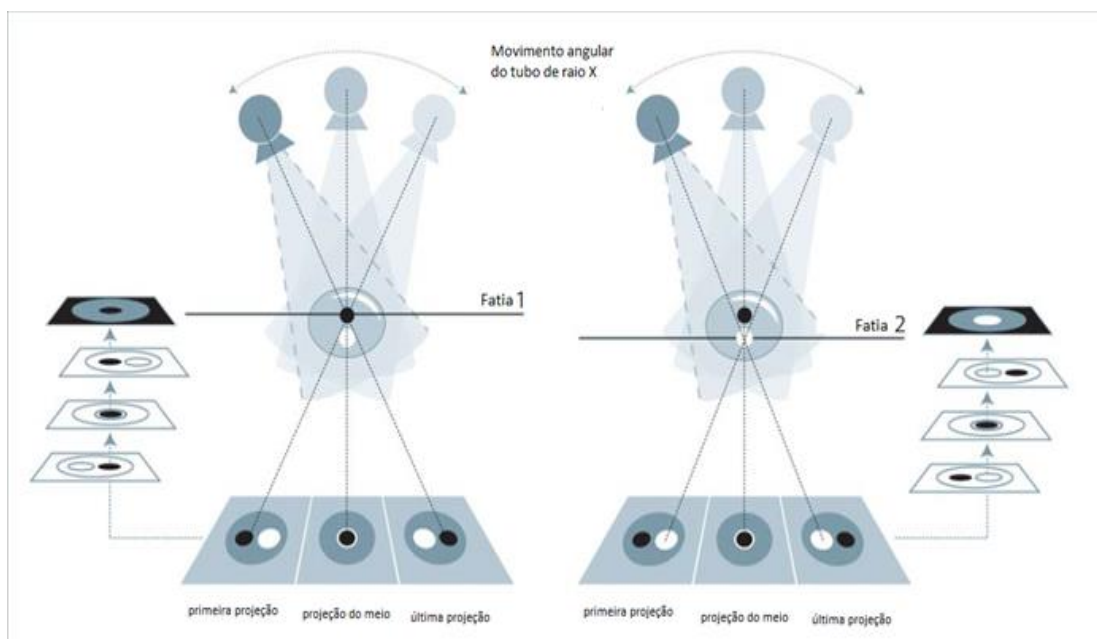


Figura 3.7 – Esquema de aquisição das imagens em diferentes ângulos

Fonte: adaptado de: (SIEMENS, 2012a).

3.3.3 Vantagens e desvantagens da tomossíntese

A tomossíntese mamária digital apresenta as vantagens da mamografia digital, como reprodutibilidade, menor ruído, menos artefatos, processamento de imagem digital e além destas vantagens mencionadas, a tomossíntese apresenta outras vantagens que beneficiará a área da saúde (AGUILLAR; BAUAB; MARANHÃO, 2009; PARK et al., 2007; SMITH, 2008), como:

- Aquisição de múltiplas imagens da mama em 3D (tridimensional);
- Diminuição ou eliminação da sobreposição de tecidos;
- Melhor definição de nódulos, das margens, e do número de achados associados (ductos dilatados ou vasos e microcalcificações);
- Localização tridimensional mais precisa do tumor, com isso facilitando a sua remoção em caso de cirurgia;
- A tomossíntese mamária digital requer menos compressão do que a mamografia convencional e digital, pois não é necessário comprimir e espalhar o tecido mamário paralelamente ao detector. A compressão na tomossíntese tem apenas o objetivo de imobilizar a paciente e minimizar a dose de radiação ao reduzir a espessura da mama;
- Melhor imagem das mamas densas.

As desvantagens da tomossíntese devem-se principalmente (AGUILLAR; BAUAB; MARANHÃO, 2009; PARK et al., 2007) a:

- Aparecimento de artefatos de movimentos, que são mais comuns devido ao movimento do tubo de raio X;
- Análise das imagens tridimensionais, que exige mais tempo para o diagnóstico;
- Necessidade de habituação por parte dos técnicos e especialistas às novas características apresentadas pela tomossíntese mamária digital;
- Maior tempo para a realização do exame, que é dependente de equipamento para equipamento de tomossíntese, podendo ser um incômodo à paciente e ao técnico; apesar de não estar relacionado a uma maior exposição da paciente a radiação.

4 MÉTODO DE MONTE CARLO

O método de Monte Carlo se baseia principalmente na simulação de variáveis aleatórias, é atualmente, o instrumento matemático frequentemente utilizado em diversas áreas da ciência e da engenharia para simulação de problemas que podem ser representados por processos estocásticos (YORIYAZ, 2009). O nome “Monte Carlo” como método matemático foi utilizado pela primeira vez por cientistas quando trabalhavam no desenvolvimento de armas nucleares em Los Alamos, nos Estados Unidos da América, e a denominação do método provém de Monte Carlo, cidade do principado de Mônaco, célebre pelo seu cassino e jogo de azar (KALOS; WHITLOCK, 2008).

O método de Monte Carlo se tornou bastante presente em Física Médica nos últimos anos, pelas muitas aplicações diferentes deste método. O foco principal em Física Médica é a utilização em simulação de transporte de radiação, especialmente para avaliação de dose em procedimentos diagnósticos, e terapêuticos (ROGERS, 2006; YORIYAZ, 2009).

O método de Monte Carlo obtém respostas simulando partículas individuais e registrando alguns aspectos (*tallies*) em comportamento médio das partículas (BRIESMEISTER, 2000). O comportamento médio das partículas é retratado em termos de grandezas macroscópicas, como fluxo ou densidade de partículas. Como no transporte de radiação, as coordenadas das partículas individuais mudam

aleatoriamente à medida que interagem com o meio, obedecendo à equação de transporte Boltzman, que é um método amplamente utilizado em Física Médica para estimar o fluxo de radiação ou a dose absorvida (YORIYAZ, 2009).

No método de Monte Carlo, para a simulação dos processos físicos não há necessidade de se descreverem as equações matemáticas que representam o comportamento do sistema estudado; o único requisito necessário é que o processo físico possa ser retratado por funções densidades de probabilidade (PDF). Essas funções delineiam os processos físicos relacionados ao fenômeno em questão, a partir da observação do comportamento de um número grande de eventos individuais (YORIYAZ, 2009). Cada conjunto de eventos que determina uma partícula, desde o momento em que ela é emitida pela fonte até o momento em que é absorvida ou escapa do sistema, é denominado de história da partícula (YORIYAZ, 2009).

O método de Monte Carlo é particularmente útil para resolver problemas complexos que não podem ser modelados por códigos de computador que se utilizam de métodos determinísticos (BRIESMEISTER, 2000).

A solução de um problema com o método de Monte Carlo constitui-se em realizar uma simulação matemática do fenômeno físico de interesse. O cálculo de Monte Carlo é iniciado com a descrição de um modelo que representa o sistema real. Depois disso, são simuladas as interações da radiação por meio de amostras aleatórias das PDF que caracterizam os processos físicos (YORIYAZ, 2009).

A melhoria da qualidade do comportamento médio do sistema ou da precisão dos cálculos das doses está relacionada com o número de interações naquele volume de interesse, as principais discussões a respeito da simulação do transporte de radiação consistem em quantas histórias, ou horas de simulação são necessárias para se obter uma incerteza aceitável, que geralmente está em torno de 5% (YORIYAZ, 2009).

4.1 O Código de Transporte de Radiação MCNPX

O MCNPX (Monte Carlo N-Particle eXtended) é um código computacional baseado na simulação do transporte de radiação pelo Método de Monte Carlo, desenvolvido e mantido por Los Alamos National Laboratory, nos Estados Unidos da América. O MCNPX começou em 1994 como uma extensão do MCNP4B e LAHET 2.8. Assim, é uma extensão formal do MCNP para todas as partículas e de todas as

faixas de energias. Com isso, foi possível a melhoria de modelos de simulação física, a formulação de redução de variância adicional e de técnicas de análise de dados, com inclusão de medições de seção de choque etc. (PELOWITZ, 2011).

4.1.1 Estrutura do arquivo de entrada

A estrutura do arquivo de entrada, chamado de inp, é composta por linhas de comandos que não podem extrapolar 80 colunas. A sua estrutura principal do arquivo está dividida em três cartões ou blocos, que representam os cartões de célula, cartões de superfície e os cartões de dados. Essa estrutura deverá conter as informações acerca da geometria do problema, a descrição dos materiais, a escolha da seção de choque, a característica da fonte e tipos de resposta desejada que envolvam o problema físico. Os cartões ou blocos serão separados por uma linha em branco que determina o fim do cartão.

4.1.2 Cartão ou Bloco de Célula

Nesta parte do arquivo é especificada a geometria física do problema simulado. O número de célula é o primeiro registro e não deve ultrapassar cinco colunas ou dígitos. A delimitação da célula das regiões é feita pela combinação de operadores booleanos (sistema utilizado para determinar a combinação entre os termos ou expressões). Na geometria do problema é descrito um número para o material da célula, a descrição do material, a densidade do material e a especificação completa da geometria da célula. A figura 4.1 mostra um exemplo de uma linha do cartão de célula.

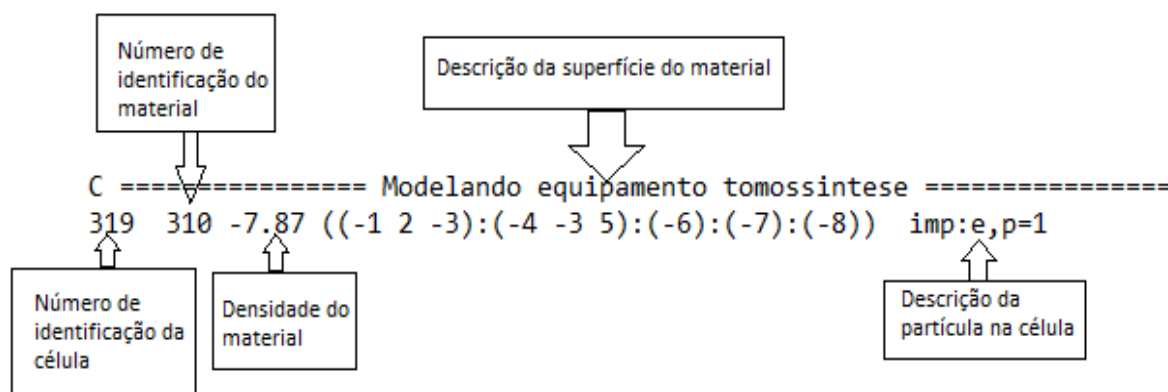


Figura 4.1: Célula que define o equipamento de Tomossíntese.

Quanto à especificação da densidade do material, se for positiva, a densidade é interpretada como em unidades de átomos/cm³, e se for negativa é interpretada como em unidade de g/cm³. Nenhuma descrição de densidade é inserida quando a célula é vazia.

4.1.3 Cartão ou Bloco de Superfícies

Para definição do cartão da superfície geométrica que delimita as células, o número da superfície é a primeira entrada, e na qual cada tipo de superfície é definido por um alfabeto ou caractere mnemônico que indica o tipo e os coeficientes numéricos da equação da superfície registrado no inp. A tabela 4.1 mostra alguns dos mnemônicos possíveis no código MCNPX.

Tabela 4.1 – Alguns mnemônicos para a construção de superfícies no MCNPX (PELOWITZ, 2011).

Mnemônicos	Tipo de superfície	Descrição	Equação	Parâmetros
P	Plano	Geral	$Ax + By + Cz + D = 0$	A B C D
S0	Esfera	Centrada na origem	$x^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
CX	Cilindro	No eixo x	$y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
KX	Cone	No eixo x	$\sqrt{(y^2 + z^2)} - t(x - \bar{x}) = 0$	$\bar{x} \ t^2 \pm 1$

4.1.4 Cartão ou Bloco de Dados

No cartão ou bloco de dados serão definidos os parâmetros físicos do problema, como os tipos de partículas que serão transportados, a fonte, a descrição do material que compõem as células e o número de histórias ou resposta esperado na simulação. Esse cartão é subdividido em algumas categorias e disponibilizado como (PELOWITZ, 2011):

- *Mode Card*: define o tipo de radiação considerado na simulação:
 Mode N – Transporte de nêutrons
 Mode P – Transporte de fótons
 Mode E – Transporte de elétrons
- *IMP Card*: são os parâmetros dos cartões de célula e superfícies. São entradas de correspondência para os cartões de células ou superfície que aparecem no início do arquivo, indicando a importância da partícula a ser simulada. O IMP:

N ou P ou E é o mnemônico que determina a importância da célula, tanto para finalizar a história da partícula, quanto para separar as regiões de maior importância. As regiões de menor importância são representadas por (0) e as de maior importância por (1).

- *Source Card*: o cartão que define os parâmetros da fonte de radiação, como a posição da fonte, tipo de partícula, energia inicial e outras informações necessárias para caracterizar uma fonte de radiação.
- *Tally Card*: o cartão do “tally” define o tipo de resposta que se espera na saída. A resposta que o MCNPX irá estabelecer é baseada na escolha de comando do “tally”, que são contadores estatísticos usados para especificar a grandeza utilizada no resultado. A tabela 4.2 mostra alguns mnemônicos de grandezas calculadas pelo “tallies” no código MCNPX (PELOWITZ, 2011).

Tabela 4.2 – Grandezas calculadas no MCNPX.

Mnemônicos	Descrição da grandeza (Fn)	Unidade (Fn)	Unidade (*Fn)
FN1:<pl>	Corrente integrada sobre uma superfície	Partículas	MeV
Fn2:<pl>	Fluxo médio sobre uma superfície	Partículas/cm ²	MeV/cm ²
Fn4:<pl>	Fluxo médio sobre uma célula	Partículas/cm ²	MeV/cm ²
Fn5a:N ou Fn5a:P	Fluxo em um detector pontual ou um anel	Partículas/cm ²	MeV/cm ²
Fn6:<pl>	Energia média depositada sobre uma célula	MeV/g	Jerks/g
+F6	Energia depositada devido a colisões	MeV/g	N/A
Fn7:N	Energia média de fissão depositada sobre uma célula	MeV/g	Jerks/g
Fn8:<pl>	Energia de distribuição de pulsos criados num detector	Pulsos	MeV
+Fn8:<pl>	Deposição de energia	Carga	N/A

Os “tallies” são identificados pela letra “n”, que representa um valor numérico na identificação de “tallies” do mesmo tipo de problema. Os “tallies” são dados pelos números 1, 2, 4, 5, 6, 7, 8 ou incremento de 10 para especificar o tipo de grandeza que se espera, sendo <pl> a célula onde se quer obter a resposta na simulação.

4.1.5 Especificação dos Materiais

No cartão de materiais, os materiais são identificados pela sua composição isotópica e pelo identificador alfanumérico da seção de choque. A estrutura dos materiais é dada por (PELOWITZ, 2011):

Mm ZAID₁ fração₁ ZAID₂ fração₂ ...

A letra “m” representa o cartão do número de identificação e ZAID (*Nuclide Identification Number*) o número usado para identificar o elemento ou nuclídeo desejado.

O formato ZAID_n é representado numericamente por ZZZAAA.nnX, sendo ZZZ o número atômico do elemento, AAA o número de massa do elemento, nn o identificador da biblioteca de seção de choque e X a classe de dados.

4.1.6 Dados de Saída, resultado do MCNPX

O resultado da simulação é armazenado em um arquivo de saída no código MCNPX, que corresponde à média de um grande número de variáveis ou histórias; esse número dependerá somente da precisão que se espera conseguir na solução do problema simulado. O arquivo contém as informações sobre o tipo de interação das partículas, descrição de cada comando “tally”, composição dos materiais etc. A grandeza calculada no MCNPX é estimada pelo valor de erro relativo (R), que representa a razão entre o desvio padrão de valores médios ($\sigma_{\bar{X}}$) e a média verdadeira $\bar{X}$ de todas as histórias:

$$R = \frac{\sigma_{\bar{X}}}{\bar{X}} \quad (4.1)$$

Com o erro relativo (R) é possível avaliar a confiabilidade dos valores obtidos pelo Método de Monte Carlo. A tabela 4.3 mostra uma classificação, fornecida por BRIESMEISTER (2000), empregada para definir a confiabilidade dos cálculos do transporte de radiação usados no Método de Monte Carlo.

Tabela 4.3 – Classificação do erro relativo (R) BRIESMEISTER (2000)

Valores do erro relativo	Classificação da grandeza calculada
0,5 a 1	Descartável
0,2 a 0,5	Pouco confiável
0,1 a 0,2	Questionável
< 0,1	Geralmente digna de confiança, exceto para detectores pontuais
< 0,05	Geralmente digna de confiança

5 SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS COMPUTACIONAIS

A dosimetria de radiação visa determinar a distribuição da dose de energia depositada em várias partes do corpo humano por fontes de radiação externas ou internas (XU; ECKERMAN, 2010).

A precisão da dosimetria de radiação é fundamental, mas também bastante limitada por algumas razões, que incluem a existência de diversos cenários de exposição, que resulta da relação espacial e temporal entre a fonte e o corpo humano. Uma exposição pode envolver vários tipos de radiação distintas, incluindo fótons, elétrons, nêutrons. Como corpo humano é composto por tecidos ou órgãos não heterogêneos de várias formas geométricas e densidades, essa variedade leva a padrões complexos de interação da radiação. Sendo assim, a medição direta de doses de radiação deve ser feita com a utilização de dosímetros posicionados estrategicamente em regiões dos órgãos do corpo, e isso não é possível (XU; ECKERMAN, 2010).

Para estimar a dose em órgãos selecionados de interesse podem ser utilizados simuladores antropomórficos computacionais que representam a anatomia humana adulta ou pediátrica, contendo dados sobre os elementos que constituem os órgãos e tecidos por meio de cálculos empregando o Método de Monte Carlo. Esses simuladores tornaram-se uma ferramenta importante e poderosa na proteção radiológica em diferentes cenários de exposição (XU; ECKERMAN, 2010).

Os primeiros modelos de simuladores computacionais foram construídos em 1969 para calcular a avaliação do efeito da radiação ionizante (SNYDER; FORD; WARNER, 1969), sendo conhecidos como simuladores matemáticos. Esses são construídos a partir de equações matemáticas que representam os órgãos e tecidos como combinações e interseções de plano, esferas, elipsoide, cilindros, tiroides etc., como representado na figura 5.1 (ICRP 110, 2009). Contudo, os simuladores matemáticos, mesmo significando um grande avanço na representação da anatomia humana, ainda possuem uma grande limitação no que diz respeito ao número de órgãos, quanto à distribuição, localização, tamanho e composição química e física deles, não sendo muito fidedignos.

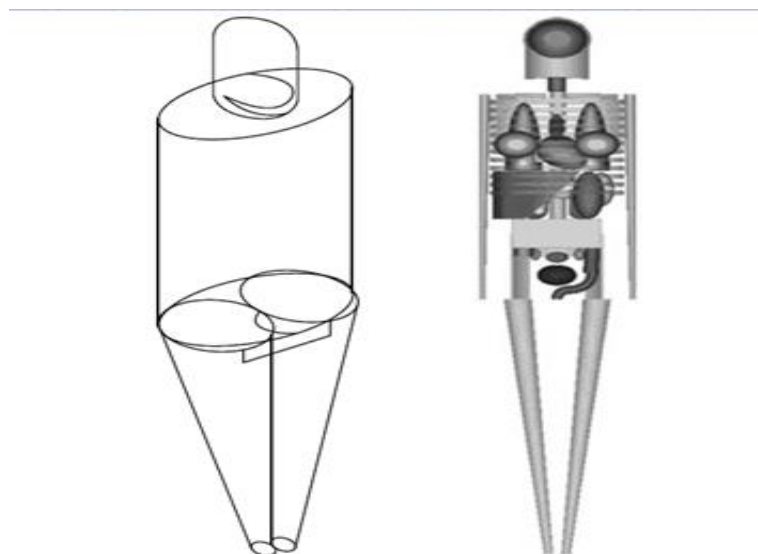


Figura 5.1 – Representação de um simulador matemático.

Fonte: Adaptado de: (XU; ECKERMAN, 2010).

Devido à limitação imposta pela complexidade da anatomia humana quanto ao modelo de simulação matemática, apareceu uma nova tendência na construção de simuladores antropomórficos. Como resultado, simuladores mais realistas são desenvolvidos a partir de imagens de tomografia computadorizada ou ressonância magnética, sendo conhecidos como simuladores voxel (VOLUME piXEL). Tal modelo de simulador se baseia em imagens obtidas dos componentes internos e externos da anatomia do corpo de uma pessoa real (KRAMER et al., 2003).

O simulador antropomórfico voxel é construído a partir da voxelização e superposição das imagens segmentadas por tomografia computadorizada ou da ressonância magnética, e estas imagens segmentadas são transformadas em uma matriz tridimensional de voxel, com cada voxel contendo as informações da composição química e física dos órgãos e tecidos da anatomia humana. A cada voxel é atribuído um tom de cinza que possibilita diferenciar os órgãos e tecidos (KRAMER et al., 2003, 2004; LEE et al., 2007). A figura 5.2 mostra o processo de construção de um simulador voxel a partir da aquisição de uma imagem de tomografia computadorizada ou ressonância magnética.

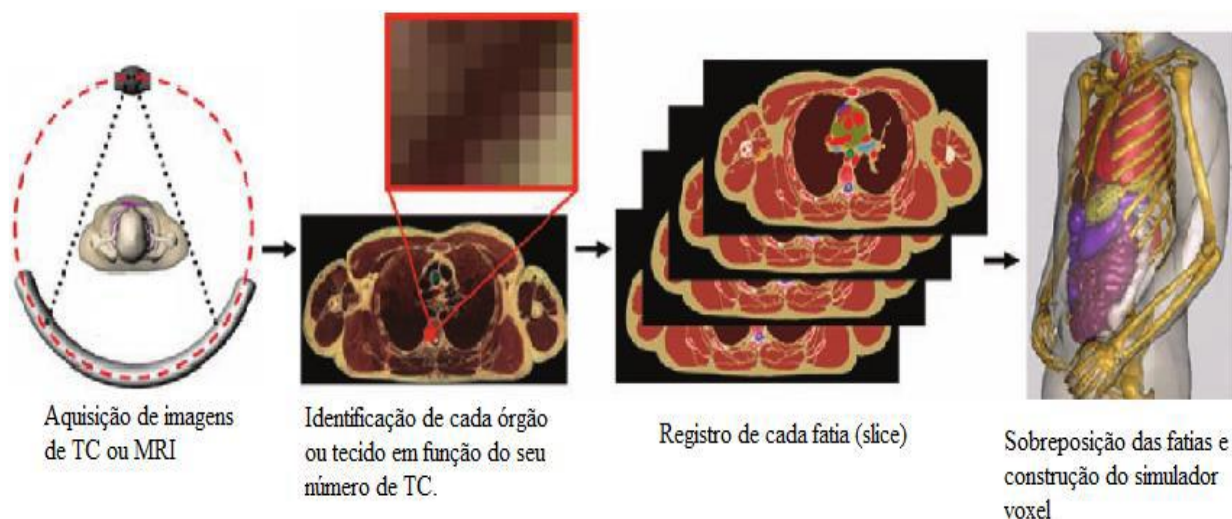


Figura 5.2 – Ilustração do processo da construção de um simulador voxel.

Fonte: Adaptado de (XU; ECKERMAN, 2010).

Porém, mesmo com um realismo anatômico bastante considerável, o simulador antropomórfico voxel é resoluto e difícil de sofrer modificações anatômicas. Por isso foram desenvolvidos modelos de simuladores antropomórficos híbridos, em que a superfície de uma imagem voxelizada é incorporada a uma ferramenta NURBS (*Non Uniform Rotation B-Spline*). Os simuladores híbridos permitem alterações no contorno das estruturas externas e internas, possibilitando alcançar maior um realismo anatômico (LEE et al., 2007). A figura 5.3 mostra um simulador híbrido adulto em 3D, com os contornos do corpo semitransparente, para melhor visualização da anatomia interna.



Figura 5.3- Representação de um simulador antropomórfico híbrido.

Fonte: Adaptado de: (LEE et al., 2010).

Além desses simuladores antropomórficos citados, ainda existe uma outra classe de simuladores criados a partir de superfícies de polígonos de malhas, conhecidos como simuladores mesh. Os simuladores mesh tem a sua superfície composta por conjuntos de vértices, arestas e faces que descrevem a forma do objeto em 3D, representando o corpo humano com curvas mais suaves. Esses simuladores são construídos sem precisar dos recursos da tomografia computadorizada ou ressonância magnética (CASSOLA; KRAMER; LIMA, 2010). A figura 5.4 mostra algumas representações de simulador em superfície mesh.

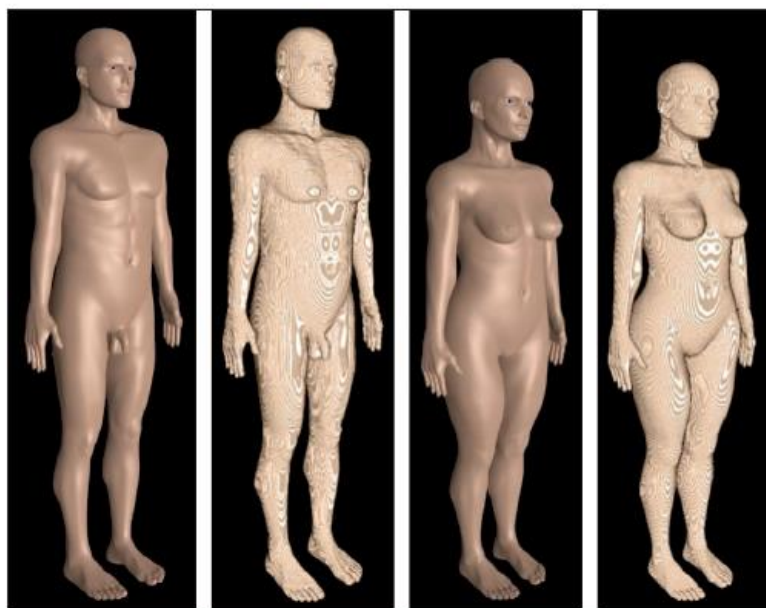


Figura 5.4 – Representação de superfícies: MASH polígono mesh, MASH voxalizada, FASH polígono mesh e FASH voxalizada, da esquerda para direita.

Fonte: Adaptado de: (CASSOLA; KRAMER; LIMA, 2010).

Após a construção, os simuladores antropomórficos são introduzidos em códigos computacionais que simulam o transporte de radiação baseado pelo Método de Monte Carlo.

6 MATERIAIS E MÉTODOS

Esta seção é dedicada à apresentação da metodologia e materiais utilizados no desenvolvimento deste projeto. O código MCNPX foi utilizado para simular o transporte de fótons através do simulador antropomórfico adulto feminino, com objetivo de obter as doses absorvidas nos órgãos e tecidos do corpo feminino.

6.1 Materiais Utilizados

6.1.1 Aparelho de tomossíntese

A pesquisa neste trabalho foi realizada em um aparelho de tomossíntese mamária digital, modelo MAMMOMAT Inspiration, fabricado pela Siemens, instalado na Clínica de Medicina Nuclear Endocrinologia e Diabetes, Climedi, em Aracaju, Sergipe. As especificações técnicas do aparelho estão detalhadas na tabela 3.1, com exceção do intervalo angular do tubo de raios X, que esteve definido entre -15° a $+15^{\circ}$ para as análises realizadas neste trabalho. Como o incremento da angulação é de 2° para cada projeção, conforme especificado no manual do MAMMOMAT Inspiration (SIEMENS, 2015), o número de projeções máxima é 15 em cada conjunto de exposição em cada aquisição de projeção. A figura 6.1 mostra o aparelho da Siemens utilizado nesta pesquisa.



Figura 6.1 – Aparelho de tomossíntese da Siemens instalado na Climedi (Fonte: o autor).

6.1.2 Dosímetro

Para as medições do kerma no ar foi empregado o kit Accu Gold Radcal, calibrado em março de 2015 (RE n°: LPR-C-0006-15; LabPROSAUD). Esse multissensor mede dose para medições da faixa mamográfica, taxa de dose, tempo de exposição, tensão de pico (kVp), FFT (*Fast Fourier Transform*), flash HVL (*Half Value Layer*) e filtração de feixe. Uma fotografia do multissensor utilizado nesta pesquisa pode ser visto na figura 6.2.



Figura 6.2 – Multissensor AGMS-M da Radcal.

Fonte: Adaptado de: www.radcal.com

6.2 Métodos

Os procedimentos realizados foram em uma sequência de várias etapas, que visaram, por um lado, estimar a dose em exames de tomossíntese mamária digital e, por outro, empregar o Método de Monte Carlo para simular os cenários relacionados ao exame.

6.2.1 Determinação da taxa de dose experimental

Para obtenção dos valores da dose foi utilizado o multissensor AGMS-M posicionado adequadamente no aparelho de tomossíntese. Considerou-se a incidência craniocaudal nos exames. Os parâmetros do tubo de raios X foram: alvo de tungstênio/ródio (W/Rh); tensão aplicada à ampola igual à 24 kVp, 28 kVp ou 30 kVp, e produto da corrente elétrica do tubo pelo tempo de exposição de 110 mAs em modo mamografia e tomossíntese. Os valores das doses absorvidas definidas com o medidor foram usados para determinar as doses no exame de tomossíntese e, ao mesmo tempo, validar os valores das doses absorvidas encontradas na simulação computacional com o código MCNPX.

6.2.2 Elaboração do cenário virtual de exame da tomossíntese no MCNPX

Para a simulação no MCNPX, primeiramente, foi necessário conhecer a geometria e as características físicas do aparelho de tomossíntese, incluindo o painel de controle, e também da sala em que ele se encontra instalado. Algumas especificações do aparelho estão apresentadas na tabela 3.1; informações mais completas estão disponíveis no manual do equipamento (SIEMENS, 2015). A figura 6.3 e 6.4 mostram as dimensões do aparelho e do painel de controle, consideradas aqui como de maior relevância para a criação do cenário no código MCNPX. As dimensões em centímetros estão apresentadas diante dos parênteses; dentro dos parênteses estão as dimensões em polegadas.

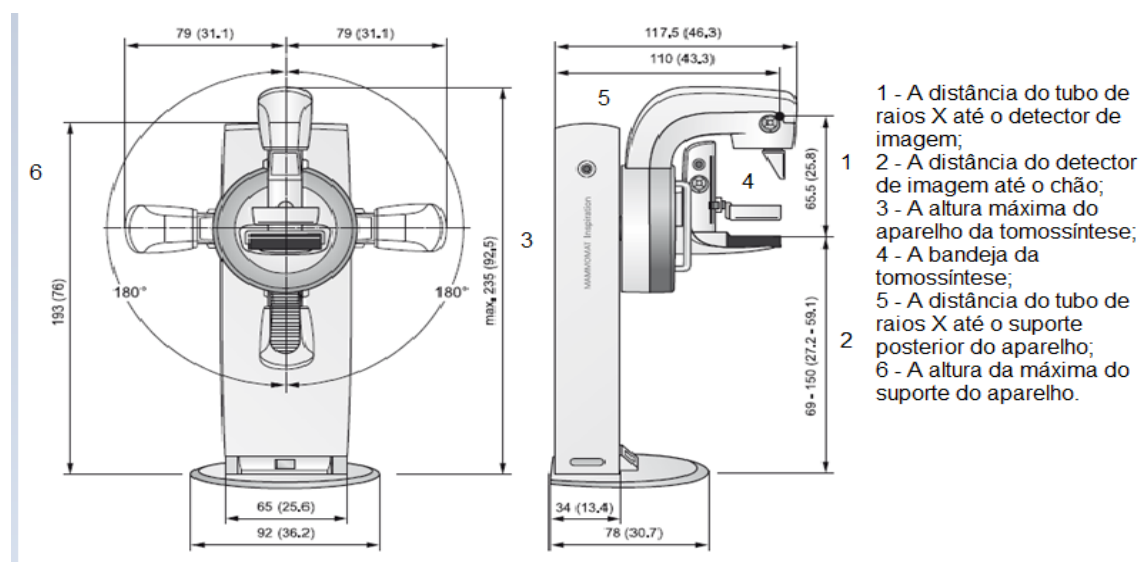


Figura 6.3 – Especificações da MAMMOMAT Inspiration da Siemens

Fonte: Adaptado de: (SIEMENS, 2015).

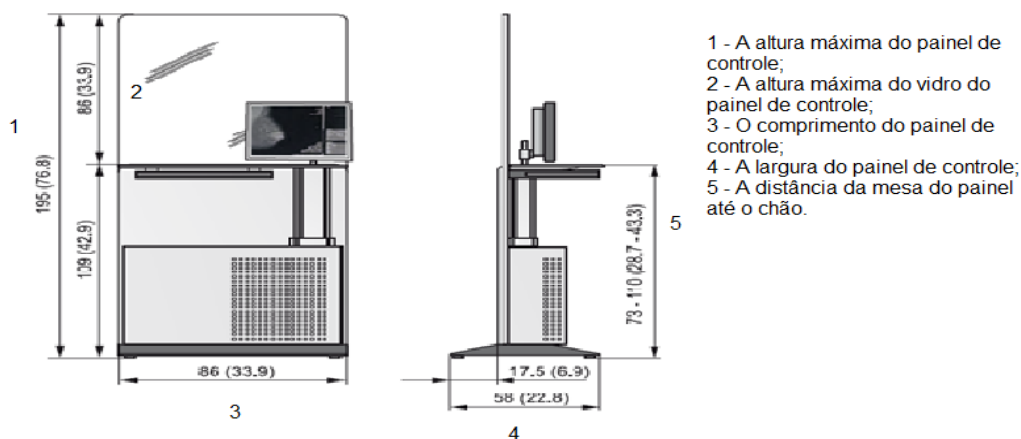


Figura 6.4 – Painel de controle da Siemens

Fonte: adaptado de: (SIEMENS, 2015).

A sala tem dimensões de 3,10 m (largura), 5,27 m (comprimento) e 3,10 m (altura).

Para se ter êxito na simulação do transporte de radiação em tomossíntese utilizando o Método de Monte Carlo é essencial o conhecimento preciso do espectro energético da fonte. Os espectros de energia utilizados nas simulações da tomossíntese foram obtidos por meio do programa de geração de espectros *Siemens X-ray Toolbox* (SIEMENS, 2016). Esse programa proporciona espectros de mamografia para alvos de tungstênio (W), molibdênio (Mo) e ródio (Rh) para tensão de pico variando de entre 18 kVp a 40 kVp. Com esse programa, a pessoa pode escolher o potencial do tubo, o kerma no ar, os materiais e suas respectivas espessuras para a filtração do espectro. Nesta pesquisa se considerou a adição de filtração do feixe com 1 mm de berílio e 0,05 mm de ródio, conforme especificado na tabela 3.1.

Os parâmetros para a definição das doses absorvidas nos órgãos e tecidos de interesse no cenário de simulação consideram as propriedades do feixe de raios X do aparelho de tomossíntese, tais como: espectro de energia, filtração utilizada, formato do feixe, ângulo anódico e a colimação.

6.2.3 Visualização do cenário

Além dos arquivos de entrada, um recurso muito significativo que o MCNPX dispõe é a possibilidade de fornecer arquivos de saída que podem ser lidos e visualizados através do programa Moritz (RIPER, 2008). A figura 6.5, que foi obtida por meio desse programa, mostra o modelo de exposição computacional representando a sala de exame da tomossíntese, com os componentes principais do painel de controle e do aparelho de tomossíntese.

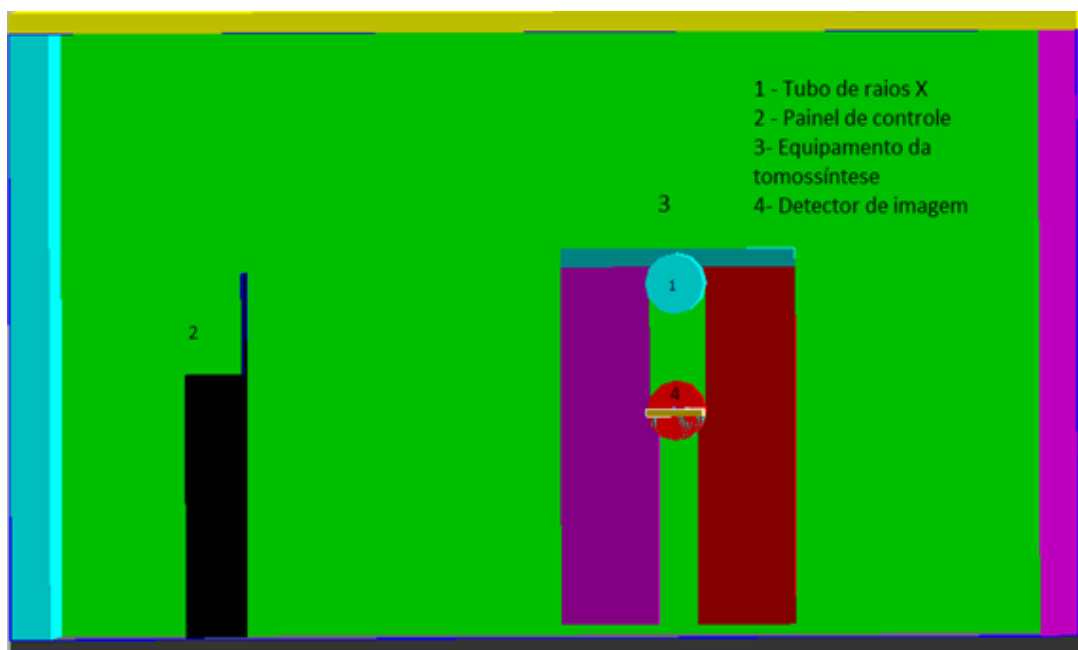


Figura 6.5 – Cenário de irradiação construído no MCNPX 2.7.0 composto pelo painel de controle e o aparelho de tomossíntese. (Fonte: o autor)

Na figura 6.6 mostra também um cenário, com a visualização de fótons de radiação primária e radiação secundária. A radiação primária é a que sai diretamente da ampola de raios X e atinge a paciente; a secundária é a radiação espalhada após a radiação primária interagir com algum material.

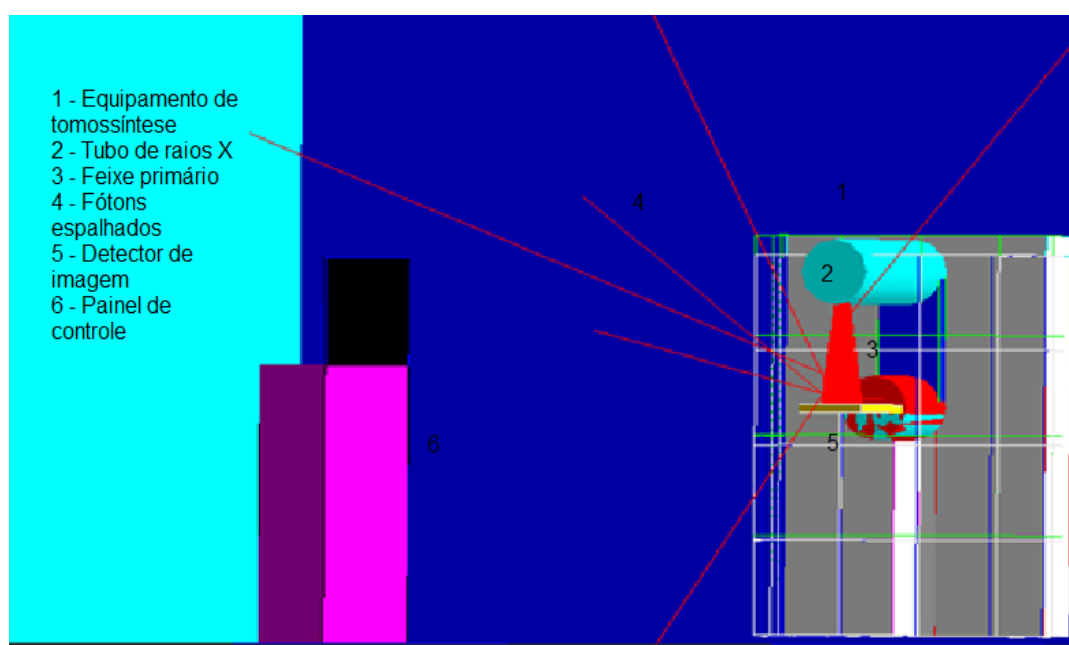


Figura 6.6 – Cenário de irradiação construído no MCNPX 2.7.0 composto pelo painel de controle e o aparelho de tomossíntese, com representação de fótons de radiação. (Fonte: o autor)

6.2.4 Simulações de tomossíntese mamária digital no MCNPX

No arquivo de saída do MCNPX foram solicitados os valores de energia total depositada nos órgãos e tecidos com o comando do *tally* F6 (MeV/g/partícula). Para as simulações foram realizadas 10^8 histórias, com a finalidade de reduzir as incertezas (R) estatísticas associadas à energia absorvida. Todas as simulações foram realizadas em um notebook de 4 GB de memória RAM com processador Intel Core i7 de 2,8 GHz e sistema operacional Windows 10 Pro de 64 Bits.

6.2.5 Metodologia para validar o cenário da tomossíntese no MCNPX

Para validar a simulação para modo tomossíntese no MCNPX, foi utilizada a equação (6.1), proposta por SECHOPOULOS et al. (2014), para o cálculo da dose glandular relativa:

$$DGR(\alpha) = \frac{D_g N(\alpha)}{D_g N(0^\circ)} \quad (6.1)$$

Em que $D_g N(0^\circ)$ é a dose glandular normalizada em zero grau (aquisição de projeção equivalente a uma aquisição da mamografia) e $D_g N(\alpha)$ é a dose glandular normalizada em um ângulo diferente de zero.

Quando o tempo de exposição da corrente do tubo é constante para todas as projeções, a dose glandular normalizada é calculada por:

$$D_g N_{Tomog} = D_g N_{Mamo} \left(\frac{\sum_{\alpha=\alpha_{min}}^{\alpha_{max}} DGR(\alpha)}{N_\alpha} \right) \quad (6.2)$$

Sendo $D_g N_{(mamo)}$ a dose glandular normalizada para a aquisição na mamografia e N_α o total de projeções durante o exame.

Pretendendo-se determinar a dose absorvida em cada procedimento do exame de tomossíntese, os valores encontrados em MeV/g/partícula foram convertidos em mGy/110mAs empregando-se um fator de conversão (CF), proposto por DEMARCO et al. (2005), representado pela equação (6.3):

$$CF = \frac{(K_{ar,medido\ por\ mAs})E,NT}{(K_{ar,simulado\ por\ partícula})E,NT} \quad (6.3)$$

Sendo $K_{ar,simulado}$ o kerma encontrado na simulação, E é a energia do feixe, NT é a colimação do feixe e $K_{ar,medido}$ é o kerma medido. Utilizou-se a equação proposto por DEMARCO et al. (2005) (6.4), que considera a energia média depositada em MeV/g/partícula em todos os movimentos angulares do tubo de raios X durante o exame de tomossíntese:

$$(D_{total})E,NT = (D_{simulado})E,NT \cdot (CF)E,NT \cdot \left(\frac{mAs}{\text{movimento do tubo de raios X}} \right) \quad (6.4)$$

6.2.6 Simulador antropomórfico adulto feminino

Para representar a paciente foi empregado o simulador antropomórfico adulto feminino denominado de FASH, que utiliza superfície MESH por meio de métodos de modelagem tridimensional e atlas anatômico, desenvolvido pelo grupo de dosimetria computacional do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco – DEN/UFPE (CASSOLA et al., 2010; KRAMER et al., 2010). As características do simulador antropomórfico atendem às recomendações dos dados anatômicos e fisiológicos da mulher de referência da ICRP 89 (CASSOLA et al., 2010).

Este simulador possui mais de 100 órgãos e tecidos segmentados com significância para a dosimetria. Para prevenir de problemas de locação de memória pelo código MCNPX, a matriz original do simulador feminino foi redimensionada, de modo que as características fisiológicas e anatômicas fossem mantidas. Neste trabalho, utilizou-se o redimensionamento das matrizes realizada por SANTOS (2014), feito por meio do software de processamento de imagens digitais FANTOMAS (VIEIRA; LIMA, 2009). Santos (2014) modificou o simulador FASH para FASH3_M10_H10_STA, de forma que as arestas dos voxels passaram de 0,12 cm para 0,24 cm, com matriz de 219x124x648, altura de 155,5 cm e peso de 48,6 kg.

Após a inserção do simulador antropomórfico no ambiente da tomossíntese, o cenário foi simulado no MCNPX. Para estimar os coeficientes de conversão (CCs) de dose equivalente foi utilizado o comando do tally F6 (MeV/g/partícula).

6.2.7 Visualização do cenário

A visualização do cenário com simulador antropomórfico adulto feminino no ambiente da tomossíntese foi feita com o programa Moritz (RIPER, 2008). Para a criação do cenário computacional de exposição em tomossíntese que incluísse a paciente, foi essencial atribuir números identificadores (id's) diferenciados aos órgãos e tecidos do simulador, como mostrado na tabela 6.1.

Tabela 6.1 – Representação dos IDs dos órgãos e tecidos do FASH3_M10_H10_STA.

IDs	Órgão	Nº de voxels	IDs	Órgão	Nº de voxels
1	Pele	153599	101	RBM	118801
95	Cólon	25019	10	Pulmão	275100
91	Estômago	9596	98	Mama	22620
90	Ovário	768	97	Bexiga	2771
26	Esôfago	2399	13	Fígado	96542
28	Tireoide	1232	7	Cérebro	89602
99	Coração	17186	20	Glândulas salivares	4939
6	Demais tecidos*	1316684	4	Olhos	1042
5	Cristalino	36	39	Útero	5624
201	Superfície óssea	387930	Total de voxels		2531490
Tamanho de voxels		0,24cm x 0,24cm x 0,24cm			

*Glândulas adrenais, região extratorácica (laringe + faringe), vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, cavidade bucal, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, músculo.

A figura 6.7 mostra o cenário de exposição computacional com o simulador representando a paciente, em uma configuração típica de exame de mamografia.

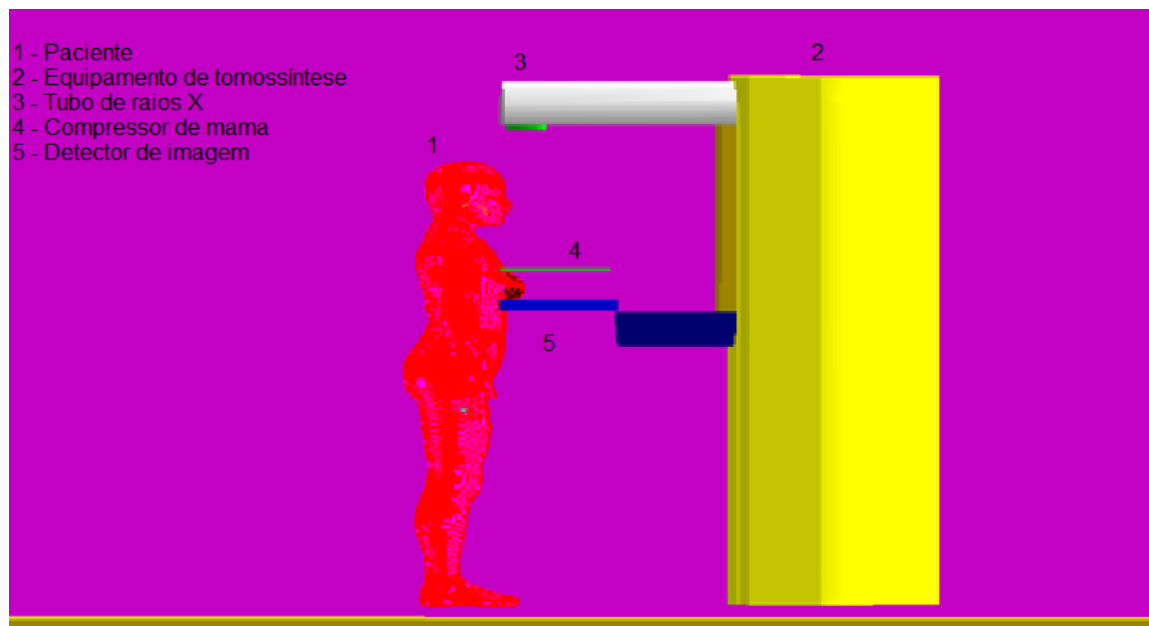


Figura 6.7 – Cenário de irradiação construído no MCNPX 2.7.0 composto pelo simulador antropomórfico adulto feminino. Fonte: o autor.

A figura 6.8 mostra o simulador e o processo de irradiação, com radiação primária e secundária incidindo no simulador antropomórfico adulto feminino durante o exame de tomossíntese.

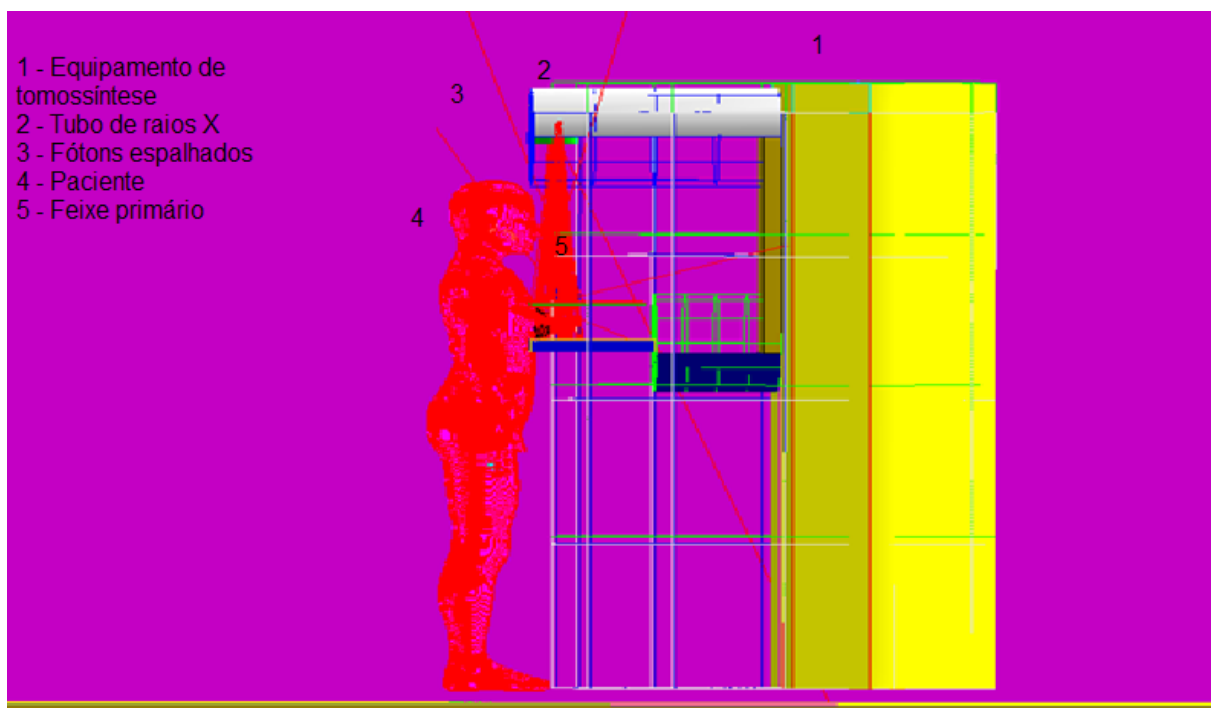


Figura 6.8 – Cenário de irradiação construído no MCNPX 2.7.0 composto pelo simulador antropomórfico adulto feminino representando uma projeção de feixe. Fonte: o autor.

6.2.8 Metodologia para o cálculo dos coeficientes de conversão (CCs) das doses equivalentes

No arquivo de saída do MCNPX foram solicitados os valores de energia absorvida nos órgãos e tecidos através do comando do *tally* F6 (MeV/g/partícula), que depois foram convertidos em mGy/110 mAs empregando-se um fator de conversão (CF) obtidos pela equação (6.1), para a simulação no modo mamografia e tomossíntese, foram definidas as doses médias absorvidas nos tecidos ou órgãos (D_T), conforme proposto por KOBAYASHI et al. (2014):

$$D_T = D_{T,s}CF \quad (6.5)$$

Em que, $D_{T,s}$ é a dose simulada.

Com os valores obtidos da equação (6.5), foram calculados o coeficiente de conversão das doses equivalentes com a equação (2.11) e com os dados da tabela 2.1.

7 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo são apresentados e analisados os resultados dos valores obtidos experimentalmente e nas simulações do código MCNPX.

Vale reafirmar que sobre as condições de equilíbrio de partículas carregadas, o kerma de colisão é igual à dose absorvida, sendo essa registrada utilizando-se o *tally* F6 (MeV/g/partícula) do MCNPX. Em todas as simulações o número de histórias foi selecionado para alcançar erros relativos menores que 10%, porém nem sempre tivemos erros abaixo de 10%.

7.1 Espectros de energia utilizados

A fonte de raios X utilizada nesta pesquisa é uma aproximação de um tubo de raios X. Os espectros energéticos utilizados nas simulações foram gerados com os parâmetros da mamografia apresentados na seção 6.2.2. A figura 7.1 mostra os espectros energéticos obtidos para tensão de pico de 24, 28 e 30 kVp.

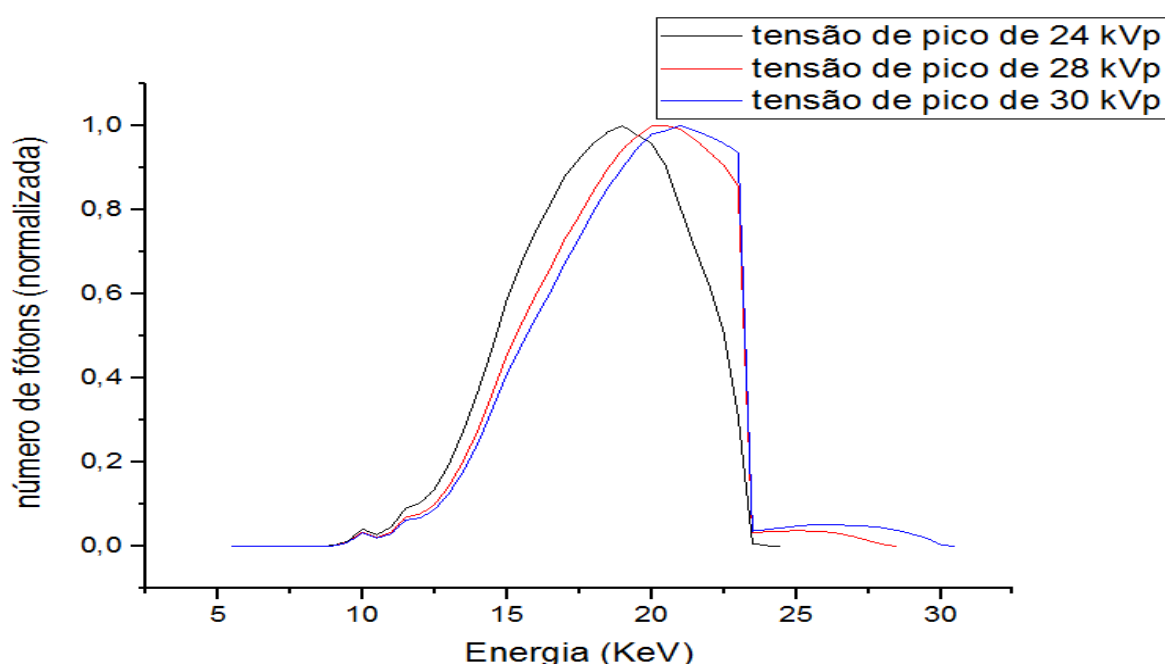


Figura 7.1 – Espectros energéticos utilizados nesta pesquisa

Atualmente, alguns aparelhos modernos de mamografia têm utilizado material de tungstênio¹ (Z=74) como alvo em tubos de raios X para o procedimento de

¹ Segundo a portaria do Ministério da Saúde 453/98, o uso do material de tungstênio (W) como alvo do tubo de raio X de mamógrafos não é permitido.

mamografia, devido ao ponto de fusão elevado desse metal. O elevado número atômico do tungstênio proporciona uma melhor produção de radiação de freamento ou *Bremsstrahlung* em comparação ao molibdênio (Mo) e ródio (Rh).

Observe que o espectro *Bremsstrahlung* predomina e que apenas os raios X característicos entre 8 e 12 KeV oriundos das transições na camada L estão presentes e para atenuar esses raios X característicos para níveis toleráveis, utiliza-se à filtração inerente de 1,0 mm de berílio (Be) do tubo para melhorar a transmissão de raios X de baixa energia e a filtração adicional de 0,05 mm de ródio (Rh), pois, toda essa radiação proveniente das transições na camada L é absorvida e, portanto, contribui apenas para a dose no paciente e não têm aplicação em mamografia, pois essa energia entre 8 e 12 KeV é muita baixa para penetrar a mama.

O fabricante desse equipamento afirma que o espectro energético do alvo de tungstênio/ródio do tubo de raios X utilizado no seu sistema de tomossíntese garante uma elevada qualidade das imagens e uma baixa dose no paciente quando comparada à exposição convencional em equipamento com alvo de molibdênio (SIEMENS, 2015).

7.2 Valores das doses absorvidas encontrados experimentalmente na mamografia e tomossíntese

As tabelas 7.1 e 7.2 apresentam os valores das doses absorvidas obtidos com o multissensor AGMS-M, considerando a tensão de pico do aparelho da Siemens em 24, 28 e 30 kVp e outros parâmetros como: tensão de pico (kV), produto corrente-tempo (mAs), duração da radiação ionizante, filtração (mm), taxa de dose (mGy/s), obtidos tanto para o modo mamografia como no modo tomossíntese.

Tabela 7.1 - Os valores das doses absorvidas encontradas experimentalmente com o medidor AGMS-M Radcal para o modo mamografia.

Número	Tensão (kV)	Produto corrente-tempo (mAs)	Duração (s)	Dose (mGy/110 mAs)	Alvo	Filtro
1	24	110	0,72	1,71	W	Rh
2	28	110	0,76	2,70	W	Rh
3	30	110	0,81	3,21	W	Rh

Tabela 7.2 - Os valores das doses absorvidas encontradas experimentalmente com o medidor AGMS-M Radcal para o modo tomossíntese.

Número	Tensão (kV)	Produto corrente-tempo (mAs)	Duração (s)	Dose (mGy/110 mAs)	Alvo	Filtro
1	24	110	21,77	1,50	W	Rh
2	28	110	21,77	2,41	W	Rh
3	30	110	21,77	2,85	W	Rh

Em relação às exposições em cada um dos dois modos de operação (mamografia ou tomossíntese), a dose absorvida em tomossíntese mostrou-se menor que as medidas no modo mamografia. Segundo a SIEMENS (2012b), considerando o equipamento aqui estudado, a dose absorvida em tomossíntese pode ser reduzida em até 20% em relação às observadas na mamografia digital, considerando-se altos valores do produto corrente-tempo (mAs), e em até 30% para valores muito pequenos de mAs. De acordo com as tabelas 7.1 e 7.2, a diferença entre as doses absorvidas obtidas em tomossíntese e em mamografia foram de 12,3% empregando-se 24 kVp, 10,74% para 28 kVp e 11,21% para 30 kVp.

Conforme descrito no manual do equipamento (SIEMENS, 2012b), as doses absorvidas mais baixas decorrentes dos exames de tomossíntese só são possíveis porque o equipamento possui um detector eficiente com alta eficiência quântica de detecção (DQE, *detective quantum efficiency*) para doses absorvidas baixas e um sistema chamado OpDose que determina os parâmetros de exposição. O equipamento emprega controle automático de exposição de forma a otimizar o processo de aquisição das imagens, definindo a espessura da mama considerando a densidade.

7.3 Validação da tomossíntese mamária digital

A tabela 7.3 resume os fatores de conversão adquiridos a partir da aplicação do código MCNPX. Considerou-se um número de 10^8 partículas nas simulações.

Tabela 7.3 – Os fatores de conversão (CFs) adquiridos para o aparelho da Siemens.

TENSÃO (kVp)	MAMOGRAFIA			TOMOSSÍNTESE		
	Experimental no ar (mGy/110mAs)	Simulado - no ar (mGy/partícula)	Fator de conversão (partícula/110 mAs)	Experimental no ar (mGy/110mAs)	Simulado - no ar (mGy/partícula)	Fator de conversão (partícula/110 mAs)
24	1,71	4,79E-12	3,57E+11	1,50	1,75E-10	3,12E+11
28	2,70	4,54E-12	5,93E+11	2,41	1,67E-10	5,31E+11
30	3,21	4,51E-12	7,12E+11	2,85	1,65E-10	6,33E+11

Os coeficientes de conversão encontrados, tanto para o modo mamografia quanto para o de tomossíntese, foram aplicados na equação (6.5) para se obter os valores das doses absorvidas nos órgãos e tecidos.

A tabela 7.4 mostra o resultado obtido das doses absorvidas medido experimentalmente e das doses absorvidas na simulação do exame de tomossíntese utilizando as equações da seção 6.2.5.

Tabela 7.4 – Comparação entre a dose absorvida medida e a simulada.

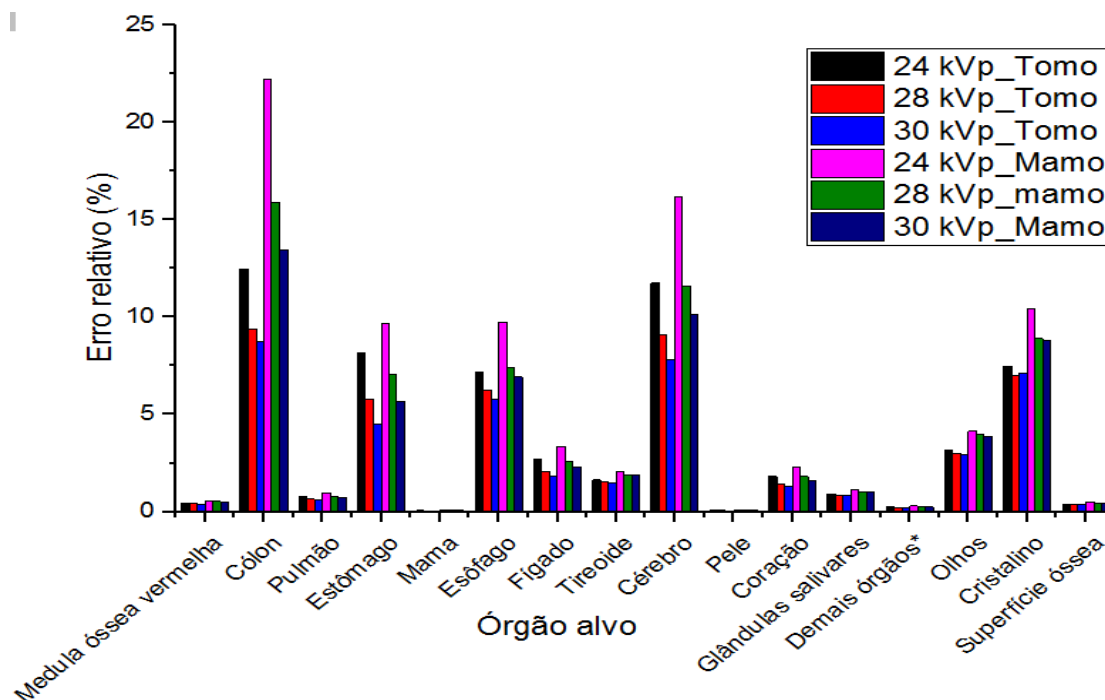
Energia (kVp)	Dose medido (mGy/110mAs)	Dose simulado (mGy/110mAs)	Diferença (%)
24	1,50	1,55	3,3
28	2,41	2,56	6,2
30	2,85	3,00	5,2

Comparando o experimental e o encontrado dos valores das doses absorvidas, a maior diferença foi verificada para 28 kVp e a menor diferença para 24 kVp. Com relação à validação do modelo computacional, uma boa concordância entre os cálculos das doses absorvidas e o código de MCNPX foi observada, uma vez que as diferenças registradas estão abaixo de 10%. Esse resultado valida o modelo computacional da tomossíntese implementado.

7.4 Coeficientes de conversão de dose equivalente em tomossíntese do simulador antropomórfico adulto feminino

As doses absorvidas nos principais órgãos e tecidos radiossensíveis da paciente foram determinadas considerando-se a energia depositada na região de interesse por todas as partículas primárias e secundárias. Como o fator de ponderação para o fóton (W_R) é igual a 1, a dose absorvida é igual à dose equivalente.

Os valores de erro relativo (R) para as doses absorvidas para a maioria dos órgãos e tecidos obtidos na simulação do MCNPX foram menores que 10% tanto para o exame de mamografia e o exame de tomossíntese, porém alguns valores foram maiores que 10% para somente três órgãos, como mostrado na figura 7.2.



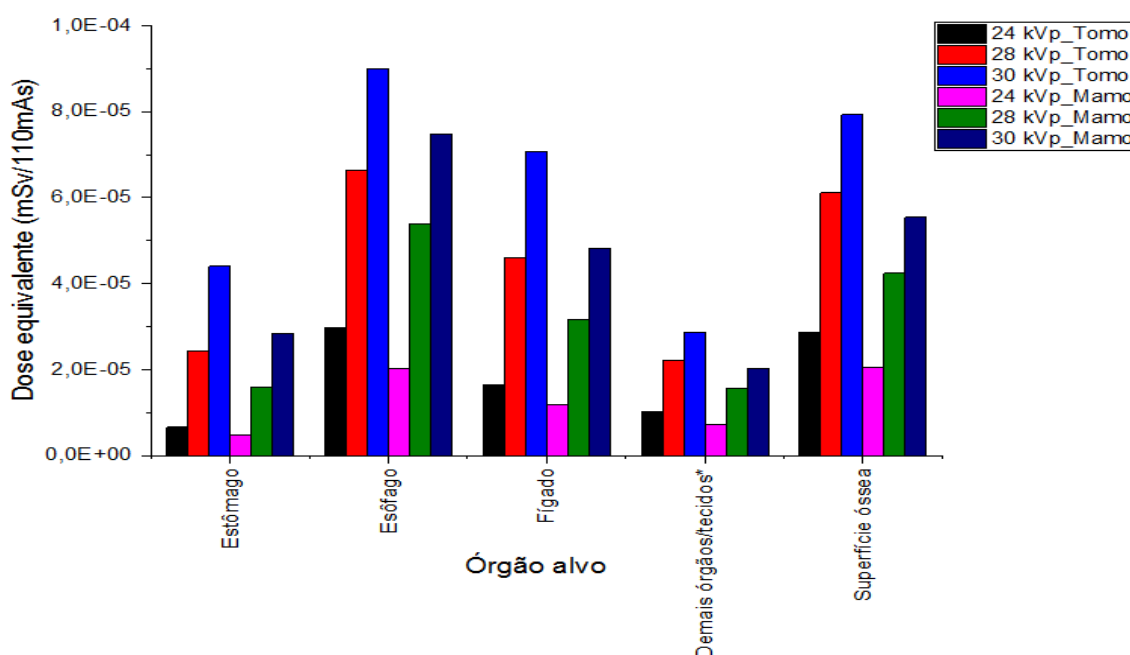
*Glândulas adrenais, região extratorácica (laringe + faringe), vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, cavidade bucal, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, músculo.

Figura 7.2 – Os valores de erro relativo (R) obtidos na simulação no MCNPX.

Observou-se que cólon e o cérebro tiveram erro relativo (R) acima de 10% para todas as tensões de pico (kVp) na mamografia. Na tomossíntese o erro relativo (R) acima de 10% foi observada para a tensão de pico de 24 kVp. Outro órgão que apresentou o erro relativo (R) acima de 10% foi o cristalino para a tensão de pico de 24 kVp no exame de mamografia. É possível constatar que órgãos protegidos parcialmente ou totalmente por outros órgãos e estruturas conduzem a erros relativos (R) mais elevado.

Com o aumento da tensão de pico, mais raios X são emitidos pelo tubo, com maior energia, o que resulta em maior capacidade do feixe de radiação de penetrar os órgãos ou tecidos; também a radiação espalhada que atinge esses órgãos será maior (BUSHONG, 2010). Outro fator importante que deve ser observado na figura 7.2 é que as maiores os erros relativos (R) foram identificadas na mamografia.

Neste estudo, os resultados do coeficiente de conversão para a dose equivalente no modo mamografia e modo tomossíntese estão apresentados nas tabelas do Anexo D e E. Os coeficientes de conversão de dose equivalente (mSv/mAs) nos órgãos e tecidos no simulador antropomórfico adulto feminino, para o equipamento da Siemens são mostrados nas figuras 7.3 a 7.7.



*Glândulas adrenais, região extratorácica (laringe + faringe), vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, cavidade bucal, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, músculo.

Figura 7.3 – Coeficientes de conversão de doses equivalentes nos órgãos (mSv/110mAs) para o simulador FASH, obtidos para o equipamento da tomossíntese da Siemens operando no modo mamografia e modo tomossíntese.

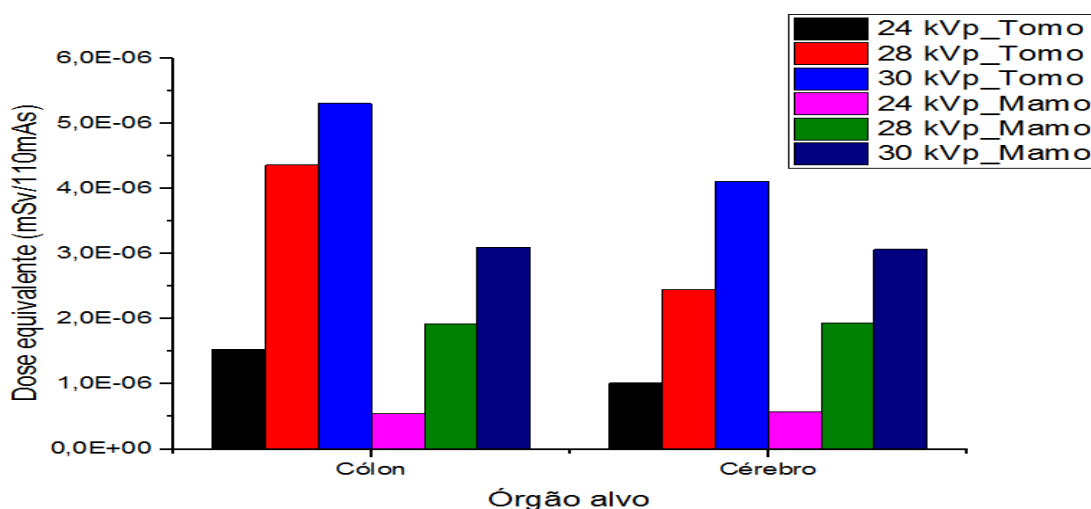


Figura 7.4 – Coeficientes de conversão de doses equivalentes nos órgãos (mSv/110mAs) para o simulador FASH, obtidos para o equipamento da tomossíntese da Siemens operando no modo mamografia e tomossíntese.

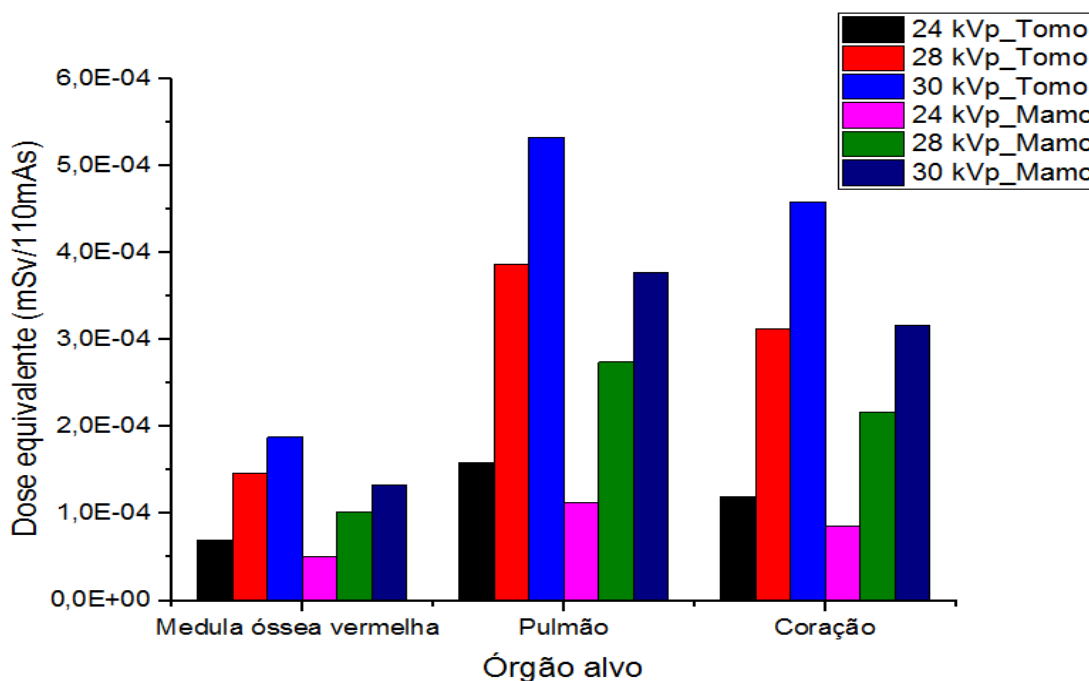


Figura 7.5 – Coeficientes de conversão de doses equivalentes nos órgãos (mSv/110mAs) para o simulador FASH, obtidos para o equipamento da tomossíntese da Siemens operando no modo mamografia e tomossíntese.

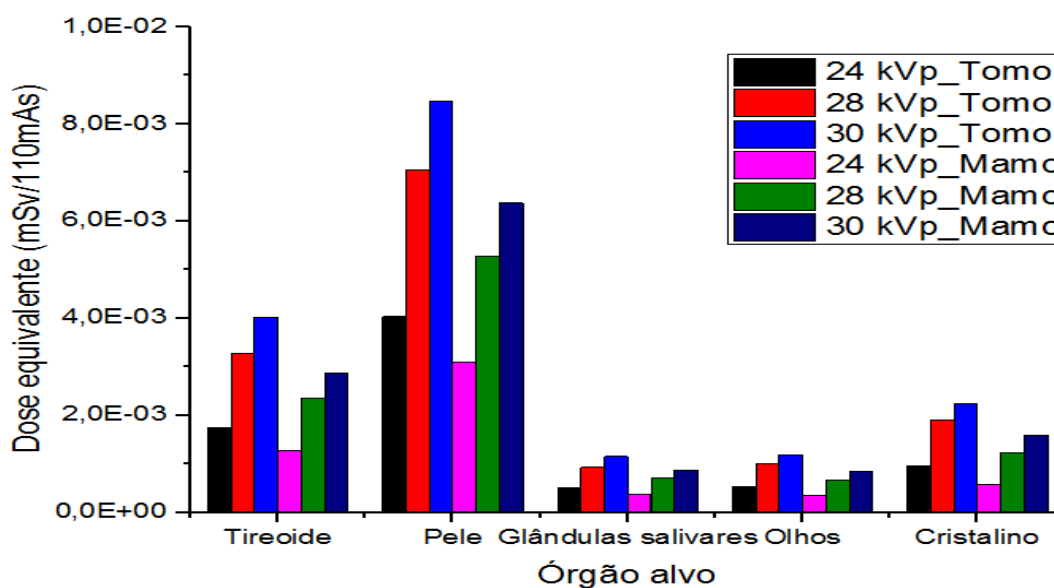


Figura 7.6 – Coeficientes de conversão de doses equivalentes nos órgãos (mSv/110mAs) para o simulador FASH, obtidos para o equipamento da tomossíntese da Siemens operando no modo mamografia e tomossíntese.

A figura 7.7 apresentam a comparação dos valores dos coeficientes de conversão de dose equivalente (mSv/mAs) para a mama, tanto para o modo mamografia e tomossíntese.

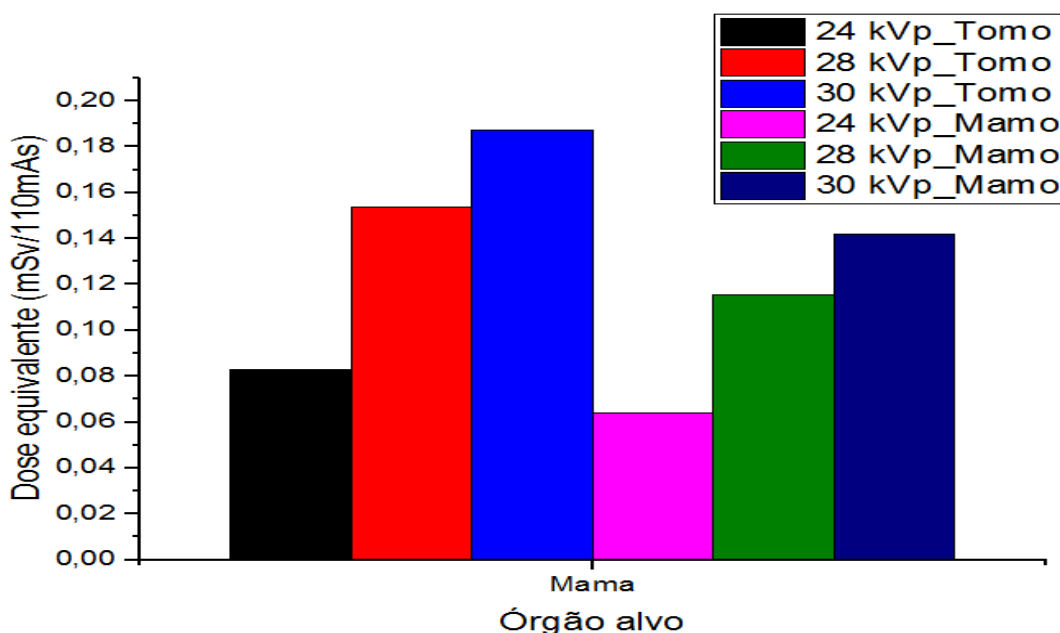


Figura 7.7 – Coeficientes de conversão de doses equivalentes na mama (mSv/110mAs) para o simulador FASH, obtidos para o equipamento da tomossíntese da Siemens operando no modo mamografia e tomossíntese.

Como pode ser observado nas figuras de 7.3 a 7.7, os coeficientes de conversão de dose equivalente calculados tiveram um aumento nos órgãos e tecidos com o aumento da tensão de pico aplicada no tubo de raios X do equipamento de tomossíntese da Siemens. Esse resultado era esperado, uma vez que os fótons mais energéticos depositam mais energia nos órgãos e tecidos, o que resulta em maior dose equivalente nessas estruturas.

Como esperado e comprovado, os CCs de dose equivalente na tomossíntese são maiores que os obtidos se considerando a mamografia digital, isto se deve às diferenças de configuração geométrica de aquisição de imagem entre a mamografia e a tomossíntese que poderia explicar parcialmente estas diferenças de dose de radiação (BAPTISTA et al., 2015b). Para a mama como órgão alvo principal, o CCs de dose equivalente aumenta para a tomossíntese de forma significativa, diferente do que ocorre na exposição com fótons na mamografia. Isso pode ser explicado pelo fato que mamografia em cada incidência a dose é depositada em uma única projeção, diferente da tomossíntese que é obtida em 15 projeções.

Para os órgãos cólon (intestino grosso) e cérebro, sujeitos à irradiação por fótons espalhados, observou-se que na mamografia os valores de CCs de doses

equivalentes mostraram-se menores que na tomossíntese. Isso ocorre devido a alguns órgãos adjacentes às mamas absorverem grande parte da energia dos fótons.

Semelhante ao publicado por BAPTISTA et al. (2015b), neste estudo também as doses absorvidas nos órgãos e tecidos no simulador antropomórfico adulto feminino foram maiores na tomossíntese do que na mamografia. O útero, ovário e bexiga não receberam nenhuma dose absorvida, como já era aguardado, devido a distância entre esses órgãos e as mamas; os órgãos e tecidos localizados entre essa distância, servem de blindagem natural para os feixes primários e secundários de radiação provenientes da mama.

8 CONCLUSÃO

Neste trabalho foi desenvolvida uma metodologia para estimar as doses absorvidas em diferentes órgãos e tecidos de um modelo objeto simulador antropomórfico, FASH, empregando-se o código de transporte de radiação MCNPX. O modelo adulto feminino FASH_M10_H10_STA é baseado em superfície MESH. Com o conhecimento preciso das doses em cada órgãos e tecidos, foi possível calcular os coeficientes de conversão de dose equivalente associadas a exposição de raios X em exame de tomossíntese. Foi investigada a variação de CCs para tensão de pico no tubo de 24, 28 e 30 kVp, para o produto corrente-tempo fixo em 110 mAs, tanto para o modo mamografia quanto para o modo tomossíntese. A partir da análise dos resultados, pode-se comprovar e quantificar um aumento dos coeficientes de conversão no modo tomossíntese que no modo mamografia, em virtude do aumento da dose absorvida em órgãos e tecidos do objeto simulador estudado. As doses absorvidas mais elevadas são consequência das diferenças de configuração entre a geometria de incidência da mamografia e da tomossíntese mamária digital.

A dose absorvida estimada no simulador adulto feminino foi maior na tomossíntese do que na mamografia, o que já era esperado tendo em vista que na mamografia o coeficiente de conversão de dose equivalente foi bem menor do que na tomossíntese.

No geral, este estudo indica que a utilização do simulador antropomórfico adulto feminino e o código MCNPX fornecem uma boa estimativa de dose equivalente e dose efetiva para fótons em exames de tomossíntese. Considera-se, então, que a metodologia apresentada aqui consiste em uma ferramenta de simulação computacional para estimativa de dose absorvida nos órgãos e tecidos decorrente do exame de tomossíntese.

Para trabalhos futuros, pretende-se utilizar a metodologia adotada nesta pesquisa para implementar um modelo mais preciso da tomossíntese, onde serão avaliadas as doses absorvidas nos órgãos e tecidos para diferentes tensões de pico do tubo e produto corrente-tempo. Poderão também ser realizados cálculos de dose glandular média (MGD) para o modo mamografia e o modo tomossíntese de incidências craniocaudal (CC) e médio lateral-oblíquo (MLO).

REFERÊNCIAS

- AGUILLAR, V. L. N.; BAUAB, S. DE P.; MARANHÃO, N. M. **Mama Diagnostico por Imagem**. 1. ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2009. 696 p.
- BAKER, J. A.; LO, J. Y. Breast tomosynthesis. State-of-the-art and review of the literature. **Academic Radiology**, v. 18, n. 10, p. 1298–1310, 2011.
- BAPTISTA, M. et al. Determination of backscatter factors in breast tomosynthesis using MCNPX simulations and measurements. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 165, n. 1–4, p. 325–330, 2015a.
- BAPTISTA, M. et al. Dosimetric characterization and organ dose assessment in digital breast tomosynthesis: Measurements and Monte Carlo simulations using voxel phantoms Dosimetric characterization and organ dose assessment in digital breast tomosynthesis: Measurements and . **Medical Physics**, v. 3788, n. 7, p. 3788–3800, 2015b.
- BITELLI, T. **Física e Dosimetria das Radiações**. 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2006.
- BONTRAGER, K. L.; LAMPIGNANO, J. P. **Tratado de posicionamento radiográfico e anatomia associada**. 7. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.
- BRIESMEISTER, J. F. **MCNP™ – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code**. Los Alamos. New Mexico: Los Alamos National Laboratory, 2000.
- BUSHBERG, J. T. et al. **The Essential Physics for Medical Imaging**. 2. ed. Philadelphia: LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, 2002.
- BUSHONG, S. C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos**. 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.
- CASSOLA, V. F. et al. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I. Development of the anatomy. **Phys Med Biol**, v. 55, n. 1, p. 133–162, 2010.
- CASSOLA, V. F.; KRAMER, R.; LIMA, V. J. M. Dois fantasmas construídos a partir de superfícies mesh representando uma mulher adulta e um homem adulto Two adult human voxel phantoms based on polygon mesh surfaces. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 4, n. 1, p. 93–97, 2010.
- CHEVALIER, M.; TORRES, R. Mamografia digital Digital mammography. **Revista de Física Médica**, v. 11, n. 1, p. 11–26, 2010.
- CURRY III, T. S.; DOWDEY, J. E.; MURRY JR., R. C. **Christensen's Physics of Diagnostic Radiology**. 4. ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1990.

- DEMARCO, J. J. et al. A Monte Carlo based method to estimate radiation dose from multidetector CT (MDCT): cylindrical and anthropomorphic phantoms. **Physics in medicine and biology**, v. 50, n. 17, p. 3989–4004, 2005.
- DI MARIA, S. et al. Optimal photon energy comparison between digital breast tomosynthesis and mammography: A case study. **Physica Medica**, v. 30, n. 4, p. 482–488, 2014.
- DUARTE, I. C. C. **3D Medical Image Reconstruction On Digital Breast Tomosynthesis**. 2009, 153 f. Dissertação (Mestrado Intregado em Engenharia Biomédica) - Universidade de Coimbra - Faculdade de Ciência e Tecnologia, Coimbra, 2009.
- FENG, S. S. J.; SECHOPOULOS, I. Clinical Digital Breast Tomosynthesis System: Dosimetric Characterization. **Radiology**, v. 263, n. 1, p. 35–42, 2012.
- FREITAS, A. G. DE et al. Mamografia digital: perspectiva atual e aplicações futuras. **Radiologia Brasileira**, v. 39, n. 4, p. 287–296, 2006.
- GALEANO, D. C. **Modificação das posturas dos simuladores antropomórficos voxel de referência adult male (am) e adult female (af) para cálculo de coeficiente de conversão de dose**. 2016, 155 f. Tese (Doutorado em Física) - Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, 2016.
- HENDEE, W. R.; IBBOTT, G. S.; HENDEE, E. G. **Radiation Therapy Physics**. 3. ed. Nova Jersey: Wiley, 2005.
- HOUSSAMI, N.; SKAANE, P. Overview of the evidence on digital breast tomosynthesis in breast cancer detection. **Breast**, v. 22, n. 2, p. 101–108, 2013.
- ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **Annals of the ICRP**, v. 37, p. 330, 2007.
- ICRP. Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. **Annals of the ICRP**, v. 40, n. 2–5, p. 1–257, 2010.
- INCA. **INCA - Instituto Nacional de Câncer - Estimativa 2016**. Ministério da Saúde.
- KALOS, M. H.; WHITLOCK, P. A. **Monte Carlo Methods**. 2. ed. Oak Ridge: WILEY-VCH, 2008.
- KOBAYASHI, M. et al. Evaluation of organ doses and effective dose according to the ICRP Publication 110 reference male/female phantom and the modified ImPACT CT patient dosimetry. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 15, n. 5, p. 246–256, 2014.
- KOPANS, D. B. **Breast Imaging**. 3. ed. Philadelphia: LIPPINCOT WILLIAMS &

WILKINS, 2007.

KRAMER, R. et al. All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry. **Physics in medicine and biology**, v. 48, n. 10, p. 1239–1262, 2003.

KRAMER, R. et al. All about FAX: a Female Adult voXel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry. **Physics in medicine and biology**, v. 49, n. 23, p. 5203–5216, 2004.

KRAMER, R. et al. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: II. Dosimetric calculations. **Phys Med Biol**, v. 55, n. 1, p. 163–189, 2010.

LEE, C. et al. Hybrid computational phantoms of the male and female newborn patient: NURBS-based whole-body models. **Physics in medicine and biology**, v. 52, n. 12, p. 3309–3333, 2007.

LEE, C. et al. The UF family of reference hybrid phantoms for computational radiation dosimetry. **Physics in medicine and biology**, v. 55, n. 2, p. 339–363, 2010.

MAHESH, M. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: digital mammography: an overview. **Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc**, v. 24, n. 6, p. 1747–1760, 2004.

MINISTÉRIOS DA SAÚDE (BRASIL)/INCA. **Mamografia: da prática ao controle**. Instituto Nacional de Câncer – Ministério da Saúde, 2007.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. **Física das Radiações**. São Paulo: Oficina de Textos, 2010, 296 p.

PARK, J. M. et al. Breast Tomosynthesis: Present Considerations and Future Applications. **Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc**, v. 23, p. 231-240, 2007.

PARK, Y. et al. Evaluation of the image quality in digital breast tomosynthesis (DBT) employed with a compressed-sensing (CS)-based reconstruction algorithm by using the mammographic accreditation phantom. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment**, v. 804, p. 72–78, 2015.

PELOWITZ, D. B. **MCNPX USER's MANUAL Version 2.7.0**. Los Alamos, LANL, 2011. 645 p.

PIRES, S. R.; MEDEIROS, R. B.; SCHIABEL, H. BANCO DE IMAGENS MAMOGRAFICAS PARA TREINAMENTO NA INTERPRETAÇÃO DE IMAGENS

- DIGITAIS. **Radiologia Brasileira**, v. 37, n. 4, p. 239–244, 2004.
- PODGORSAK, E. B. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**. Vienna: IAEA, 2005. 696 p.
- RAFFERTY, E. A. et al. Digital Mammography and Breast Tomosynthesis Compared with Digital Mammography Alone: Results of a Multicenter, multireader trial. **Radiology**, v. 266, n. 1, p. 104–113, 2013.
- RIPER, K. A VAN. **White Rock Science-Moritz**. Los Alamos, 2005.
- RODRIGUES, M. C. DE S.; CALAS, M. J. G.; NADRUZ, E. Mamografia: exame único, tecnologias diversas. **Femina**, v. 36, p. 373–378, 2008.
- RODRÍGUEZ-RUIZ, A. et al. Evaluation of the technical performance of three different commercial digital breast tomosynthesis systems in the clinical environment. **Physica Medica**, v. 32, p. 767–777, 2016.
- ROGERS, D. W. O. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. **Physics in medicine and biology**, v. 51, n. 13, p. 287--301, 2006.
- ROTH, R. G. et al. Digital breast tomosynthesis: lessons learned from early clinical implementation. **Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc**, v. 34, n. 4, p. 89-102, 2014.
- SANTOS, W. DE S. **AVALIAÇÃO DAS DOSES OCUPACIONAIS E MÉDICAS E DO RISCO DE CÂNCER EM PROCEDIMENTOS CARDÍACOS DE RADIOLOGIA INTERVENCIONISTA UTILIZANDO MÉTODO MONTE CARLO**. 2014. 144 f. Tese (Doutorado em Física) - Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, 2014.
- SECHOPOULOS, I. A review of breast tomosynthesis. Part I. The image acquisition process. **Medical physics**, v. 40, n. 1, p. 14301, 2013.
- SECHOPOULOS, I. et al. Radiation dosimetry in digital breast tomosynthesis: report of AAPM Tomosynthesis Subcommittee Task Group 223. **Medical physics**, v. 41, n. 9, p. 91501, 2014.
- SIEMENS. **Mammomat Inspiration - Mammomat Inspiration Prime Edition: Digital Mammography Platform for Screening, Dianostics, Biopsy and Tomosynthesis**. 2015.
- SIEMENS. **3D breast tomosynthesis – intelligent technology for clear clinical benefits**. 2012a.
- SIEMENS. **Mammomat Inspiration - Mammomat Inspiration Prime Edition: The reference in low-dose mammography**, 2012b.
- SIEMENS. **Siemens OEM Products: Online tool for the simulation of X-ray**

Spectra, 2016. Disponível em: <https://www.oem-products.siemens.com/x-ray-spectra-simulation>.

SMITH, A. Fundamentals of Breast Tomosynthesis Improving the Performance of Mammography. **Breast**, p. 1–8, 2008.

SNYDER, W. S.; FORD, M. R.; WARNER, G. G. **Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom.** *Journal of nuclear medicine: official publication, Society of Nuclear Medicine*, 1969.

TORRES CABRERA, R. Mamografía digital: estado actual de la tecnología. **Radiología**, v. 52, n. SUPPL. 1, p. 7–13, 2010.

TURNER, J. E. **Atoms, Radiation, and Radiation Protection**. 3. ed. Oak Ridge: WILEY-VCH, 2007. 595 p.

VEDANTHAM, S. et al. Digital Breast Tomosynthesis: State of the Art. **Radiology**, v. 277, n. 3, p. 663–684, 2015.

VIEIRA, J. W.; LIMA, F. R. A. A software to digital image processing to be used in the voxel phantom development. **Cellular and Molecular Biology**, v. 55, n. 3, p. 16–22, 2009.

X-5 MONTE CARLO TEAM. **MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5**. LANL, 2003. 416 p

XU, X. G.; ECKERMAN, K. F. **Handbook of anatomical models for radiation dosimetry**. 1. ed. Boca Raton, Flórida, USA: CRC Press, 2010. v. 30, 757 p.

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 141–149, 2009.

ANEXO A – Valores das doses absorvidas encontradas com *tally* F6 (MeV/g/partícula), com filtro de 1,0 mm de Be e 0,05 mm de Rh para a simulação de modo mamografia e modo tomossíntese

<i>TENSÃO (kV)</i>	<i>MAMOGRAFIA</i>			<i>TOMOSSÍNTESE</i>		
	MeV/g/partícula	mGy/110mAs	Erro	MeV/g/partícula	mGy/110mAs	Erro
24	$2,99077 \cdot 10^{-05}$	$4,79174161 \cdot 10^{-12}$	0,0076	$1,09266 \cdot 10^{-03}$	$1,75063425 \cdot 10^{-10}$	0,0123
28	$2,83479 \cdot 10^{-05}$	$4,5418341 \cdot 10^{-12}$	0,0090	$1,04449 \cdot 10^{-03}$	$1,6734574 \cdot 10^{-10}$	0,0104
30	$2,81233 \cdot 10^{-05}$	$4,50584922 \cdot 10^{-12}$	0,0081	$1,03220 \cdot 10^{-03}$	$1,6537667 \cdot 10^{-10}$	0,0110

ANEXO B – Valores das doses absorvidas no modo tomossíntese para simulador antropomórfico FASH encontrados no MCNPX

Tensão	24 kV			28 kV			30 kV		
Órgão/Tecido	MeV/g/partícula	mGy/110mAs	Erro	MeV/g/partícula	mGy/110mAs	Erro	MeV/g/partícula	mGy/110mAs	Erro
Medula óssea vermelha (RBM)	$5,14818 \cdot 10^{-03}$	$8,24829335 \cdot 10^{-10}$	0,0046	$6,32963 \cdot 10^{-03}$	$1,01411849 \cdot 10^{-09}$	0,0042	$6,82972 \cdot 10^{-03}$	$1,09424173 \cdot 10^{-09}$	0,0040
Cólon	$2,38581 \cdot 10^{-05}$	$3,82248887 \cdot 10^{-12}$	0,1248	$3,97598 \cdot 10^{-05}$	$6,37022198 \cdot 10^{-12}$	0,0940	$4,05831 \cdot 10^{-05}$	$6,50212918 \cdot 10^{-12}$	0,0871
Pulmão	$2,70197 \cdot 10^{-02}$	$4,32903301 \cdot 10^{-09}$	0,0077	$3,87958 \cdot 10^{-02}$	$6,21577216 \cdot 10^{-09}$	0,0064	$4,47875 \cdot 10^{-02}$	$7,17574829 \cdot 10^{-09}$	0,0059
Estômago	$3,94567 \cdot 10^{-05}$	$6,32166001 \cdot 10^{-12}$	0,0816	$8,52304 \cdot 10^{-05}$	$1,3655415 \cdot 10^{-11}$	0,0578	$1,28942 \cdot 10^{-04}$	$2,06587851 \cdot 10^{-11}$	0,0450
Mama	$1,16436 \cdot 10^{+00}$	$1,86551031 \cdot 10^{-07}$	0,0006	$1,26726 \cdot 10^{+00}$	$2,03037427 \cdot 10^{-07}$	0,0005	$1,29647 \cdot 10^{+00}$	$2,07717385 \cdot 10^{-07}$	0,0005
Ovário	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
Bexiga	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
Esôfago	$4,40889 \cdot 10^{-05}$	$7,06382024 \cdot 10^{-12}$	0,0716	$5,79277 \cdot 10^{-05}$	$9,28104034 \cdot 10^{-12}$	0,0625	$6,60184 \cdot 10^{-05}$	$1,05773133 \cdot 10^{-11}$	0,0576
Fígado	$9,91174 \cdot 10^{-04}$	$1,58803575 \cdot 10^{-10}$	0,0270	$1,61777 \cdot 10^{-03}$	$2,59195318 \cdot 10^{-10}$	0,0207	$2,08918 \cdot 10^{-03}$	$3,34723524 \cdot 10^{-10}$	0,0183
Tireoide	$1,33125 \cdot 10^{-03}$	$2,13289755 \cdot 10^{-10}$	0,0163	$1,47426 \cdot 10^{-03}$	$2,36202482 \cdot 10^{-10}$	0,0153	$1,51565 \cdot 10^{-03}$	$2,42833891 \cdot 10^{-10}$	0,0150
Cérebro	$5,62420 \cdot 10^{-05}$	$9,0109614 \cdot 10^{-12}$	0,1175	$7,98893 \cdot 10^{-05}$	$1,27996764 \cdot 10^{-11}$	0,0911	$1,12673 \cdot 10^{-04}$	$1,8052204 \cdot 10^{-11}$	0,0779
Pele	$3,83490 \cdot 10^{-01}$	$6,1441869 \cdot 10^{-08}$	0,0006	$3,95114 \cdot 10^{-01}$	$6,33042391 \cdot 10^{-08}$	0,0006	$3,97617 \cdot 10^{-01}$	$6,37052639 \cdot 10^{-08}$	0,0005
Coração	$1,26914 \cdot 10^{-03}$	$2,03338637 \cdot 10^{-10}$	0,0180	$1,95407 \cdot 10^{-03}$	$3,13076516 \cdot 10^{-10}$	0,0143	$2,40621 \cdot 10^{-03}$	$3,85517327 \cdot 10^{-10}$	0,0128
Glândulas salivares	$1,51228 \cdot 10^{-03}$	$2,42293958 \cdot 10^{-10}$	0,0091	$1,67844 \cdot 10^{-03}$	$2,68915723 \cdot 10^{-10}$	0,0085	$1,73154 \cdot 10^{-03}$	$2,77423281 \cdot 10^{-10}$	0,0083
Demais Órgãos*	$8,30985 \cdot 10^{-03}$	$1,33138469 \cdot 10^{-09}$	0,0023	$1,06492 \cdot 10^{-02}$	$1,70618987 \cdot 10^{-09}$	0,0021	$1,15780 \cdot 10^{-02}$	$1,855 \cdot 10^{-09}$	0,0020
Olhos	$3,42401 \cdot 10^{-04}$	$5,48586858 \cdot 10^{-11}$	0,0319	$3,75591 \cdot 10^{-04}$	$6,01763098 \cdot 10^{-11}$	0,0301	$3,78653 \cdot 10^{-04}$	$6,06668963 \cdot 10^{-11}$	0,0296
Lentes dos olhos	$2,15379 \cdot 10^{-05}$	$3,45075186 \cdot 10^{-12}$	0,0747	$2,48671 \cdot 10^{-05}$	$3,98414849 \cdot 10^{-12}$	0,0698	$2,46029 \cdot 10^{-05}$	$3,94181898 \cdot 10^{-12}$	0,0711
Útero	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
Superfície óssea	$6,91602 \cdot 10^{-03}$	$1,10806852 \cdot 10^{-09}$	0,0040	$8,64272 \cdot 10^{-03}$	$1,38471634 \cdot 10^{-09}$	0,0036	$9,39276 \cdot 10^{-03}$	$1,504886 \cdot 10^{-09}$	0,0035

*Glândulas adrenais, região extratorácica (laringe + faringe), vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, cavidade bucal, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, músculo.

ANEXO C – Valores das doses absorvidas no modo mamografia para simulador antropomórfico FASH encontrados no MCNPX

Tensão	24 kV			28 kV			30 kV		
Órgão/Tecido	MeV/g/partícula	mGy/110mAs	Erro	MeV/g/partícula	mGy/110mAs	Erro	MeV/g/partícula	mGy/110mAs	Erro
Medula óssea vermelha (RBM)	$1,04764 \cdot 10^{-04}$	$1,67850426 \cdot 10^{-11}$	0,0058	$1,27426 \cdot 10^{-04}$	$2,04158951 \cdot 10^{-11}$	0,0053	$1,37856 \cdot 10^{-04}$	$2,20869653 \cdot 10^{-11}$	0,0051
Cólon	$2,39452 \cdot 10^{-07}$	$3,83644383 \cdot 10^{-14}$	0,2219	$5,08006 \cdot 10^{-07}$	$8,13915308 \cdot 10^{-14}$	0,1590	$6,79766 \cdot 10^{-07}$	$1,08910515 \cdot 10^{-13}$	0,1346
Pulmão	$5,42053 \cdot 10^{-04}$	$8,68464614 \cdot 10^{-11}$	0,0098	$7,93685 \cdot 10^{-04}$	$1,27162351 \cdot 10^{-10}$	0,0080	$9,09223 \cdot 10^{-04}$	$1,45673578 \cdot 10^{-10}$	0,0074
Estômago	$8,11678 \cdot 10^{-07}$	$1,30045147 \cdot 10^{-13}$	0,0965	$1,60162 \cdot 10^{-06}$	$2,56607803 \cdot 10^{-13}$	0,0705	$2,39308 \cdot 10^{-06}$	$3,83413669 \cdot 10^{-13}$	0,0568
Mama	$2,53214 \cdot 10^{-02}$	$4,05693537 \cdot 10^{-09}$	0,0007	$2,75448 \cdot 10^{-02}$	$4,4131633 \cdot 10^{-09}$	0,0007	$2,81619 \cdot 10^{-02}$	$4,51203362 \cdot 10^{-09}$	0,0006
Ovário	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
Bexiga	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
Esôfago	$8,43949 \cdot 10^{-07}$	$1,35215531 \cdot 10^{-13}$	0,0973	$1,36124 \cdot 10^{-06}$	$2,18094683 \cdot 10^{-13}$	0,0738	$1,57282 \cdot 10^{-06}$	$2,51993534 \cdot 10^{-13}$	0,0692
Fígado	$1,97248 \cdot 10^{-05}$	$3,16026123 \cdot 10^{-12}$	0,0336	$3,20552 \cdot 10^{-05}$	$5,13580902 \cdot 10^{-12}$	0,0261	$4,08586 \cdot 10^{-05}$	$6,54626914 \cdot 10^{-12}$	0,0230
Tireoide	$2,73357 \cdot 10^{-05}$	$4,37966179 \cdot 10^{-12}$	0,0203	$3,04355 \cdot 10^{-05}$	$4,87630448 \cdot 10^{-12}$	0,0191	$3,09331 \cdot 10^{-05}$	$4,95602879 \cdot 10^{-12}$	0,0188
Cérebro	$9,07890 \cdot 10^{-07}$	$1,4546001 \cdot 10^{-13}$	0,1615	$1,82079 \cdot 10^{-06}$	$2,91722707 \cdot 10^{-13}$	0,1160	$2,40780 \cdot 10^{-06}$	$3,8577207 \cdot 10^{-13}$	0,1014
Pele	$8,28970 \cdot 10^{-03}$	$1,3281563 \cdot 10^{-09}$	0,0007	$8,35075 \cdot 10^{-03}$	$1,36677677 \cdot 10^{-09}$	0,0007	$8,58238 \cdot 10^{-03}$	$1,37504881 \cdot 10^{-09}$	0,0007
Coração	$2,55995 \cdot 10^{-05}$	$4,1014919 \cdot 10^{-12}$	0,0227	$3,92280 \cdot 10^{-05}$	$6,2850182 \cdot 10^{-12}$	0,0180	$4,77210 \cdot 10^{-05}$	$7,6457468 \cdot 10^{-12}$	0,0161
Glândulas salivares	$3,27313 \cdot 10^{-05}$	$5,24413218 \cdot 10^{-12}$	0,0111	$3,64961 \cdot 10^{-05}$	$5,84731961 \cdot 10^{-12}$	0,0104	$3,78104 \cdot 10^{-05}$	$6,05789368 \cdot 10^{-12}$	0,0101
Demais Órgãos*	$1,67912 \cdot 10^{-04}$	$2,69024671 \cdot 10^{-11}$	0,0029	$2,14644 \cdot 10^{-04}$	$3,43897587 \cdot 10^{-11}$	0,0026	$2,33640 \cdot 10^{-04}$	$3,7433253 \cdot 10^{-11}$	0,0025
Olhos	$6,52999 \cdot 10^{-06}$	$1,04621969 \cdot 10^{-12}$	0,0414	$7,26568 \cdot 10^{-06}$	$1,16409022 \cdot 10^{-12}$	0,0400	$7,67517 \cdot 10^{-06}$	$1,22969775 \cdot 10^{-12}$	0,0383
Lentes dos olhos	$3,59152 \cdot 10^{-07}$	$5,75424918 \cdot 10^{-14}$	0,1041	$4,64051 \cdot 10^{-07}$	$7,43491637 \cdot 10^{-14}$	0,0890	$5,00424 \cdot 10^{-07}$	$8,01767605 \cdot 10^{-14}$	0,0880
Útero	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
Superfície óssea	$1,39160 \cdot 10^{-04}$	$2,2295889 \cdot 10^{-11}$	0,0050	$1,73017 \cdot 10^{-04}$	$2,77203783 \cdot 10^{-11}$	0,0046	$1,88238 \cdot 10^{-04}$	$3,01590512 \cdot 10^{-11}$	0,0044

*Glândulas adrenais, região extratorácica (laringe + faringe), vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, cavidade bucal, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, músculo.

ANEXO D – Valores das doses equivalentes no modo tomossíntese para simulador antropomórfico FASH

TOMOSSÍNTESE			
Tensão	24 kVp	28 kVp	30 kVp
Órgão/Tecido	Dose equivalente (mSv/110mAs)	Dose equivalente (mSv/110mAs)	Dose equivalente (mSv/110mAs)
Médula óssea vermelha (RBM)	0,0000698774	0,0001462182	0,0001880768
Cólon	0,0000015377	0,0000043613	0,0000053067
Pulmão	0,0001583774	0,0003870235	0,0005326214
Estômago	0,0000066303	0,0000243752	0,0000439599
Mama	0,0830037958	0,1537504260	0,1875090624
Ovário	0,0000	0,0000	0,0000
Bexiga	0,0000	0,0000	0,0000
Esôfago	0,0000296348	0,0000662673	0,0000900300
Fígado	0,0000165553	0,0000459879	0,0000707965
Tireoide	0,0017424174	0,0032840259	0,0040247657
Cérebro	0,0000010122	0,0000024469	0,0000041139
Pele	0,0040259551	0,0070595535	0,0084689379
Coração	0,0001190798	0,0003120387	0,0004580481
Glândulas salivares	0,0004937379	0,0009326313	0,0011469537
Demais órgãos*	0,0000101769	0,0000221962	0,0000287676
Olhos	0,0005298715	0,0009892149	0,0011888473
Lentes dos olhos	0,0009647263	0,0018956836	0,0022358167
Útero	0,0000	0,0000	0,0000
Superfície óssea	0,0000287479	0,0000611421	0,0000792122

*Glândulas adrenais, região extratorácica (laringe + faringe), vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, cavidade bucal, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, músculo.

ANEXO E – Valores das doses equivalentes no modo mamografia para simulador antropomórfico FASH

MAMOGRAFIA			
Tensão	24 kVp	28 kVp	30 kVp
Órgão/Tecido	Dose equivalente (mSv/110mAs)	Dose equivalente (mSv/110mAs)	Dose equivalente (mSv/110mAs)
Médula óssea vermelha (RBM)	5,04395E-05	0,000101907	0,000132372
Cólon	5,47428E-07	1,92914E-06	3,09942E-06
Pulmão	0,000112702	0,000274109	0,000377025
Estômago	4,83807E-06	1,58575E-05	2,84484E-05
Mama	0,064028556	0,115694334	0,142023339
Ovário	0,0000	0,0000	0,0000
Bexiga	0,0000	0,0000	0,0000
Esôfago	2,01217E-05	5,391E-05	7,47892E-05
Fígado	1,16862E-05	3,15462E-05	4,82789E-05
Tireoide	0,001269107	0,002347117	0,002864198
Cérebro	5,79554E-07	1,93067E-06	3,06544E-06
Pele	0,003086946	0,005276718	0,006373966
Coração	8,51992E-05	0,000216863	0,000316756
Glândulas salivares	0,000379056	0,000702057	0,000873298
Demais órgãos*	7,29422E-06	1,54882E-05	2,02421E-05
Olhos	0,000358446	0,000662481	0,000840254
Lentes dos olhos	0,00057063	0,001224696	0,001585718
Útero	0,0000	0,0000	0,0000
Superfície óssea	2,05182E-05	4,23741E-05	5,53534E-05

*Glândulas adrenais, região extratorácica (laringe + faringe), vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, cavidade bucal, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, músculo.