DESENVOLVIMENTO DE METODOLOGIA PARA MEDIÇÕES DE DOSE GLANDULAR MÉDIA POR MEIO DE UM SIMULADOR DE MAMA

João Carlos da Silva Feital

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

Orientadores: Ricardo Tadeu Lopes
José Ubiratan Delgado

Rio de Janeiro
Setembro de 2017

DESENVOLVIMENTO DE METODOLOGIA PARA MEDIÇÕES DE DOSE GLANDULAR MÉDIA POR MEIO DE UM SIMULADOR DE MAMA

João Carlos da Silva Feital

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

Examinada por:

_____

Prof. Ricardo Tadeu Lopes, D.Sc.

_____

Prof. José Ubiratan Delgado, D.Sc.

_____

Prof. Edgar Francisco Oliveira de Jesus, D.Sc.

_____

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

_____

Prof. José Guilherme Pereira Peixoto, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

SETEMBRO DE 2017

Feital, João Carlos da Silva

Desenvolvimento de metodologia para medições de dose glandular média por meio de um simulador de mama / João Carlos da Silva Feital – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2017.

XIX, 95 p: il; 29,7cm.

Orientadores: Ricardo Tadeu Lopes

José Ubiratan Delgado

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2017.

Referências Bibliográficas: p. 89-95.

1 Mamografia. 2. Dosimetria. 3. Radiodiagnóstico Médico. I. Lopes, Ricardo Tadeu *et al*. II Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

À minha mãe Elsa (*in memoriam*), grande alicerce...

Embora em outro plano, ainda me fortalece!

Agradecimentos

Primeiramente agradeço a DEUS, supremo criador do universo, como também ao seu filho mais ilustre pelo eterno legado, com a seguinte citação:

> [...] pelo preço de algumas horas de sofrimento, que nem chegaram a abalar a sua grande alma, obtendo a mais completa imortalidade, de maneira que arrancar seu nome deste mundo abalaria os seus alicerces. (Ernest Renan, A vida de Jesus, 1972, pp. 368-369).

Agradeço à Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e seu Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) por tudo (tudo mesmo!), principalmente em termos de oportunidade, trabalho e amizade (isto, de abril de 1976 até os dias de hoje).

Aos professores Réx Nazareth Alves, José de Julio Rozental (*in memoriam*) e Carlos Eduardo Veloso de Almeida.

À querida Ana Maria Campos de Araújo, aos pesquisadores Helvécio Motta e Donald C. Binns por todo o apoio e confiança desde o início.

Ao meu orientador no IRD, professor José Ubiratan Delgado, firme e sempre acessível, encorajando e incentivando até a conclusão deste projeto.

Ao professor Ricardo Tadeu Lopes, orientador do Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia (COPPE), pela cobrança positiva e o devido apoio no decorrer de todo o estudo, como também aos colegas de turma, pelo convívio e interação.

À minha querida esposa e companheira Nilma e às filhas Larissa e Elisa, não podendo esquecer também da segunda mãe, tia Dolores (*in memoriam*), meu pai Romeu

(*in memoriam*), minha irmã Rosa Beatriz, madrinha Lúcia (*in memoriam*),o amigo Antônio Jorge Correa (*in memoriam*) e tia Cici.

Agradeço também o imprescindível apoio de todos os colegas, alunos e amigos do IRD: Célia Coutinho, Cláudio Domingues, Thiago Sardo, Hugo Fonseca, Carlos Lacerda, Wanderlei da Silva, Bárbara Cristiano, Ronaldo da Silva, Alexandre Velasco, Eduardo Paiva, Walsan Wagner, José Guilherme P. Peixoto e Ricardo Cardoso.

Meu muito obrigado também ao setor de mamografia do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), por abrir as portas para as medições nos mamógrafos disponíveis em suas dependências.

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

DESENVOLVIMENTO DE METODOLOGIA PARA MEDIÇÕES DE DOSE GLANDULAR MÉDIA POR MEIO DE UM SIMULADOR DE MAMA

João Carlos da Silva Feital

Setembro/2017

Orientadores: Ricardo Tadeu Lopes

José Ubiratan Delgado

Programa: Engenharia Nuclear

A dose glandular média (DGM) é a grandeza associada ao risco de aparecimento de câncer devido à mamografia. Diante de sua relevância, as normas internacionais contemplam níveis aceitáveis para esta dose, ao contrário da legislação brasileira. No Brasil são esperados cerca de 58 mil novos casos de câncer para 2017, sem estudos de controle da DGM para diferentes espessuras de compressão de mama. No presente trabalho foi desenvolvida uma metodologia que utiliza um simulador, *Breast Tissue Equivalent* (BTE), com a composição e densidade equivalentes à mama humana, para determinação experimental e semiempírica da DGM e kerma no ar incidente ($k_{a,i}$), usando dosímetros termoluminescentes rastreados. Assim, foram obtidos 56 resultados para a DGM em 3 diferentes mamógrafos, que foram comparados aos níveis aceitáveis encontrados na literatura. Na maioria destas comparações e dentro de cada profundidade, alcançou-se uma exatidão de 75 % em relação ao índice aceitável de Klein. Estas doses alcançaram um índice de 97% para cada espessura de compressão, quando comparadas com os valores aceitáveis da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA). Incertezas de até 15% associadas a 7 espessuras de compressão e profundidades nas medições no BTE foram obtidas. Os resultados de $k_{a,i}$ para as espessuras de 5,0 cm de mama comprimida se encontram compatíveis com os níveis da AIEA. Esse estudo vem reforçar as ações regulatórias para consolidar o programa de rastreamento mamográfico nacional, propiciando um alcance maior em relação à detecção precoce do câncer de mama, reduzindo assim o risco de óbito na população.

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

DEVELOPMENT OF METHODOLOGY FOR MEASUREMENTS OF THE MEAN GLANDULAR DOSE THROUGH A BREAST PHANTOM

João Carlos da Silva Feital

September/2017

Advisors: Ricardo Tadeu Lopes

José Ubiratan Delgado

Department: Nuclear Engineering

The Mean Glandular Dose (MGD) is the quantity associated with the risk of cancer due to mammography. Before your relevance, the international standards include acceptable levels for this dose, unlike the Brazilian legislation. In Brazil are expected 58.000 new cases of cancer to be detected for 2017, without studies showing control of the MGD for different thicknesses of breast compression. Here has developed a methodology that uses a simulator, Breast Tissue Equivalent, with the composition and density equal to the human breast. This methodology consists in experimental and semiempirical determination of the MGD and incident air kerma ($k_{a,i}$) using tracked termoluminescense dosimeters. 56 results were obtained for the DGM in 3 different mammographers that were compared to the acceptable levels found in the literature. In most of these comparisons and within each depth has been of 75% accuracy in relation to acceptable index of Klein. These doses achieved a 97% index for each compression thickness, when compared with the acceptable values of the IAEA. Uncertainties of up to 15%, associated with the 7 compression thicknesses and effective depths in the measurements in BTE, were obtained. The results of $k_{a,i}$ for the compressed breast of 5.0 cm are compatible with the IAEA levels. The study here developed reinforces regulatory actions to consolidate the national mammography tracking program, providing a greater range in relation to early detection of breast cancer, thereby reducing the risk of deaths in the population.

Sumário

Lista de figuras ..... *xii*

Lista de tabelas ..... *xv*

Lista de símbolos e nomenclaturas ..... *xvii*

1 INTRODUÇÃO 1

1.1 Estado da arte da mamografia *1*

1.2 Anatomia da mama *5*

1.3 Características dos equipamentos mamográficos e seus parâmetros básicos de funcionamento *6*

1.4 Sistema de mamografia convencional *9*

1.5 Sistema de mamografia digital *12*

1.6 Sistema de mamografia por tomossíntese *16*

1.7 Simuladores em mamografia *18*

1.8 Justificativa (relevância) *21*

1.9 Objetivos: geral e específicos *25*

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS 26

2.1 Dosimetria, grandezas e riscos associados *26*

2.1.1 Kerma 27

2.1.2 Kerma no ar incidente 27

2.1.3 Kerma no ar na superfície de entrada 27

2.1.4 Dose absorvida 28

2.1.5 Dose glandular média 28

2.1.6 Dosimetria por metodologia semiempírica 29

2.1.7 Dosimetria por simulação: método de Monte Carlo (MMC) 30

2.1.8 Dosimetria experimental 31

2.1.9 Estimativa de risco e óbito devido à indução de câncer na mama por radiação 32

2.2 Rastreabilidade, incertezas e tratamento estatístico 36

3 MATERIAIS E MÉTODOS 43

3.1 Medições nos mamógrafos 44

3.1.1 Equipamentos e materiais 44

3.1.2 Procedimentos para obtenção da DGM experimental e semiempírica 50

3.2 Laboratório de metrologia 56

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES 58

4.1 Rastreabilidade, incertezas, comparações, validação para a exatidão nas medições de DGM e teste estatístico 59

4.2 Sobre a espessura de compressão de 4,5 cm 68

4.3 Níveis aceitáveis 70

4.3.1 Resultados para a DGM 70

4.3.2 Curvas experimentais 73

4.3.3 Resultados para o ka,i e mAs 78

4.4 Risco devido às exposições em mamografia 83

5 CONCLUSÕES 85

5.1 Dose glandular média e Kerma no ar incidente 85

5.2 Validação da metodologia *87*

5.3 Recomendações e continuação do estudo 88

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 89

Lista de figuras

Figura 1.1. Descrição da mama humana. São apresentados os componentes da mama humana: 1 - músculos intercostais; 2 - tecido adiposo retro mamário; 3 - lóbulo de tecido glandular; 4 - mamilo; 5 - aréola; 6 - ducto lactífero; 7 - tecido adiposo; 8 - prega infra mamária; 9 - costela; 10 - veia; 11 - músculo peitoral; 12 - ligamentos de cooper [17]. 5

Figura 1.2. Mamógrafo com seus componentes básicos [10]. 10

Figura 1.3. Geometria de irradiação de uma mamografia [10]. 10

Figura 1.4. Projeção crânio caudal [23]. 11

Figura 1.5. Projeção médio lateral oblíqua [23]. 11

Figura 1.6. Aparelho de mamografia digital [25]. 13

Figura 1.7. Aparelho de mamografia por tomossíntese [28]. 17

Figura 1.8. Imagens de simuladores utilizados para o controle de qualidade e dosimetria em mamografia [30]. 18

Figura 1.9. Simulador computacional [11]. 20

Figura 2.1. Hierarquia do Sistema metrológico [59]. 36

Figura 3.1. Esquema sequencial da metodologia. 43

Figura 3.2. Equipamento Siemens. 44

Figura 3.3. Equipamento Philips. 44

Figura 3.4. Equipamento GE. 45

Figura 3.5. BTE junto ao *bucky* do aparelho de mamografia. 45

Figura 3.6. Fatias com um raio de 9,0 cm e 0,5 e 1,0 cm de espessuras [40]. 46

Figura 3.7. Orifícios para a colocação dos TLDs [40]. 46

Figura 3.8. Câmara de ionização posicionada no centro do *bucky* do aparelho. 47

Figura 3.9. Eletrômetro marca Radcal para acoplamento à câmara de ionização. 47

Figura 3.10. Arranjo experimental para a calibração no LNMRI. 56

Figura 4.1. Comparação para os valores da DGM nas condições de Mo-Mo no mamógrafo Siemens. 70

Figura 4.2. Comparação para os valores da DGM nas condições de Mo-Rh no mamógrafo Siemens. 71

Figura 4.3. Comparação para as medições experimentais da DGM nas condições de Mo-Mo no mamógrafo Philips. 71

Figura 4.4. Comparação para os valores da DGM, nas condições de Mo-Rh no mamógrafo GE. 72

Figura 4.5. Gráfico referente ao mamógrafo de pesquisa marca Siemens para Mo-Mo. 73

Figura 4.6. Gráfico referente ao mamógrafo de pesquisa marca Siemens para Mo-Rh. 74

Figura 4.7. Gráfico referente ao mamógrafo clínico marca Philips para Mo-Mo..... 74

Figura 4.8. Gráfico referente ao mamógrafo clínico marca GE para Mo-Rh. 75

Figura 4.9. Emissão na linha K em Alvo de Molibdênio para 17,5 keV. 76

Figura 4.10. Emissão na linha K em alvo de Molibdênio para 19,5 keV..... 76

Lista de tabelas

Tabela 1.1. Fatores de ponderação [33]. 21

Tabela 2.1. Fatores de abrangência k para diferentes graus de liberdade ν_{eff} [65]. ... 41

Tabela 3.1. Fatores de correção em relação à profundidade de irradiação para cada espessura de compressão [69]. 50

Tabela 3.2. Coeficientes de conversão $C_{DG50,Ki}$ (mGy/mGy) para mama com 50% de conteúdo glandular [47,48]. 53

Tabela 3.3. Coeficientes de conversão $C_{DGg,DG50}$ para o padrão 2 (25% a 50% glandular) [47,48]. 55

Tabela 3.4. Valores de fatoress para diferentes combinações alvo/filtro [37]..... 55

Tabela 4.1. Componentes de incertezas na determinação da grandeza DGM nas medições experimentais deste estudo. 60

Tabela 4.2. Incertezas utilizadas para os parâmetros envolvidos no cálculo matemático na grandeza DGM semiempírica obtida da Equação 3.1. ... 61

Tabela 4.3. Comparação para a DGM no mamógrafo marca Siemens, modelo mammomat 1000, para 28 kV, conjunto alvo-filtro (Mo/Mo) e HVL de 0,38 mm em alumínio. 62

Tabela 4.4. Comparação para a DGM. Mamógrafo marca Siemens, modelo mammomat 1000, com 28 kV, conjunto alvo-filtro (Mo/Rh) e HVL de 0,41 mm em alumínio. 63

Tabela 4.5. Comparação para a DGM. Mamógrafo marca Philips, modelo Graphmamo VMI, conjunto alvo-filtro (Mo/Mo), 28 kV e HVL de 0,35 mm em alumínio. 64

Tabela 4.6. Comparação para a DGM. Mamógrafo marca GE, modelo Senograph DMR, 28 kV, conjunto alvo-filtro (Mo/Rh) e HVL de 0,40 mm em alumínio. 65

Tabela 4.7. Valores de DGM para a espessura de compressão de 4,5 cm, 28 kV e 50% de glandularidade..... 69

Tabela 4.8. Valores experimentais de $k_{a,i}$ com o respectivo mAs para cada espessura no BTE. Condições de irradiação da Tabela 4.3..... 78

Tabela 4.9. Valores experimentais de $k_{a,i}$com o respectivo mAs para cada espessura no BTE. Condições de irradiação da Tabela 4.4..... 79

Tabela 4.10. Valores experimentais de $k_{a,i}$ com o respectivo mAs para cada espessura no BTE. Condições de irradiação da Tabela 4.5..... 80

Tabela 4.11. Valores experimentais de $k_{a,i}$ com o respectivo mAs para cada espessura no BTE. Condições de irradiação da Tabela 4.6..... 81

Lista de símbolos e nomenclaturas

3D	Tridimensional
AIEA	Agência Internacional de Energia Atômica
BIPM	*Bureau International des Poids et Mesures*
BTE	*Breast Tissue Equivalent*
CAE	Controle Automático de Exposição
CC	Crânio Caudal
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CNR	*Contrast Noise Ratio*
COPPE	Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia
CR	*Computed Radiography*
DFD	Distância Foco-Detector
DFO	Distância Foco-Objeto
DGM	Dose Glandular Média
DO	Densidade Ótica – quantidade de luz retida em um material, cuja medição é feita por um aparelho denominado densitômetro.

DR	*Digital Radiography*
F_c	Fator de Calibração
F_s	Fator de Sensibilidade
GE	*General Electric*
Géant	*Geometry and tracking*
Gy	Gray
HVL	*Half Value Layer*
IAEA	*International Atomic Energy Agency*
ICRP	*International Commission on Radiological Protection*
IP	*Image Plate*
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
K	Kerma
$k_{a,e}$	Kerma no Ar de Superfície de Entrada
$k_{a,i}$	Kerma no Ar Incidente
kV	Quilovolt – tensão no tubo de raios x.
LIF	Fluoreto de Lítio
LNMRI	Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes
mA	Miliamperagem – corrente no tubo de raios x.

Mastectomia	Extração cirúrgica da mama ou parte desta.
MGD	*Mean Glandular Dose*
MMC	Método de Monte Carlo
Mo-Mo	Molibdênio-Molibdênio
Mo-Rh	Molibdênio-Ródio
OMS	Organização Mundial da Saúde
Penélope	*Penetration and Energy Loss of Positrons and Electrons*
Pixel	Menor ponto bidimensional de uma imagem digital.
PMMA	Polimetilmetacrilato
PMT	*Photomultiplier Tube*
s	Tempo de Exposição
SUS	Sistema Único de Saúde
TLD	*Termoluminescence Dosimeter*
UFRJ	Universidade Federal do Rio de Janeiro

1 Introdução

1.1 Estado da arte da mamografia

Após a descoberta dos raios X em 1895 por Wilhelm Conrad Roentgen, somente em 1913, o médico alemão Albert Salomon começou a utilizar esse importante achado para estudar o tecido mamário, que já começara a ser removido pela técnica da mastectomia [1].

Na década de 30 tentou-se a realização da primeira radiografia de mama, sendo que, de início, o procedimento era tecnicamente rudimentar e produzia apenas imagens de baixa qualidade diagnóstica, proporcionando por alguns anos um progresso muito pequeno devido à falta de equipamento adequado para diferenciar os tecidos da mama na formação da imagem.

Em 1949, Raoul Leborgne revitaliza o interesse pela mamografia, chamando a atenção sobre a necessidade de qualificação técnica para o posicionamento e parâmetros radiológicos utilizados, possibilitando ênfase especial no diagnóstico diferencial entre calcificações benignas e malignas [2]. Em 1960, Howard e Gould descrevem o aprimoramento de imagem obtido, propiciando a classificação dos sinais sutis sobre a caracterização do câncer mamário [2]. Daí em diante a evolução tecnológica no uso de filme de exposição direta, com o uso de baixa voltagem (kV) e alta corrente (mA), levou à introdução do primeiro mamógrafo dedicado. Nesta época já havia uma

preocupação quanto à dose de radiação excessiva para o paciente, enquanto a qualidade da imagem a ser analisada era aperfeiçoada. No início dos anos 80, a mamografia com sistema filme-tela intensificadora tornou-se a técnica dominante, substituindo totalmente a mamografia que utilizava o sistema filme sem tela intensificadora e a xeromamografia [3,4].

O câncer de mama é um dos tipos de câncer mais diagnosticados no mundo, sendo frequentemente associado aos casos de morte por esta malignidade. Nos países desenvolvidos, é a segunda causa principal de morte por câncer em mulheres enquanto em nações de média e baixa renda "per capita" é a principal, uma vez que nestes países é encontrado um alto número de casos em estágio avançado da doença, indicando falhas no diagnóstico precoce [5,6].

No Brasil, em 2017, seriam esperados cerca de 58 mil novos casos de câncer de mama, com um risco estimado de 56,20 casos a cada 100 mil mulheres [7].

O aumento das pesquisas e o avanço do desenvolvimento tecnológico conduziram a uma melhoria na qualidade da imagem e uma redução na dose aplicada à paciente, sobretudo, pelo uso de telas intensificadoras e filmes especificamente projetados para mamografia [8].

Nos últimos anos, com a entrada dos primeiros sistemas de mamografia digital, estes foram imediatamente empregados pelos órgãos de saúde em programas de rastreamento, para o diagnóstico precoce das lesões na mama. Atualmente, vários destes sistemas estão disponíveis para utilização clínica. Existem diferenças importantes

quanto aos métodos adotados pela tecnologia convencional (filme-tela) e digital, o que pode comprometer a qualidade da imagem.

Existem nos dias de hoje uma variedade de métodos disponíveis para o diagnóstico por imagem da mama, alguns dos quais ainda se encontram em estágio de desenvolvimento.

Embora alguns desses métodos, particularmente a ultrassonografia e a ressonância magnética, venham apresentando contribuições cada vez mais significativas para o diagnóstico, a mamografia ainda é considerada a prática mais adequada para a detecção de lesões importantes nos seios. As razões para isso são: sua capacidade de mostrar todas as estruturas de importância para o diagnóstico; a simplicidade do método; e a sua relação custo-benefício. Neste contexto, a mamografia é reconhecida como o único método capaz de detectar o câncer de mama em estágio pré-invasivo e, portanto, indicado para o rastreamento dessa doença em larga escala na população [9,10].

Além disso, esta técnica do radiodiagnóstico médico é considerada padrão ouro para programas de rastreamento mamográfico na detecção precoce do câncer de mama [11]. Atualmente, o diagnóstico do câncer de mama por imagem vem se beneficiando da multiplicidade de métodos biológicos e genéticos, que complementam a investigação de tais lesões.

Em qualquer procedimento radiográfico é imperativo que a dose de radiação seja tão baixa quanto razoavelmente possível, mantendo uma qualidade de imagem adequada. Isto é particularmente importante na radiografia de órgãos sensíveis, tais

como a mama e na seleção de programas em que a população exposta é assintomática. Por outro lado, já é amplamente aceitável e reconhecido que o tecido glandular da mama é o mais radiossensível [12,13], portanto, em dosimetria mamográfica, a Dose Glandular Média (DGM), por definição, é a grandeza mais adequada para prever o risco de câncer induzido pela radiação ionizante [13].

A DGM é a energia absorvida por unidade de massa de tecido glandular, em média, englobando todo o tecido glandular da mama [14]. Tendo em vista que o componente glandular é o mais radiossensível na mama, a DGM é a grandeza relevante para dosimetria e ações regulamentares, principalmente em mamografia de rastreamento [14].

Outra grandeza muito importante nesta dosimetria é o kerma no ar incidente ($k_{a,i}$), que é essencial no estabelecimento das condições de irradiação para uma mamografia clínica como na fixação do conjunto de parâmetros envolvidos em procedimentos de controle de qualidade da imagem radiográfica [15] e cálculo semiempírico da DGM [16].

1.2 Anatomia da mama

A composição interna da mama humana e tecidos adjacentes podem ser vistos na Figura 1.1 abaixo.

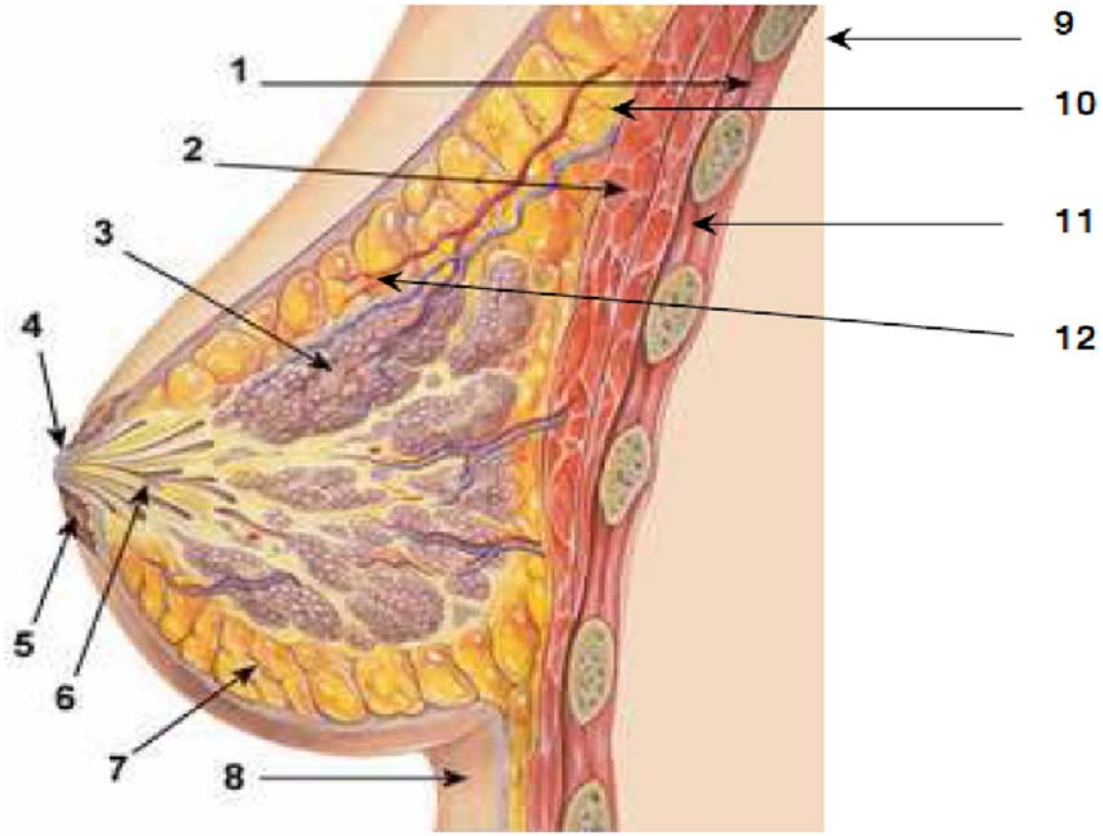

Figura 1.1. Descrição da mama humana. São apresentados os componentes da mama humana: 1 - músculos intercostais; 2 - tecido adiposo retro mamário; 3 - lóbulo de tecido glandular; 4 - mamilo; 5 - aréola; 6 - ducto lactífero; 7 - tecido adiposo; 8 - prega infra mamária; 9 - costela; 10 - veia; 11 - músculo peitoral; 12 - ligamentos de cooper [17].

1.3 Características dos equipamentos mamográficos e seus parâmetros básicos de funcionamento

A garantia do desempenho da mamografia em termos da eficiência na detecção precoce de lesões cancerígenas deve seguir três princípios fundamentais [18]: a) qualidade da imagem; b) técnica adequada, com o emprego de equipamentos ajustados por meio de controle dos seus parâmetros básicos de funcionamento (condições de irradiação no paciente); e c) interpretação correta das lesões (achados), a partir do conhecimento, prática e dedicação dos profissionais envolvidos.

Tornou-se do conhecimento geral, sobretudo na literatura especializada, que os aparelhos de mamografia devem, no mínimo, ter o controle e identificação dos fatores técnicos, dispor de um sistema luminoso para identificação do campo de radiação e possuir dispositivos indicadores de tensão, corrente, tempo de exposição e emissão dos raios X [19,20].

Com a finalidade de aumentar a diferença de absorção dos tecidos da mama e produzir imagens de contraste ideal e alta resolução espacial, sistemas de imagem específicos para a mamografia são requeridos [21]. Sendo assim, o sistema de mamografia também deve dispor de gerador de alta frequência para controlar precisamente a tensão do tubo (kV), a corrente (mA) e o tempo de exposição (s).

De acordo com as especificações genéricas dos principais fabricantes, tem sido consenso que o valor da tensão depende da densidade da mama, sendo a faixa típica de 23 kV a 35 kV. Assim, o tubo de raios X é especialmente projetado para se obter boas imagens do tecido mamário sem irradiar desnecessariamente o paciente. O ponto focal deve ser pequeno (0,3 mm para imagem de rotina e 0,1 mm para magnificação) para se obter imagens de alta resolução. O alvo (anodo) deve ser constituído de molibdênio, ródio ou tungstênio e o filtro de molibdênio, ródio ou alumínio. O alvo e o filtro apropriados são selecionados de acordo com as características da mama da paciente [22].

Sabe-se também que o uso de um dispositivo como a grade antidifusora aumenta o contraste na imagem. Já o Controle Automático de Exposição (CAE) é utilizado para assegurar uma exposição adequada. O CAE resulta em redução de repetições e um decréscimo da dose de radiação no paciente, desde que a exposição seja automaticamente finalizada quando esta for corretamente recebida pelo receptor de imagem. O dispositivo de compressão (bandeja de compressão) é, geralmente, utilizado para melhorar a resolução espacial e de contraste, evitando a superposição das estruturas anatômicas, reduzindo também a dose e o tempo de exposição. Tal mecanismo deve ser liberado automaticamente quando a exposição terminar. Por outro lado, a distância do ponto focal para o receptor de imagem (detector) deve ser maior que 50 cm, situando-se em torno de 60 cm, enquanto o receptor de imagem é específico para o sistema digital, computadorizado ou convencional filme-tela, dependendo da tecnologia utilizada [22].

Por causa dos riscos de indução de câncer inerente à radiação ionizante, as técnicas que minimizam a dose na própria mama e tecidos adjacentes e que aperfeiçoam a qualidade da imagem são essenciais e têm levado ao refinamento dos equipamentos. Desta forma, a geometria de irradiação da mama para o exame radiográfico compreende, basicamente, a distância do foco de raios X ao objeto (DFO), a distância do foco ao detector (DFD) e o tamanho do campo de radiação.

De outro lado, as características dos feixes de raios X diagnósticos dependem dos materiais que constituem o anodo, dos materiais e espessura dos filtros e janela do tubo, das dimensões do foco (ponto focal), dos valores e tipo da tensão (kV) e corrente anódica utilizada, da distância foco-detector e da grade antidifusora empregada [10].

No caso da mamografia é importante que a janela do tubo de raios X não atenue o feixe. Portanto, os tubos para equipamentos de mamografia, geralmente, possuem janela de berílio (Z=4) ou uma janela de fina espessura de vidro boro silicato.

1.4 Sistema de mamografia convencional

Atualmente, no sistema filme-tela intensificadora para a mamografia convencional, o receptor de imagem consiste de um chassi (cassete) contendo uma tela fosforescente e um filme fotográfico específico de alta resolução com emulsão de um lado só, que absorve uma fração de 60 a 80% dos raios X incidentes. A tela converte o feixe de energia em fótons de luz, que são registrados sob a forma de uma imagem latente no filme, pelo contato direto da tela do filme dentro do cassete. A resolução do receptor de imagem depende fundamentalmente da dispersão dos fótons de luz produzidos na tela intensificadora e, para minimizar a dispersão da tela, ela é posicionada debaixo da emulsão do filme [10].

Assim, o feixe de fótons atravessa primeiro a emulsão, depois alcança a tela, ativando os grãos de fósforo que estão em contato com a emulsão. O filme é revelado por um processo químico, produzindo uma determinada Densidade Ótica (DO), seguindo recomendações internacionais [9].

Na sequência são mostradas as figuras de um equipamento convencional de mamografia (Figura 1.2), geometria de irradiação (Figura 1.3) e duas das principais projeções utilizadas para um exame mamográfico (Figuras 1.4 e 1.5).

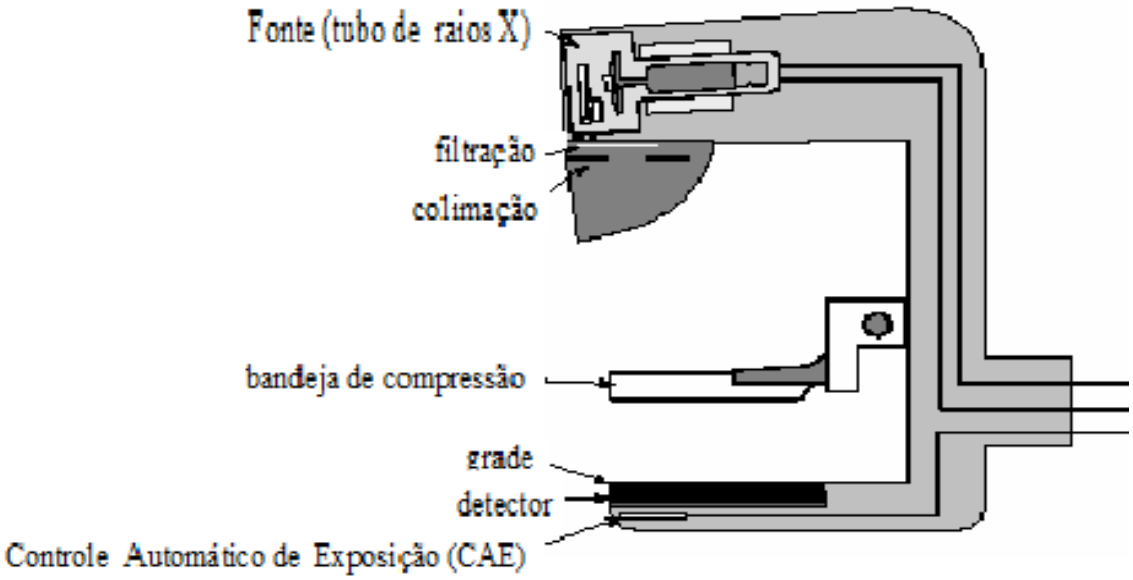

Figura 1.2. Mamógrafo com seus componentes básicos [10].

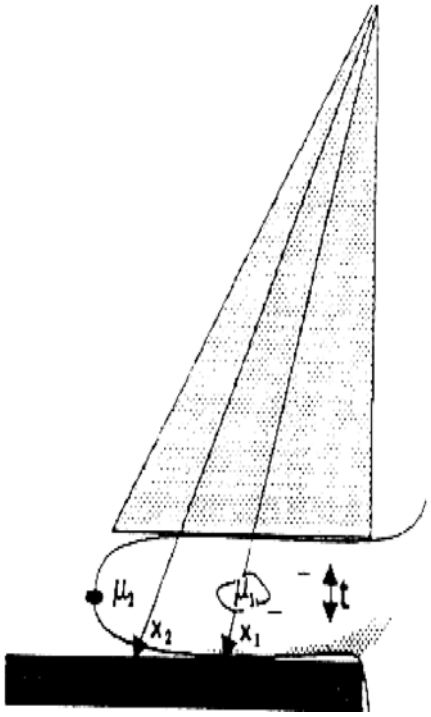

Figura 1.3. Geometria de irradiação de uma mamografia [10].

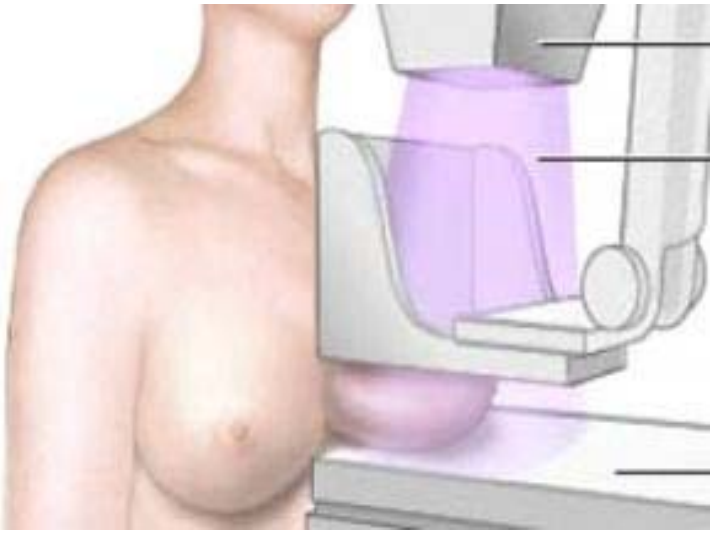

Figura 1.4. Projeção crânio caudal [23].

Figura 1.5. Projeção médio lateral oblíqua [23].

1.5 Sistema de mamografia digital

A mamografia digital é uma técnica radiográfica na qual o sistema filme-tela, usado como receptor da imagem na mamografia convencional é substituído por um detector eletrônico, um sistema de radiografia digital (DR) ou por uma placa de imagem (IP) de material fosforescente foto-estimulável (sistema de radiografia computadorizada).

Em um sistema de radiografia digital, cada elemento da matriz do detector eletrônico absorve os raios X transmitidos através da mama e produz um sinal elétrico proporcional à intensidade dos mesmos. Este sinal é convertido em formato digital e armazenado em uma memória de computador para formar a imagem por meio de um *software* [24]. Já no sistema computadorizado (CR), a placa de imagem de fósforo foto-estimulável é usada dentro de um cassete e absorve os raios X transmitidos através do objeto, armazenando energia na sua estrutura cristalina. Quando o cassete é introduzido na unidade digitalizadora, a placa de imagem é *escaneada* e a energia armazenada na estrutura cristalina é liberada ponto a ponto por meio de estimulação a *laser*, produzindo uma luminescência proporcional à intensidade dos raios X que atingiram cada ponto. A luminescência emitida é detectada e amplificada por um tubo fotomultiplicador (PMT) que produz um sinal elétrico de saída proporcional à luminescência emitida pelo ponto estimulado da placa de imagem [24].

Do mesmo modo que no sistema DR, no sistema CR este sinal é convertido em um formato digital e armazenado em memória de computador, para formar a imagem

por meio de um programa. Durante o processo de escaneamento da placa de imagem (IP) na unidade digitalizadora, a imagem registrada até então de modo contínuo é convertida para o formato digital.

Figura 1.6. Aparelho de mamografia digital [25].

Uma característica fundamental da mamografia digital é que os processos de aquisição da imagem, de apresentação para interpretação e de armazenamento são realizados de forma independente um do outro, permitindo a otimização de cada um

deles. A imagem digital é formada como uma matriz bidimensional de elementos de imagem (*pixels*) de tamanho fixo da ordem de 40 μm a 100 μm [24]. Desta forma, a mamografia digital é uma representação do padrão de transmissão dos raios X através da mama, por meio de uma matriz de tais elementos de imagem. Em cada *pixel*, a imagem tem um único valor que representa o brilho neste ponto, obtido a partir da intensidade dos raios X na área da mama representada por esse *pixel*.

Dessa forma, a intensidade dos raios X, no sistema DR, ou a intensidade da luminescência no sistema CR em cada *pixel* da imagem, é transformada por um conversor analógico-digital em um número finito (2^n) de níveis, onde n é o número de *bits* com o qual a imagem é digitalizada. Tipicamente, é usada a digitalização de 12 a 14 *bits*, com isso produzindo de 4.096 a 16.384 níveis de intensidade ou de tons de cinza. Uma vez armazenada na memória do computador, a imagem digital pode ser apresentada para interpretação com um contraste independente das características do detector, que pode ser ajustado pelo médico interpretador.

Este aspecto da imagem digital supera uma das maiores limitações da mamografia convencional, obtida com o sistema filme-tela, que é a escala fixa de tons de cinza, definida pela curva característica da resposta do filme, técnica radiográfica, composição da mama e pelo processamento. Além disso, a técnica convencional poderia levar a reconvocações desnecessárias devido à má qualidade da imagem por falhas neste processamento do filme radiográfico [26]. Uma diferença importante entre a mamografia convencional e a digital está no fato de que no sistema convencional a quantidade de radiação usada para produzir a imagem é altamente influenciada pela

capacidade da tela intensificadora em absorver energia do feixe de raios X suficiente para transformá-la em luz e, assim, expor o filme e alcançar a densidade ótica desejada. Na mamografia digital, o ganho do sistema de aquisição da imagem pode ser controlado eletronicamente, permitindo que a quantidade de radiação seja ajustada em função da relação sinal-ruído (CRN), mais adequada ao exame. Isto tem implicações no que se refere ao grau de otimização na seleção das técnicas radiográficas na mamografia digital e fornece possibilidades tanto de melhoria da qualidade da imagem como de redução da dose de radiação, quando comparada com a mamografia convencional [10].

1.6 Sistema de mamografia por tomossíntese

A tomossíntese é uma aplicação avançada da mamografia digital que permite uma avaliação tridimensional (3D) da mama, sendo seu equipamento semelhante ao da mamografia. Na tomossíntese mamária são obtidas múltiplas imagens da mama (finas imagens), igualmente à tomografia, que são analisadas em uma estação de trabalho dedicada, com monitores de alta resolução.

LEWIN *et al.* [27] reportam que a tomossíntese mamária reduz ou elimina os efeitos da sobreposição de tecido mamário denso na detecção do câncer de mama e na geração de resultados falso-positivos. Assim, ela tem o potencial de refinar a caracterização dos achados mamográficos, de reduzir as taxas de reconvocações para complementações, reduzir o número de biópsias e, principalmente, aumentar a eficácia na taxa de detecção do câncer de mama, sobretudo, em mulheres com mamas densas.

Os estudos clínicos iniciais mostram uma tendência para detectar cânceres adicionais ocultos na mamografia e para reduzir as taxas de reconvocações. A tomossíntese mamária, entretanto, é considerada uma técnica em evolução e não deve ser utilizada como substituta dos métodos de diagnóstico por imagem convencional e/ou digital. Sobretudo, a mamografia no rastreamento do câncer de mama, quando indicada, deve ser realizada em conjunto com estes outros exames.

Figura 1.7. Aparelho de mamografia por tomossíntese [28].

1.7 Simuladores em mamografia

Na literatura disponível [29,30] sobre a utilização de simuladores (*phantoms*) em mamografia, são encontrados diversos destes objetos de teste para comparações de resultados dosimétricos e para procedimentos de controle de qualidade da imagem mamográfica, como pode ser observado na Figura 1.8.

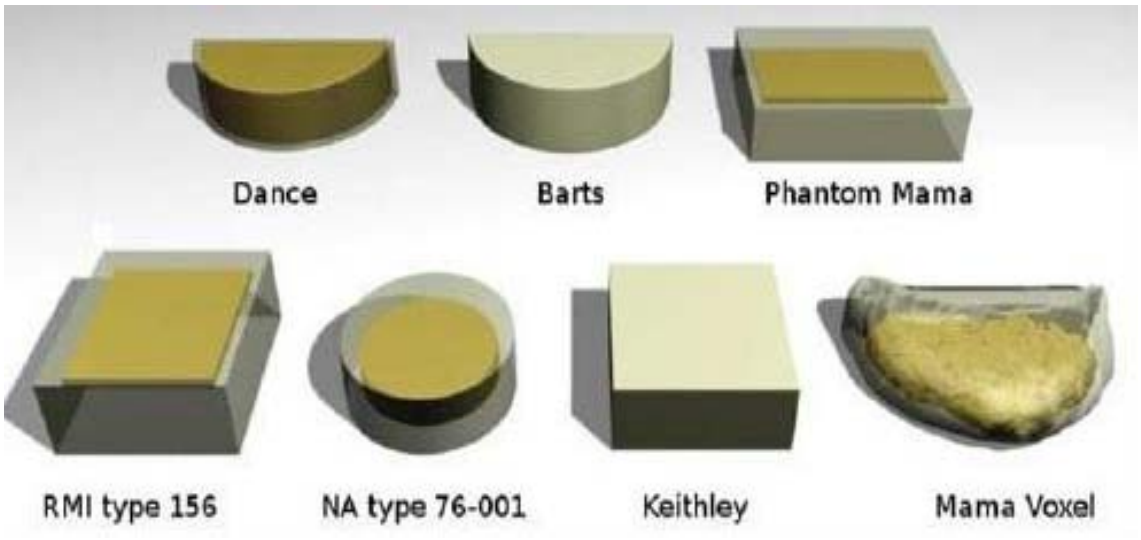

Figura 1.8. Imagens de simuladores utilizados para o controle de qualidade e dosimetria em mamografia [30].

Em dosimetria, nos dias de hoje, existem tanto simuladores matemáticos/computacionais [11], como é visto na Figura 1.9, como outros *phantoms*, para a determinação da DGM.

Os simuladores são muito convenientes por atenderem importantes requisitos [31]: não submeterem pessoas à radiação; serem construídos de acordo com a necessidade do trabalho a ser desenvolvido; e suportarem longas rotinas de testes sem alterar suas características.

Outras considerações merecem atenção, conforme reportam alguns autores em trabalhos que preconizam, após o desenvolvimento de simuladores, a importância da utilização destes dispositivos no controle de qualidade da imagem mamográfica, através da determinação de parâmetros básicos relativos a esta imagem (densidade ótica, contraste radiográfico, linhas de grade, etc.) e visualização de objetos (microcalcificações, fibras e massas tumorais) [31,32].

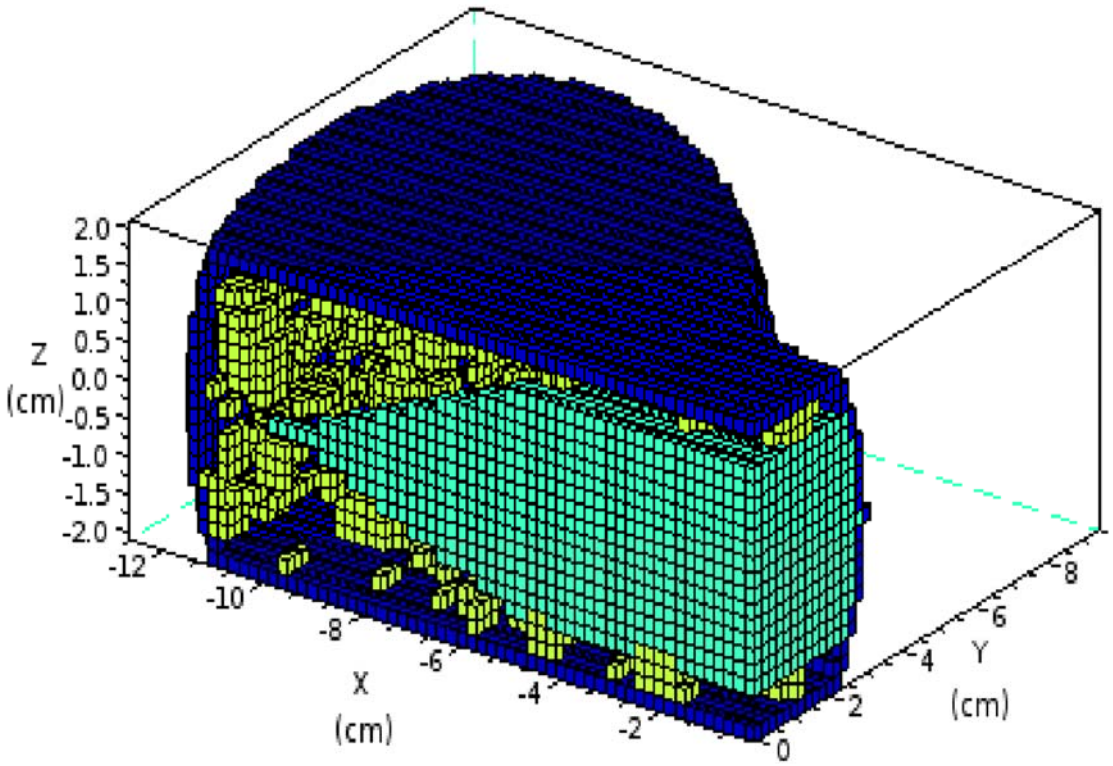

Figura 1.9. Simulador computacional [11].

A utilização de tais simuladores também torna possível a obtenção de resultados do kerma no ar incidente ($k_{a,i}$), que leva ao cálculo do kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$), grandezas muito importantes, não somente para o controle de qualidade da imagem, como no cálculo semiempírico para a determinação da DGM.

1.8 Justificativa (relevância)

Mantendo os três princípios básicos de radioproteção, justificação, otimização e limite individual de dose, em suas recomendações, na publicação de número 103, a *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) [33] atualizou os fatores de ponderação relativos aos órgãos e tecidos mais radiossensíveis, isto é, aqueles associados aos mais importantes efeitos da radiação ionizante. Tais parâmetros (Tabela 1.1) são utilizados na determinação da dose e na estimativa do risco associado à determinada prática, sendo que, tal fator para a mama se encontra entre os mais elevados.

Tabela 1.1. Fatores de ponderação [33].

Órgão / Tecido	**Fator de ponderação (wt)**
Medula óssea vermelha, cólon, pulmão, estômago, mama e demais tecidos*	0,12
Gônadas	0,08
Bexiga, fígado, esôfago e tireoide	0,04
Superfície óssea, cérebro, glândulas salivares e pele	0,01

* Glândula adrenal, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, mucosa oral, entre outros.

De acordo com os princípios básicos de radioproteção, já abordados, qualquer exposição à radiação ionizante deve ser justificada [20]. Logo, os benefícios trazidos pela mamografia devem ser maiores que o risco de induzir um número hipotético de cânceres, através da irradiação repetida da população e, consequentemente, refletir na quantidade de vidas salvas ou número de malignidades detectadas [34].

Até o momento no Brasil, os princípios básicos de proteção radiológica não estavam consolidados em termos de dosimetria em mamografia, isto é, não se sabia se os valores aceitáveis para DGM, de acordo com as recomendações internacionais, se encontravam adequados. Além disso, no estado do Rio de Janeiro observa-se, a partir de um programa de inspeções em radiodiagnóstico médico e em estudo recente, um aumento nos valores para a DGM devido às alterações ocorridas nos equipamentos de mamografia. Esse aumento se deve à mudança acelerada da tecnologia convencional para a computadorizada (CR), em que se constatou no país uma elevação da dose em pelo menos 20% [10,35].

Atualmente, os procedimentos disponíveis para a determinação das grandezas DGM, $k_{a,i}$ e $k_{a,e}$, de acordo com a literatura disponível [9,36,37,38], envolvem a utilização de métodos por simulação, semiempíricos e experimentais. Estas determinações referenciadas têm origem em simuladores de mama mais realistas, em termos da porcentagem glandular e espessura de compressão, o que representa uma alternativa importante na aquisição de tais grandezas. Porém, tais métodos (principalmente os experimentais e semiempíricos) lançam mão de fantomas, equipamentos e dosímetros que requer, além de calibração, um tempo maior de

execução nas salas de mamografia. Além disso, essas práticas de radiodiagnóstico requerem agilidade, precisão e confiabilidade necessárias para sua realização, uma vez que a rotina de exames deve seguir em curso nas clínicas e hospitais.

No ano de 2009, COUTINHO [10] reportara em seu estudo a necessidade de realização de novas medições em espessuras de mama comprimida não contempladas em seus experimentos (usava-se apenas 5,5 cm a 6,5 cm). No mesmo estudo, a própria autora informa que 67% das mulheres apresentavam mamas com glandularidade inferior a 50%, e este valor seria 39%, o que corrobora o estudo de JAMAL *et al.* [39].

Em 2012, numa evolução do simulador utilizado por COUTINHO [10], foi desenvolvido no IRD, por ALMEIDA *et al.* [40], um simulador conhecido como *Breast Tissue Equivalent* (BTE), que utiliza dosímetros termoluminescentes (TLDs) previamente selecionados. Assim, este trabalho representou uma evolução em termos de uso de simuladores dosimétricos na determinação de duas grandezas muito importantes em mamografia clínica, DGM e $k_{a,i}$, O BTE foi recomendado para substituir simuladores de acrílico com uso específico em mamas com glandularidade de 0 a 50%, objetivando a otimização das doses [40].

A porcentagem glandular (glandularidade) do simulador [40] para as espessuras variando de 3,0 cm até 6,0 cm é de 50%, índice classificado como "mama predominantemente adiposa" [17] e esta foi a porcentagem glandular utilizada nas medições experimentais do presente estudo. Outro aspecto citado por ALMEIDA [17] neste mesmo estudo, onde foram estudadas mulheres na faixa etária de 49 a 65 anos, é

que em cerca de 70% da faixa de espessura de compressão encontrava-se entre 4,0 e 6,0 cm.

Entretanto, não se contemplou, até o momento, a validação e consolidação deste simulador (BTE), com a confiabilidade adequada de uma metodologia, a partir da utilização de tal objeto de teste, principalmente para as medições da DGM nas diferentes espessuras de compressão e profundidades requeridas na determinação desta grandeza. Sabe-se que os procedimentos daí decorrentes requerem mecanismos de comparação, não apenas com dados disponíveis na literatura (semiempíricos e/ou matemáticos ou por simulação), mas também com referências metrológicas, que asseguriam a devida rastreabilidade.

1.9 Objetivos: geral e específicos

O objetivo geral deste estudo é desenvolver uma metodologia, devidamente validada, por meio do controle e da determinação das grandezas dose glandular média e kerma no ar incidente, a partir da utilização do simulador de mama realístico, BTE, proporcionando confiabilidade às práticas clínicas.

Tal objetivo geral compreende três etapas específicas, a saber:

1. Obter experimentalmente e realizar cálculo semiempírico da DGM, a partir de resultados de $k_{a,i}$, obtidos após as exposições *in loco* do simulador de mama real, utilizando dosímetros termoluminescentes rastreados em laboratório padrão secundário.

2. Validar a metodologia adotada através da comparação destes resultados com os valores da literatura.

3. Proporcionar subsídios ao órgão regulador em saúde pública ao minimizar a indução do risco de câncer de mama, reforçando cada vez mais a aplicação de programas de rastreamento mamográfico, já em curso no país.

2 Fundamentos teóricos

2.1 Dosimetria, grandezas e riscos associados

O conhecimento preciso da dose de radiação em mamografia é de grande importância e sua medição possibilita:

a. Verificar o desempenho do equipamento.

b. Comparar diferentes sistemas de geração de imagens e técnicas mamográficas.

c. Verificar o cumprimento das normas, sistemas de limitação de dose e controle de qualidade em mamografia [29,41].

d. Avaliar o risco de indução de câncer e mortalidade relativa às exposições aos raios X em mamografia.

2.1.1 Kerma

A grandeza de dosimetria kerma (k) é definida [36] como o quociente da soma da energia cinética inicial de todas as partículas carregadas (dEtr) liberadas por partículas não carregadas em um material de massa determinada (dm), conforme é evidenciado na Equação 2.1:

$$K = \frac{dEtr}{dm} \tag{2.1}$$

A unidade de medida dessa grandeza dosimétrica é joule/quilograma [J/kg] e recebe o nome de gray (Gy).

2.1.2 Kerma no ar incidente

A grandeza dosimétrica kerma no ar incidente ($k_{a,i}$ - *incidente air kerma*), é definida [36,38] como o kerma no ar, no eixo central do feixe incidente à distância foco, superfície da pele, isto é, no plano de entrada da pele. Inclui apenas o feixe primário incidente no paciente ou simulador e nenhuma radiação retroespalhada. Sua unidade de medida também é o gray (Gy).

2.1.3 Kerma no ar na superfície de entrada

A grandeza dosimétrica kerma no ar na superfície de entrada ($k_{a,e}$ - *entrance surface air kerma*) é definida [38] como o kerma no ar, no eixo do feixe de raios X no

ponto onde ele entra no paciente ou no simulador. A contribuição da radiação retroespalhada é incluída.

A unidade de medida dessa grandeza dosimétrica, assim como o kerma e o $k_{a,i}$, é o gray (Gy).

2.1.4 Dose absorvida

A grandeza dosimétrica dose absorvida (D) é definida [36] como sendo a energia média depositada (dE) pela radiação ionizante em um volume de matéria de massa dm, conforme evidencia a Equação 2.2.

$$D = \frac{dE}{dm} \tag{2.2}$$

A unidade de medida dessa grandeza dosimétrica é o gray (Gy).

2.1.5 Dose glandular média

A dose glandular média (DGM) é definida como sendo a dose média absorvida no tecido glandular no interior de uma mama comprimida no exame de mamografia. A DGM é a grandeza dosimétrica que melhor caracteriza o risco carcinogênico induzido pela radiação ionizante. Esta grandeza dosimétrica é recomendada por organismos

internacionais [42,43,44,45] e adotada também no Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia [46].

2.1.6 Dosimetria por metodologia semiempírica

Esta técnica dosimétrica, também muito aplicada atualmente, neste estudo, emprega cálculos utilizando a Equação 2.3 a partir de medições experimentais do $k_{a,i}/k_{i,t}$ e fatores de conversão (gt,ct,s) obtidos da literatura disponível [47,13,48,16]. A técnica permite a obtenção de resultados de DGM para fins de comparação de dados, possibilitando uma validação consistente de procedimentos experimentais ou mesmo através de simulação, por método computacional.

Sendo assim, a DGM é obtida a partir da seguinte expressão:

$$DGM = K_{i,t} x\ gt\ x\ ct\ x\ s \tag{2.3}$$

Em que:

$k_{i,t}$ = kerma no ar incidente em placas de acrílico de polimetilmetacrilato (PMMA) com 20, 45 e 75 mm, usadas para simular uma mama padrão com uma espessura t, em mm, medida sem retroespalhamento.

gt = Fator de conversão de kerma para DGM, para uma mama tendo 50% de tecido glandular e 50% de tecido gorduroso, em uma determinada espessura t.

ct = Fator de conversão que define a glandularidade de uma mama padrão numa espessura t.

s = Fator de correção para adequar cada conjunto alvo-filtro utilizado.

No capítulo 3 serão abordados com mais detalhes, procedimentos para os cálculos referentes a tal grandeza, utilizando o BTE.

2.1.7 Dosimetria por simulação: método de Monte Carlo (MMC)

O método de Monte Carlo (MMC) é atualmente utilizado para avaliar e aperfeiçoar vários parâmetros relacionados à aquisição da imagem, como o espectro de raios X, geometrias operacionais adequadas e doses de radiação, uma vez que, nos dias de hoje, já se constata que em muitas práticas por imagens radiográficas, os filmes convencionais têm sido substituídos pela radiografia digital. Entretanto, uma das principais diferenças entre esta tecnologia e a analógica é a sua variação de sensibilidade com a energia dos raios X, de forma que a qualidade do espectro de emissão, que produzirá a melhor qualidade de imagem, é diferente daquele para filmes convencionais [49].

Deste modo, diversos estudos têm sido realizados levando-se em conta a qualidade das imagens e a dose efetiva recebida pelos pacientes submetidos a estes exames. Códigos de Monte Carlo têm sido utilizados para correlacionar parâmetros físicos do sistema de imagem e as informações diagnósticas por estes obtidas.

Códigos como o MCNP5[62] e o MCNPX[63] fornecem opções interessantes de cálculo para simulação de imagens radiográficas [50]. Já o Géant4 e Penélope têm sido muito utilizados para simulações na faixa de energia de radiodiagnóstico, quando da obtenção de doses em órgãos decorrentes de exames de mamografia.

O código MCNPX pode ser uma boa opção nas simulações em mamografia, pois além de contemplar a faixa de energia de 1 keV até 1 GeV, permite uma modelagem acessível dentro dos dados de entrada (*inputs*), tais como: geometria (cubo, esfera, entre outras); descrição de materiais (água, ar, acrílico, etc); características de percurso (plano/eixo); posição e características das diferentes fontes (equipamentos de raios X, fontes puntiformes, espalhamento de elétrons).

Outras características importantes deste código são os *tallies*, que reportam:

- O número de histórias (interações ao longo do percurso da radiação, até sua total perda de energia em um determinado meio).
- A confiabilidade dos resultados obtidos.

2.1.8 Dosimetria experimental

Até pouco mais da metade da década de 1990 (em torno de 1996) ainda não se podia realizar medições para a obtenção direta (experimentalmente) [51]. A partir do ano 2000, mais precisamente em 2004, ARGO *et al.* [52] produziram uma série de simuladores que possibilitaram medições no interior da mama, uma vez que tais objetos eram fabricados nas mesmas condições (glandular, adiposa, etc.) de tecidos similares a

de uma mama humana. A partir de então, outras pesquisas [10,40] ganharam importância neste campo da dosimetria em radiodiagnóstico médico, permitindo assim a criação e desenvolvimento de novos estudos, como é o caso da metodologia desenvolvida no presente trabalho, envolvendo uma modalidade dosimétrica validada em laboratório padrão de metrologia das radiações ionizantes.

2.1.9 Estimativa de risco e óbito devido à indução de câncer na mama por radiação

O risco absoluto máximo (EAR)/ano [53] é estimado em termos da indução de câncer na mama para 10 mil mulheres por ano (WY) submetidas a uma dose em Gy, com idade superior a 50 anos (A):

$$\frac{EAR}{10000WYGy} = 10.e^{-0,05(A_x-25)}.\frac{A}{50} \tag{2.4}$$

Em que:

EAR = é a resposta não linear, variando com a dose de radiação;

A_x = é a idade na qual se inicia o programa de rastreamento;

A = é a idade igual ou superior a 50 anos.

O valor máximo para A é 85 ou 105 anos. Deste modo, estima-se o risco de vida total para mulheres entre 50 a 69 anos, que são atendidas por programa de rastreamento a cada 2 anos, ou seja, realizando 10 exames, somando-se cada valor de A_x.

No ano de 2011, outro estudo de YAFFE E MAINPRIZE [54], considerando a idade e outros parâmetros, envolvendo probabilidades, apresenta um formalismo matemático para a determinação do risco de óbitos em decorrência da indução de câncer de mama, o qual é reportado a seguir.

O número de óbitos, N_D (A_D), que pode resultar em A_D, idade a partir da qual estes cânceres induzidos pela radiação podem ser calculados, considerando o número de tais lesões que surgem na idade A e a probabilidade de falecimento em A_D devido a este câncer, não tendo falecido de outra causa ou tendo um tratamento de câncer induzido pela radiação bem sucedido. Este valor é então somado em todas as possíveis idades, A, nas quais o câncer aparece, começando após o período de latência e continuando até a idade do óbito, de acordo com:

$$N_D(A_D) = \sum_{A=A_{B+L}}^{A_D} N_C(A).M(A,A_D)[S(A,\Delta-1)]\,[S(A,\Delta-1) - S(A,\Delta)] \qquad (2.5)$$

Em que:

$Nc =$ é o número de casos de câncer;

$A_{B+L} =$ é o período desde o início do programa de rastreamento, somado ao período de carência;

$M(A,A_D) =$ é a probabilidade da não ocorrência de óbito sem ser devido à exposição a radiação;

$S(A,\Delta) =$ é a probabilidade de sobrevivência em um dado número de anos, Δ, após a detecção do câncer de mama na idade A, sendo $\Delta = (A_D - A)$.

Portanto, a Equação 2.5 expressa a probabilidade que uma mulher irá sobreviver até 1 ano antes de A_D, mas não alcançando esta idade.

Finalmente, o número total de óbitos potencialmente causados por câncer induzido pela radiação, N_D, é estimado pela soma das mortes que ocorrem nos anos seguintes às exposições, como mostrado abaixo:

$$N_{DT} = \sum N_D(A)_{AD=A_{B+L}}^{A_{max}} \qquad (2.6)$$

Em que:

A_{max} = é a idade máxima arbitrada, que é igual a 109 anos.

Dados de sobrevivência foram estimados por COLDMAN *et al.* [55,56] e extrapolados para 20 anos através de uma escala linear de sobreviventes com idades mais avançadas, obtidos de TABAR *et al.* [57]. Além de 20 anos, utiliza-se uma extrapolação linear simples com inclinação entre 18 e 20 anos.

2.2 Rastreabilidade, incertezas e tratamento estatístico

De acordo com a literatura disponível [58], rastreabilidade é definida como a propriedade do resultado de uma medição ou valor de um padrão relacionado com as referências estabelecidas, geralmente nacionais ou internacionais, por meio de uma cadeia contínua de comparações (cadeia de rastreabilidade), com os componentes de incertezas estabelecidos. A confiabilidade das medições com radiações ionizantes pode ser alcançada por meio da rastreabilidade de sua cadeia metrológica, seguindo a hierarquia do sistema metrológico de medições, conforme mostrado na Figura 2.1.

Figura 2.1. Hierarquia do Sistema metrológico [59].

Segundo o *Bureau International dês Poids et Mesures* (BIPM) [60], a palavra incerteza significa dúvida e é definida como um parâmetro associado aos resultados de medições caracterizadas pela dispersão de valores que podem ser atribuídos à aquisição do mensurando [61].

Existem dois tipos de incertezas (A e B), que são classificadas e aplicadas na calibração de sistema de dosimetria:

Incertezas tipo A, que utilizam um método de análise envolvendo a média da amostragem e seu desvio padrão, representadas pelas Equações 2.7 e 2.8 a seguir, respectivamente:

$$\bar{q} = \frac{1}{n}\sum_{k=1}^{n} qk \tag{2.7}$$

A equação acima significa que, numa série de n medições onde são obtidos valores qk, a melhor estimativa da quantidade de q é dada pela média aritmética expressa.

Já o desvio padrão, S, é representado pela equação:

$$S(q_i) = \frac{1}{n-1}\sum_{i=1}^{n}(q_i - \bar{q})^2 \tag{2.8}$$

Em que:

$q_i =$ é cada valor dentro de n medições;

$\bar{q} =$ é a média aritmética.

As incertezas tipo B, que requerem um julgamento mais apurado do observador (realizador das medições) e não somente considerações referentes ao conjunto de medições (amostragem). Tornam-se importantes informações como especificações de fabricantes, dados de certificados de calibração, além de experiências do realizador das medições para estimá-las, entre outros dados a serem considerados [62,63]. Após a identificação das fontes de incerteza relevantes (A e B) em um determinado conjunto de medições, devem-se combinar estes componentes de maneira a encontrar-se um valor que represente bem o resultado final do processo de medições.

Na maioria dos casos, a estimativa da incerteza combinada pode ser deduzida como a raiz quadrada da soma dos quadrados de cada componente, mas há de se tomar cuidado caso as grandezas envolvidas apresentem dependências entre si, deste modo, deve ser feita uma análise matemática mais criteriosa, focando o tratamento das correlações entre os componentes do sistema [62]. Portanto, tal incerteza geralmente é utilizada quando inexiste uma dependência dos diversos componentes em um determinado processo de medição, sendo representada pela Equação 2.9:

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^{N} \left(\frac{\partial f}{\partial x_i}\right)^2 u^2(x_i) \quad (2.9)$$

Em que:

u^2c = é a incerteza padrão combinada;

u^2 (x) = é a incerteza padrão para o componente X_i

$\partial f/\partial x_i$ = é o coeficiente de sensibilidade dado pela derivada da função f em relação ao componente x_i.

Como frequentemente é necessário apresentar uma medida de incerteza que defina um intervalo sobre o resultado de medição, utiliza-se a incerteza combinada U_c, que multiplicada pelo fator de abrangência k, mais frequentemente de 95% ou 99,9% (2 ou 3, respectivamente), para um nível de confiança t de *student*, para obtenção da incerteza expandida (U), expressa de acordo com a Equação 2.10:

$$U = uc \times k \quad (2.10)$$

Para a obtenção do fator de abrangência, geralmente utiliza-se a Equação 2.11 de Welch-Satterhwaite [64,65].

$$v_{eff} = \frac{u_c^4(y)}{\sum_{i=1}^{N} u_i^4(y)/v_i} \tag{2.11}$$

Em que:

u_c = é a incerteza padrão combinada;

u_i= é o somatório das variâncias (incertezas tipos A e B);

v_i= é o grau de liberdade efetivo da contribuição da incerteza padrão.

Para incertezas tipo A, os graus de liberdade são geralmente considerados como v_i = n-1, isto é, o número de medições menos uma unidade [65]. Entretanto para incertezas do tipo B, é normal considerar-se as avaliações de modo a assegurar que qualquer subestimativa seja evitada, daí $v_i \rightarrow \infty$. Sendo assim, a Equação 2.11 se transforma em:

$$v_{eff} = \frac{u_c^4(y)}{\frac{U_A^4}{n-1} + \frac{U_{B1}^4}{\infty} + \frac{U_{B2}^4}{\infty} + \cdots} \tag{2.12}$$

Deste modo, tendo como referência a distribuição t para uma probabilidade de abrangência de 95,45%, utiliza-se a Tabela 2.1, onde se obtém cada grau de liberdade desejado, lembrando ainda que se v_{eff} não for inteiro, deve ser truncado o valor encontrado, para o próximo menor inteiro.

Tabela 2.1. Fatores de abrangência k para diferentes graus de liberdade v_{eff} [65].

v_{eff}	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	20	30	40	60	120	∞
(K)	13,97	4,53	3,31	2,87	2,65	2,52	2,43	2,37	2,32	2,28	2,13	2,09	2,06	2,04	2,02	2,00

Segundo LOPES [66], sobre um complemento quanto à conceituação de qualidade: "a apresentação de resultados que satisfazem as necessidades e superem as expectativas dos clientes". Embora este estudo seja de cunho acadêmico, a possibilidade de validação desta metodologia, culminando com o estabelecimento metodológico dos procedimentos que utilizam o objeto de teste (BTE) aqui empregado, corroboraria com a conceituação acima sobre qualidade. Sendo assim, optou-se também pela aplicação do teste estatístico de GRUBBS [67] nas comparações e análises dos resultados experimentais e semiempíricos obtidos no trabalho. Essa ferramenta estatística permite descartar, tanto a possibilidade de dados extremos encontrados aleatoriamente em determinada amostra como valores incorretos inseridos em cada conjunto amostral provenientes de cálculos ou mesmo por desatenção, isto é, erros decorrentes da inserção equivocada de dados pelo operador. Neste teste, utilizou-se a Equação 2.13:

$$Z = \frac{|x_i - \bar{x}|}{s} \tag{2.13}$$

Em que:

x_i = valor mais afastado da média da amostra;

$\bar{x}$ = média amostral;

s = desvio padrão da amostra.

Esta estatística tem como hipóteses:

H_0:x_i é uma observação considerada de valor extremo e, H_1:x_i não é uma observação de valor extremo.

Aceitando ou rejeitando-se as hipóteses H_0 ou H_1, para o nível de significância de 0,05%, se $Z > Z_c$ ou $Z < Z_c$, no qual Z_c é um valor crítico baseado na distribuição de Z e encontra-se tabelado [67].

3 Materiais e métodos

Seguindo o que já foi descrito no Capítulo 1 sobre o objetivo geral da metodologia deste estudo, que é validar e proporcionar a confiabilidade desejada para, principalmente, as medições da DGM, com a garantia da consolidação do BTE em práticas clínicas, na Figura 3.1 é apresentada a sequência da metodologia, contendo a descrição do método e as demais etapas envolvidas neste projeto.

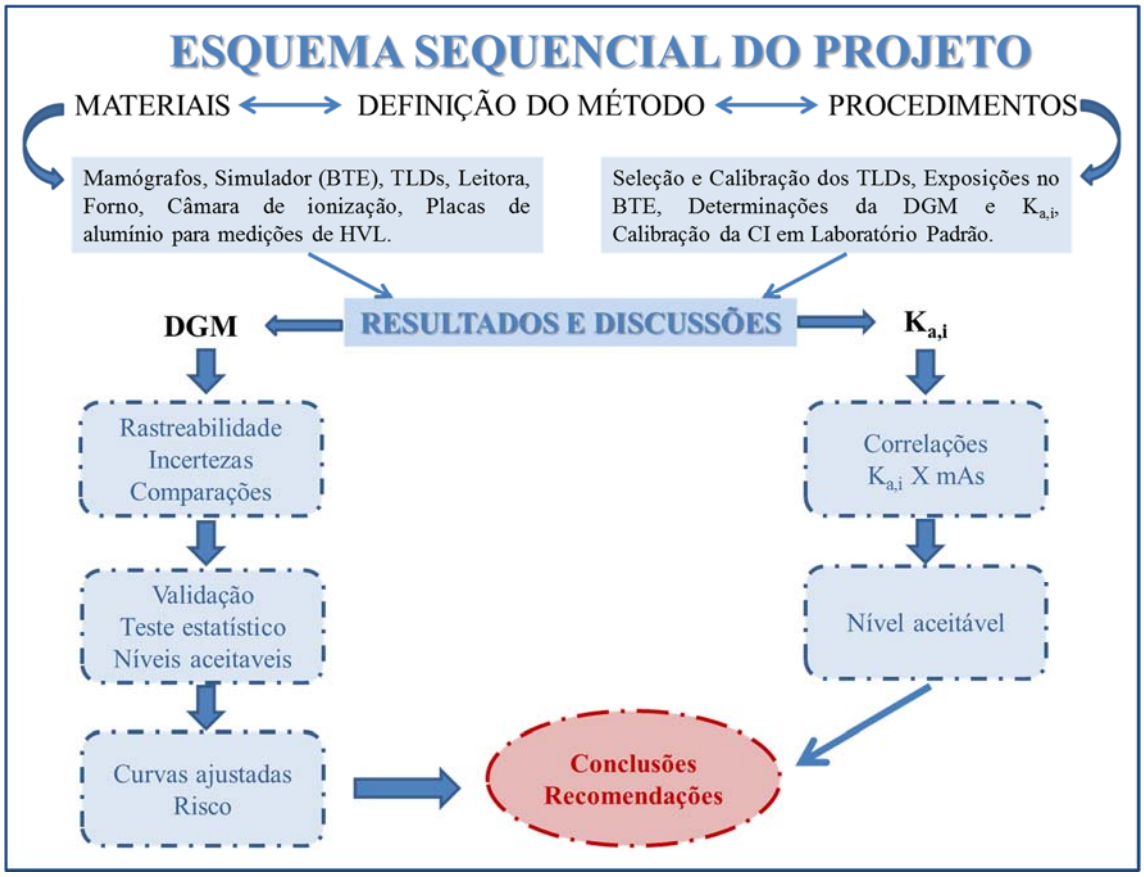

Figura 3.1. Esquema sequencial da metodologia.

3.1 Medições nos mamógrafos

Neste item é abordado o desenvolvimento da metodologia referente às exposições realizadas em três mamógrafos (um de pesquisa e desenvolvimento e dois equipamentos clínicos), onde foram obtidos os dados experimentais e demais resultados para os cálculos semiempíricos das grandezas a serem estudadas.

3.1.1 Equipamentos e materiais

Mamógrafo Siemens, modelo mammomat 1000, conforme Figura 3.2; mamógrafo Philips, modelo VMI Graphommamo (Figura 3.3) e mamógrafo *General Electric* (GE), modelo Senograph DMR, Figura 3.4.

Figura 3.2. Equipamento Siemens.

Figura 3.3. Equipamento Philips.

Figura 3.4. Equipamento GE.

Simulador de mama:

Figura 3.5. BTE junto ao *bucky* do aparelho de mamografia.

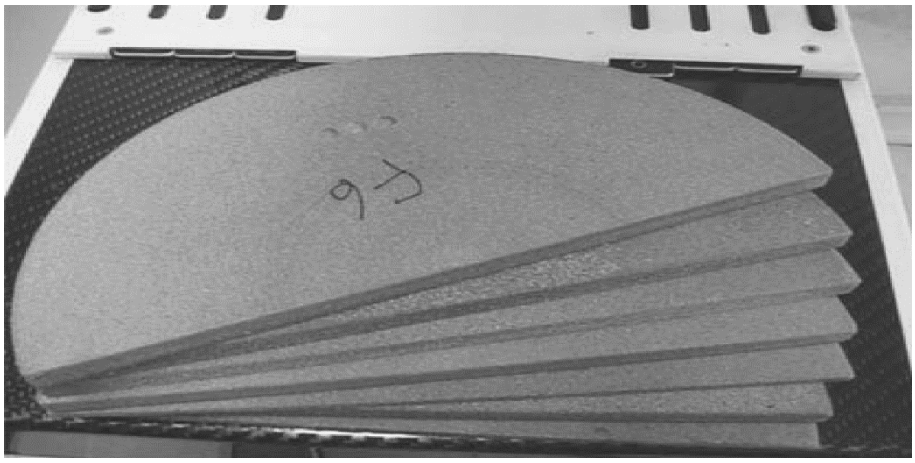

Figura 3.6. Fatias com um raio de 9,0 cm e 0,5 e 1,0 cm de espessuras [40].

Figura 3.7. Orifícios para a colocação dos TLDs [40].

Dosímetros termoluminescentes (TLDs) de Fluoreto de Lítio (LIF/*chip* 100), nas dimensões 3,2 x 3,2 x 0,9 mm.

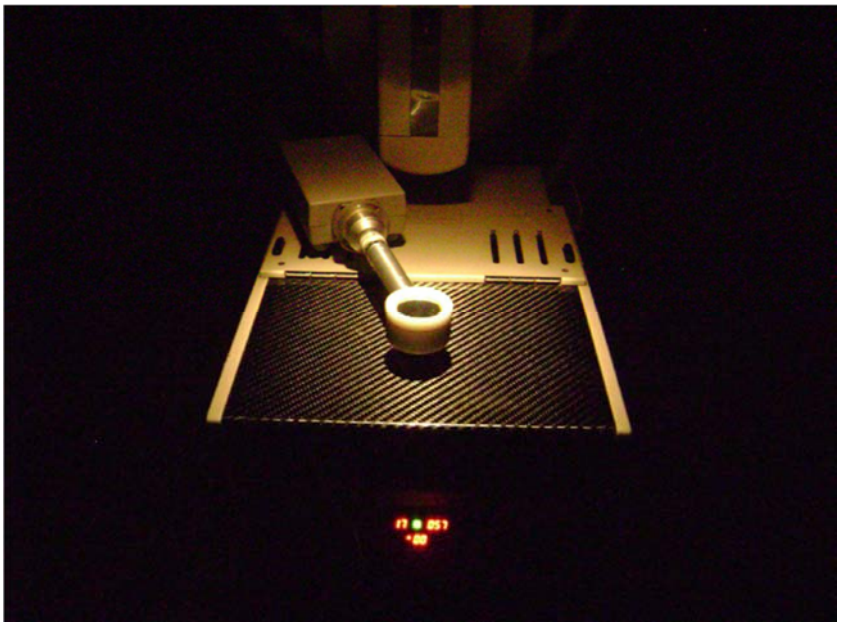

Figura 3.8. Câmara de ionização posicionada no centro do *bucky* do aparelho.

Figura 3.9. Eletrômetro marca Radcal para acoplamento à câmara de ionização.

Para a determinação direta (no próprio simulador) ou indireta (através das medições de kerma) da DGM, é recomendada a utilização de TLDs, conforme reportado na literatura [10,14,68,69].

O procedimento de seleção e calibração dos dosímetros termulominescentes, desenvolvido por SARDO *et al*. [69] e adotado nesse trabalho, consiste inicialmente na seleção dos TLDs, após um lote de 176 dosímetros ser irradiado por três vezes em um feixe padrão de ^{137}Cs, submetido a uma dose de 10 mGy, no Laboratório Nacional de Metrologia da Radiações Ionizantes (LNMRI). Uma média (Mi_1) para cada conjunto de 3 irradiações em cada dosímetro é obtida e, em seguida, determina-se o valor da radiação de fundo (Bg_1) para cada um destes dosímetros lendo os TLDs do mesmo lote. Posteriormente foram guardados em laboratório, tendo cuidado para que não sofressem nenhuma exposição de radiação externa após um período de sete dias. Na sequência, subtraindo-se Mi_1 de cada Bg_1, determina-se um valor médio, *Mi, para cada TLD. Continuando, é obtida a média da leitura de cada grupo (176 TLDs) irradiado no feixe padrão. A partir daí, determina-se o valor médio para estas médias (*Mm), sendo encontrado o fator de sensibilidade individual (Fs) pela divisão $*M_m/*Mi$.

No procedimento para a calibração, deve-se escolher 23 dosímetros, buscando alcançar o melhor desempenho em relação à sensibilidade. Este novo lote deve ser irradiado no mamógrafo, marca Siemens - modelo mammomat 1000, numa dose também de 10 mGy, de acordo com as condições experimentais disponibilizadas, fixando-se os parâmetros básicos em 28 kV, 80 mAs, com um conjunto alvo-filtro Mo-Mo, utilizando-se câmara de ionização da marca Radcal, modelo-10X5-6M (série:

7288), e acoplada ao eletrômetro da mesma fabricação (Figura 3.9). A partir destas medições, pode-se obter, 65,2 nC em média, com 4,9 nC de desvio padrão, em leitura arbitrária. Após um novo procedimento, irradiam-se cinco destes dosímetros (grupo de 23 dosímetros) com melhor desempenho, obtendo-se um valor médio de 10,24 mGy com um desvio padrão de 0,10 mGy. Assim, obtém-se finalmente, o fator de calibração (F_c) para o lote, dividindo-se a leitura da dose média, em mGy, pela média das leituras arbitrárias, em nC. O fator de calibração individual deve ser obtido multiplicando-se cada fator de sensibilidade (F_s) pelo fator de calibração do grupo (F_c).

Ressalta-se que, nas medições experimentais de DGM, podem-se obter resultados em diferentes profundidades no BTE. Consequentemente, obtém-se assim fatores de correção das leituras em nC para profundidades variando de 0,5 cm até 3,0 cm, nos conjuntos alvo-filtros Mo-Mo e Mo-Rh, com 28 kV de tensão. Para este procedimento utilizam-se os cinco TLDs com melhor desempenho ao lado da câmara de ionização, irradiando-se este conjunto para cada profundidade e obtendo-se os fatores de correção listados na Tabela 3.1.

Tabela 3.1. Fatores de correção em relação à profundidade de irradiação para cada espessura de compressão [69].

Profundidade do BTE / Fatores de Correção (F_{Cp} no BTE)		
Alvo-Filtro / (Mo-Mo)		**(Mo-Rh)**
Profundidade	**F_{Cp}**	**F_{Cp}**
0,5	0,93	0,96
1,0	0,89	0,93
1,5	0,90	0,93
2,0	0,87	0,92
2,5	0,86	0,90
3,0	0,84	0,91

3.1.2 Procedimentos para obtenção da DGM experimental e semiempírica

O simulador BTE deve ser irradiado 84 vezes na projeção crânio caudal (CC), utilizando o modo semiautomático. As distâncias foco-*bucky* dos aparelhos (63,5 cm) e os tamanhos de campo de radiação (24 x 18 cm) são as mesmas utilizadas para a realização de mamografias clínicas, tanto no mamógrafo de pesquisa e desenvolvimento, como nos outros mamógrafos clínicos. As irradiações devem começar com uma espessura de compressão equivalente a 3,0 cm e terminar com a espessura de

compressão de 6,0 cm, sendo cada espessura irradiada três vezes, isto é, em três profundidades distintas.

Para cada irradiação, utilizam-se seis dosímetros termoluminescentes, pré-tratamento térmico. Destes seis, três são colocados na parte de cima do simulador (para a obtenção do $k_{a,i}$) e outros três devem ser inseridos na parte interna do BTE, a uma determinada distância (profundidade) para as medições experimentais e cálculos posteriores da DGM semiempírica.

As exposições devem ocorrer para uma tensão no tubo de 28 kV e qualidades do feixe/camada semi-redutora (HVL) avaliadas *in loco*, sendo que tais parâmetros básicos são confirmados, seguindo os procedimentos e recomendações do manual 1517 da Organização Internacional de Energia Atômica [15].

Os valores do produto da corrente (mA) pelo tempo de exposição em segundos (s) devem também ser controlados. Quanto ao conjunto alvo-filtro, utilizam-se para estas medições: molibdênio-molibdênio (Mo-Mo) e molibdênio-ródio (Mo-Rh). Estes parâmetros são mantidos constantes durante todo o procedimento de exposições do BTE em cada conjunto nas irradiações.

Após as irradiações, os TLDs recebem pós-tratamento térmico em forno adequado que são lidos na leitora Harshaw 5500. A seleção e calibração destes dosímetros seguem procedimentos descritos na literatura disponível [69,70].

A DGM, referente a cada espessura de compressão e profundidade no BTE, será obtida multiplicando-se cada leitura arbitrária do TLD por seu fator de calibração e fator

de correção, devido a dependência energética para cada profundidade, obtendo-se como valor final a média de três leituras com o devido desvio padrão.

O kerma no ar incidente ($k_{a,i}$) é obtido multiplicando-se a leitura arbitrária de cada um dos três dosímetros, encontrados na parte de cima do simulador, por seu fator de calibração, considerando como resultado final para esta grandeza, a média de três leituras com o respectivo desvio padrão, já descontado o fator de retroespalhamento no BTE [69].

A DGM semiempírica será calculada para cada espessura de compressão utilizando a Equação 3.1 [10], a partir dos valores de $k_{a,i}$ experimental e os fatores de conversão referentes à porcentagem glandular, largura de mama comprimida e tipo de conjunto alvo-filtro utilizado, respectivamente [37,42,47,48] (Tabelas 3.2, 3.3 e 3.4) nas condições de tensão (kV), HVL e conjuntos alvo-filtro utilizados neste estudo.

Tabela 3.2. Coeficientes de conversão$C_{DG50,Ki}$ (mGy/mGy) para mama com 50% de conteúdo glandular [47,48].

	Camada semi-redutora (mm Al)						
Espessura da mama (cm)	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
3,0	0,274	0,309	0,342	0,374	0,406	0,437	0,466
4,0	0,207	0,235	0,261	0,289	0,318	0,346	0,374
5,0	0,164	0,187	0,209	0,232	0,258	0,287	0,310
6,0	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261
7,0	0,114	0,130	0,145	0,163	0,177	0,202	0,224

Esta dosimetria por metodologia semiempírica para o BTE utiliza-se a Equação 3.1:

$$D_G = C_{DG50,ki} \cdot CD_{Gg} \cdot D_{G50} \cdot S \cdot ki \text{ (mGy)} \quad (3.1)$$

Em que:

$C_{DG50,Ki}$ = Converte o kerma no ar incidente na dose glandular média para uma mama de 50% de conteúdo glandular (glandularidade) e uma espessura realística.

$C_{DGg,DG50}$ = Obtido pelos valores tabelados da literatura para os conteúdos glandulares (g) de 0,1 a 100% na região central da mama [48].Converte a dose glandular média para uma mama de glandularidade 50% na dose glandular média para uma mama de glandularidade, g, de espessura realística.

$S.k_i$ = Produto do coeficiente, S, pelo kerma no ar incidente, K_i.

Tabela 3.3. Coeficientes de conversão $CD_{Gg,D_{G50}}$ para o padrão 2 (25% a 50% glandular) [47,48].

	Camada semi-redutora (mm Al)						
Espessura da mama (cm)	**0,30**	**0,35**	**0,40**	**0,45**	**0,50**	**0,55**	**0,60**
3,0	1,049	1,045	1,044	1,040	1,039	1,036	1,033
4,0	1,060	1,056	1,053	1,051	1,047	1,047	1,045
5,0	1,064	1,061	1,060	1,058	1,056	1,053	1,051
6,0	1,068	1,066	1,063	1,063	1,060	1,058	1,057
7,0	1,071	1,069	1,066	1,065	1,064	1,061	1,060

Tabela 3.4. Valores de fatores ***s*** para diferentes combinações alvo/filtro [37].

Mo/Mo	1,000
Mo/Rh	1,017
Rh/Rh	1,061
Rh/Al	1,044

3.2 Laboratório de metrologia

Sabe-se que uma variedade de combinações de materiais é utilizada nos conjuntos alvo-filtro em equipamentos de mamografia [26]. Sendo assim, a dose no paciente depende tanto da qualidade do feixe de raios X, derivada de uma destas combinações utilizadas e fornecidas pelo fabricante, como também da calibração dos detectores de radiação adotados nas medições necessárias para o que se julgar importante neste tipo de dosimetria.

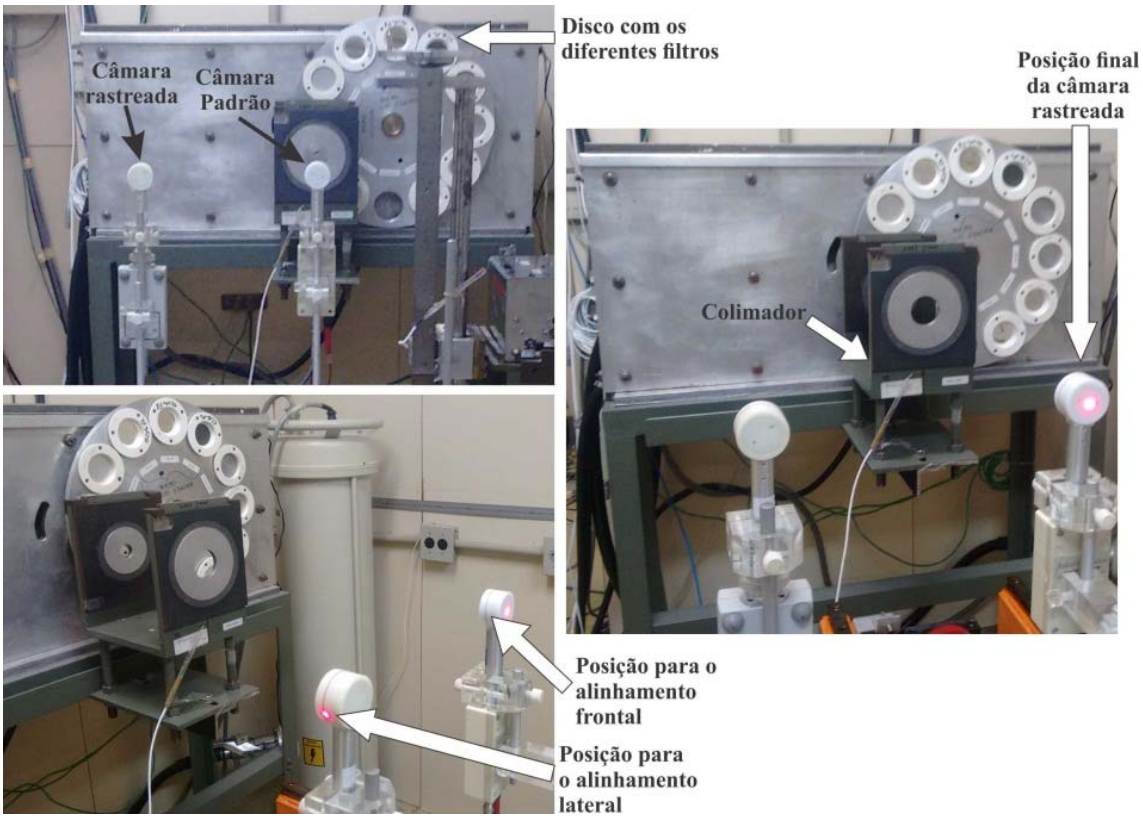

Figura 3.10. Arranjo experimental para a calibração no LNMRI.

Na Figura 3.10 (de cima para baixo), são mostradas as câmaras de ionização posicionadas de acordo com o arranjo experimental, vê-se ao fundo o disco com os diferentes filtros utilizados no procedimento de calibração.

Nesta imagem (Figura 3.10), é observado o alinhamento lateral das câmaras de ionização, posicionadas em relação ao feixe de laser: frontalmente (câmara padrão) e lateralmente (câmara rastreada). Sendo que, a direita da imagem, observa-se a posição final da câmara rastreada na linha central do feixe de raios X, sendo posicionada em frente ao colimador.

4 Resultados e discussões

Neste capítulo são apresentados e discutidos os resultados das medições de DGM e $K_{a,i}$, bem como os índices e características relativas às comparações dos valores da dose glandular (experimental x semiempírico) para o BTE. São mostrados também os histogramas referentes às comparações com resultados da literatura, indicando as incertezas expandidas correlatas e na sequência, mostram-se as tabelas com as correlações entre $K_{a,i}$ e mAs para cada espessura de compressão da mama comprimida.

São apresentados e comparados também resultados para a espessura de compressão de 4,5 cm, bem como, os resultados referentes aos níveis aceitáveis para a DGM nas sete espessuras de compressão dentro das medições neste simulador.

O capítulo também disponibiliza os resultados referentes às medições experimentais, obtendo as curvas ajustadas para a grandeza nos conjuntos alvo-filtros utilizados. Para alvos de molibdênio, são comparados resultados com curvas da literatura. Também são apresentados resultados envolvendo a indução do risco de câncer e óbito devido à exames de mamografias.

4.1 Rastreabilidade, incertezas, comparações, validação para a exatidão nas medições de DGM e teste estatístico

As Tabelas 4.1 e 4.2 mostram os principais componentes de incertezas significativos para os cálculos na obtenção da incerteza expandida (U) em cada DGM experimental e semiempírica obtida nas medições dentro das sete espessuras de compressão estudadas. Utilizou-se o valor de incerteza do Certificado de Calibração, TLDs, HVL, kVp e mAs, da Tabela 4.1, compondo com as incertezas da Tabela 4.2, no cálculo final da incerteza expandida para cada valor da DGM semiempírica contido nas Tabelas 4.3, 4.4, 4.5 e 4.6.

Na sequência, são mostradas as espessuras de mama utilizadas nas medições experimentais, seguido (colunas 2) de cada profundidade efetiva nas medições de DGM. Nas colunas 3 e 4, são mostrados os valores da grandeza para os cálculos semiempíricos e medições experimentais com os seus valores absolutos de incerteza expandida, respectivamente. Finalmente, na coluna 5, são encontrados os índices aceitáveis para a exatidão, de acordo com recomendações da literatura [13].

Tabela 4.1. Componentes de incertezas na determinação da grandeza DGM nas medições experimentais deste estudo.

	Espessuras de compressão (cm)							
	3,0	**3,5**	**4,0**	**4,5**	**5,0**	**5,5**	**6,0**	
	Incertezas tipo A (%)							**Incertezas tipo B (%)**
$DGMa_1$	15,60	2,87	13,94	3,30	2,60	0,69	1,90	-
$DGMa_2$	1,98	3,26	1,95	1,44	1,39	0,68	5,17	-
$DGMa_3$	10,01	2,99	6,63	1,98	3,55	1,10	2,04	-
$DGMa_4$	2,83	3,80	0,93	3,23	1,40	1,32	1,36	-
mAs_{b1}	0,28	0,25	0,23	1,94	0,14	0,30	0,14	-
mAs_{b2}	1,83	0,22	0,33	0,58	0,36	0,53	0,30	-
mAs_{b3}	0,33	0,11	0,09	0,11	-	0,38	0,05	-
mAs_{b4}	0,00	0,00	0,12	0,09	0,38	0,09	0,28	-
U [c]	-	-	-	-	-	-	-	1,30
TLD [d]	-	-	-	-	-	-	-	7,5
HVL[e]	-	-	-	-	-	-	-	10,00
kVp [f]	-	-	-	-	-	-	-	1,99

a_1, a_2, a_3,a_4/ b_1; b_2; b_3; b_4 – incertezas tipo A nas medições experimentais;
c – Incerteza expandida do certificado de calibração [71] para k=1 e W-Mo (28kV);
d - Desvio padrão[69];
e - Índice permissível para Mo-Mo e Mo-Rh [9,10];
f - Reprodutibilidade [15].

Tabela 4.2. Incertezas utilizadas para os parâmetros envolvidos no cálculo matemático na grandeza DGM semiempírica obtida da Equação 3.1.

	Espessuras de compressão (cm)							
	3,0	**3,5**	**4,0**	**4,5**	**5,0**	**5,5**	**6,0**	
	Incerteza tipo A (%)							**Incerteza tipo B (%)**
$k_{a,ia}$[1]	0,53	4,10	0,72	3,60	2,73	0,41	0,34	-
$k_{a,ia}$[2]	1,89	0,97	4,40	2,06	3,24	1,88	0,40	-
$k_{a,ia}$[3]	4,17	2,26	5,13	3,83	3,09	3,85	2,55	-
$k_{a,ia}$ 4	3,48	2,06	0,30	5,18	2,16	3,39	1,06	-
Fator c [b]	-	-	-	-	-	-	-	3,00
Alvo- filtro								**Mo-Mo/Mo-Rh**
Fator g [c]	-	-	-	-	-	-	-	4,20 / 5,00
Fator s [d]	-	-	-	-	-	-	-	3,10 / 2,20

a^1, a^2, a^3, a^4 – incertezas tipo A nas medições experimentais;
b, c, d - DANCE *et al.*[48].

Tabela 4.3. Comparação para a DGM no mamógrafo marca Siemens, modelo mammomat 1000, para 28 kV, conjunto alvo-filtro (Mo/Mo) e HVL de 0,38 mm em alumínio.

Espessura de mama comprimida (cm)	**Profundidade [a] no BTE (cm)**	**DGM (mGy)**		**Exatidão [e] (%)**
		Se [b] ± U [c]	**Exp [d] ± U**	
3,0	1,0	0,649 ± 0,091	0,704 ± 0,142	8,5
3,5	1,0	0,889 ± 0,130	1,04 ± 0,14	>15,0
4,0	1,5	1,09 ± 0,15	1,03 ± 0,19	6,3
4,5	2,0	1,39 ± 0,20	0,901 ± 0,119	>15,0
5,0	1,5	1,70 ± 0,24	1,92 ± 0,25	13,0
5,5	1,5	2,34 ± 0,33	2,89 ± 0,37	>15,0
6,0	2,0	3,04 ± 0,42	2,90 ± 0,37	5,1

a - profundidade efetiva escolhida entre 3 comparações para cada espessura;
b - semiempírica;
c - incerteza expandida (k=1);
d - experimental;
e - comparação para DGM, [(Exp - Se)/Se)]x100 dentro do índice recomendável de até 15% [13].

Tabela 4.4. Comparação para a DGM. Mamógrafo marca Siemens, modelo mammomat 1000, com 28 kV, conjunto alvo-filtro (Mo/Rh) e HVL de 0,41 mm em alumínio.

Espessura de mama comprimida (cm)	**Profundidade [a] no BTE (cm)**	**DGM (mGy)**		**Exatidão [e] (%)**
		Se [b] ± U [c]	**Exp [d] ± U**	
3,0	1,0	0,613 ± 0,088	0,656 ± 0,085	7,0
3,5	1,5	0,687 ± 0,097	0,613 ± 0,086	11,0
4,0	1,5	0,816 ± 0,120	0,822 ± 0,106	0,7
4,5	1,5	1,09 ± 0,15	1,18 ± 0,15	7,9
5,0	2,0	1,30 ± 0,19	1,08 ± 0,14	>15,0
5,5	2,0	1,60 ± 0,23	1,47 ± 0,19	7,3
6,0	2,0	1,98 ± 0,28	2,07 ± 0,28	4,5

a - profundidade efetiva escolhida entre 3 comparações para cada espessura;
b - semiempírica;
c - incerteza expandida (k=1);
d - experimental;
e - comparação para DGM, [(Exp - Se)/Se)]x100 dentro do índice recomendável de até 15% [13].

Tabela 4.5. Comparação para a DGM. Mamógrafo marca Philips, modelo Graphmamo VMI, conjunto alvo-filtro (Mo/Mo), 28 kV e HVL de 0,35 mm em alumínio.

Espessura de mama comprimida (cm)	**Profundidade [a] no BTE (cm)**	**DGM (mGy)**		**Exatidão [e] (%)**
		Se [b] ± U [c]	**Exp [d] ± U**	
3,0	1,0	1,01 ± 0,14	0,96 ± 0,22	5,0
3,5	1,5	1,17 ± 0,17	1,12 ± 0,15	4,0
4,0	1,5	1,36 ± 0,20	1,40 ± 0,20	3,7
4,5	1,5	1,50 ± 0,23	1,71 ± 0,22	14,0
5,0	2,0	1,73 ± 0,25	1,35 ± 0,25	>15,0
5,5	2,0	2,10 ± 0,31	1,82 ± 0,23	13,0
6,0	2,0	2,66 ± 0,38	2,45 ± 0,32	8,0

a - profundidade efetiva escolhida entre 3 comparações para cada espessura;
b - semiempírica;
c - incerteza expandida (k=1);
d - experimental;
e - comparação para DGM, [(Exp - Se)/Se)]x100 dentro do índice recomendável de até 15¨% [13].

Tabela 4.6. Comparação para a DGM. Mamógrafo marca GE, modelo Senograph DMR, 28 kV, conjunto alvo-filtro (Mo/Rh) e HVL de 0,40 mm em alumínio.

Espessura de mama comprimida (cm)	**Profundidade[a] no BTE (cm)**	**DGM (mGy)**		**Exatidão [e] (%)**
		SE [b] ± U [c]	**Exp [d] ± U**	
3,0	1,5	0,59 ± 0,09	0,53 ± 0,07	10,0
3,5	1,5	0,76 ± 0,11	0,79 ± 0,11	4,0
4,0	1,5	0,85 ± 0,12	1,07 ± 0,18	>15,0
4,5	2,0	1,07 ± 0,16	0,96 ± 0,13	10,0
5,0	2,0	1,34 ± 0,19	1,43 ± 0,18	6,7
5,5	2,0	1,67 ± 0,24	1,89 ± 0,24	13,2
6,0	2,0	2,07 ± 0,29	2,58 ± 0,33	>15,0

a - profundidade efetiva escolhida entre 3 comparações para cada espessura;
b - semiempírica;
c - incerteza expandida (k=1);
d - experimental;
e - comparação para DGM, [(Exp-Se)/Se)]x100 dentro do índice recomendável de até 15% [13]

Na coluna 2 das Tabelas 4.3 a 4.6, observam-se os resultados de cada profundidade efetiva nas medições de DGM, escolhidas após comparações entre 3 medições experimentais de DGM em 3 diferentes profundidades com outros 3 resultados de cálculos semiempíricos para a grandeza, optando-se pelo maior índice para os valores de até 15%. E para aqueles índices acima de 15 % escolhe-se o mais discrepante. Constata-se que as profundidades de 1,5 e 2,0 cm são as mais frequentes, sobretudo a partir das espessuras de 4,0 cm.

Nas colunas 3 e 4 das referidas tabelas são mostrados os valores para a DGM semiempírica e experimental com cada incerteza expandida associada, parâmetro este, que alcançou o valor máximo de 23% para uma espessura de compressão de 3,0 cm (medição experimental, Tabela 4.5). Entretanto, em cerca de 95% dos valores dentro dos 56 resultados para a DGM, para todas as espessuras de compressão e profundidades medidos e calculados, os valores de incerteza expandida alcançaram o índice de até 15 %.

Na obtenção dos valores absolutos da incerteza expandida (U) utilizou-se a Equação 2.10, adotando-se k=1, seguindo-se o mesmo procedimento em relação aos índices referentes incerteza tipo B (Tabelas 4.1 e 4.2) obtidos da literatura. Quanto a incerteza do certificado de calibração [71], optou-se pelo conjunto alvo-filtro W/Mo com 28 kV, que foi a tensão utilizada nestas condições para nas medições experimentais deste estudo, além do maior valor disponibilizado para tal parâmetro. Ainda com referência Tabelas 4.3 a 4.6, na coluna 5, para as comparações do erro (exatidão), onde comparam-se resultados para a DGM em 3 profundidades, com outros 3 para valores semiempíricos (Equação 3.1), comprova-se que 75% do índice obtido nestas medições experimentais encontram-se validados, de acordo com o nível máximo indicado para a DGM, de até 15% de acordo com KLEIN *et al.* [13]. Para os cálculos semiempíricos da DGM foram utilizados fatores de conversão das Tabelas 3.2 e 3.3 (esta última relativa ao padrão 2 / 25 a 50% de glandularidade), o que vem comprovar que a opção por tal faixa de glandularidade nas comparações com as medições no BTE, mostrou-se adequada.

Aplicou-se também o teste estatístico de GRUBBS [67] para os resultados de DGM (experimental e semiempirica) utilizando a Equação 2.13, para n = 14 em cada conjunto alvo-filtro (Mo/Mo e Mo/Rh), respectivamente, dentro dos resultados emiempiricos (Se) e Experimentais (Ex) das Tabelas 4.3 a 4.6. Obtiveram-se 4 resultados para Z calculado (Zc) de: 1,87; 2,12; 2,23 e 2,10; todos inferiores a Z tabelado (Ztab = 2,37), para um nível de significância de 0,05.

Sendo assim, e considerando a hipótese; H_1; em que x_i não é considerado um valor extremo, relativa ao referido teste estatístico correlato, constata-se a ausência de valores inadequados nas amostras, quer seja por variabilidades aleatórias inerentes as medições, erros de cálculos na obtenção de dados ou mesmo inserção de dados incorretos nos conjuntos amostrais [67].

4.2 Sobre a espessura de compressão de 4,5 cm

O Regulamento Técnico para Radiodiagnóstico Médico e Odontológico do Ministério da Saúde, Portaria 453 [20], bem como os autores TSAI *et al.* [72] e WU *et al.* [73], adotaram e reportaram em seus estudos apenas a espessura de compressão de 4,5 cm, sendo que nesta Portaria, tal espessura foi referenciada em termos de dose absorvida na entrada da pele, grandeza esta que caiu em desuso em dosimetria no radiodiagnóstico médico, sendo atualmente substituída pela grandeza kerma no ar de superfície de entrada. Já as referências [72,73], ao adotarem a espessura de compressão de 4,5 cm, fazem menção somente a DGM e porcentagem glandular. Em suma, os trabalhos referenciados adotam unicamente esta espessura.

Deste modo, a Tabela 4.7, mostra comparações em resultados de dose para diferentes metodologias (incluindo a deste estudo) e observando distintas condições alvo-filtro, numa mesma tensão e glandularidade.

Tabela 4.7. Valores de DGM para a espessura de compressão de 4,5 cm, 28 kV e 50% de glandularidade.

DGM (mGy)				
Conjuntos		**Este estudo ***	***Wu (1994)***	**Dance (2000)**
Alvo-filtro	Mo-Mo	0,901 ± 0,12	1,29 (30)	1,47 (39)
	Mo-Rh	1,18 ± 0,15	1,04 (13)	1,13 (4)

( ) - diferença em %.
*Mamógrafo de pesquisa marca Siemens.

Portanto, para tal largura de mama, pôde ser constatado que, dentre os resultados nas comparações para a DGM experimental nos dois conjuntos alvo-filtros utilizados, o de Mo-Rh apresenta o melhor desempenho. Constata-se também que os dados experimentais obtidos no modelo aqui desenvolvido encontram-se consistentes com os resultados de Wu e Dance.

4.3 Níveis aceitáveis

4.3.1 Resultados para a DGM

São mostrados nas Figuras 4.1 a 4.4 os resultados para a DGM, respectivamente, comparados com aqueles da publicação da AIEA [37] para os níveis aceitáveis, dentro das sete espessuras de compressão estudadas.

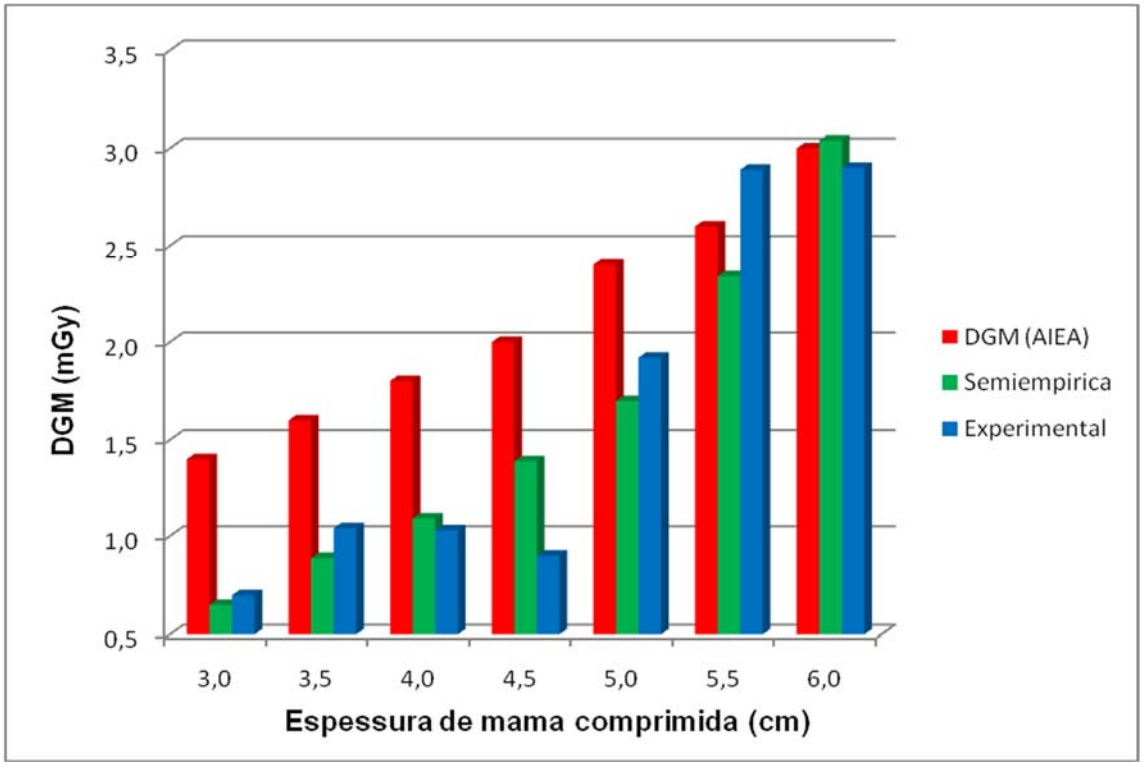

Figura 4.1. Comparação para os valores da DGM, nas condições de Mo-Mo no mamógrafo Siemens.

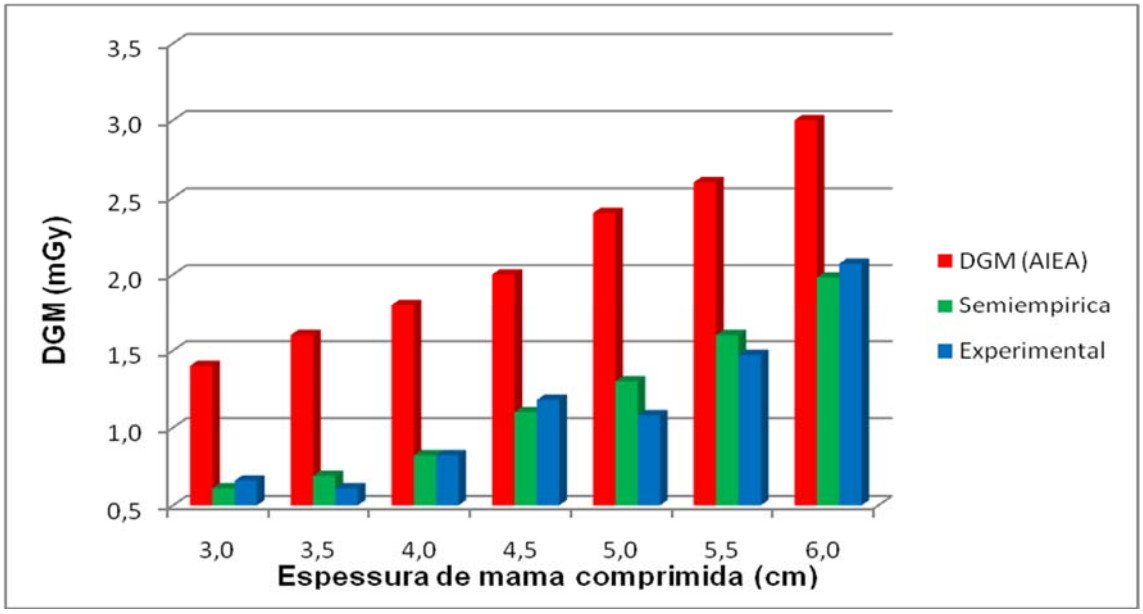

Figura 4.2. Comparação para os valores da DGM nas condições de Mo-Rh no mamógrafo Siemens.

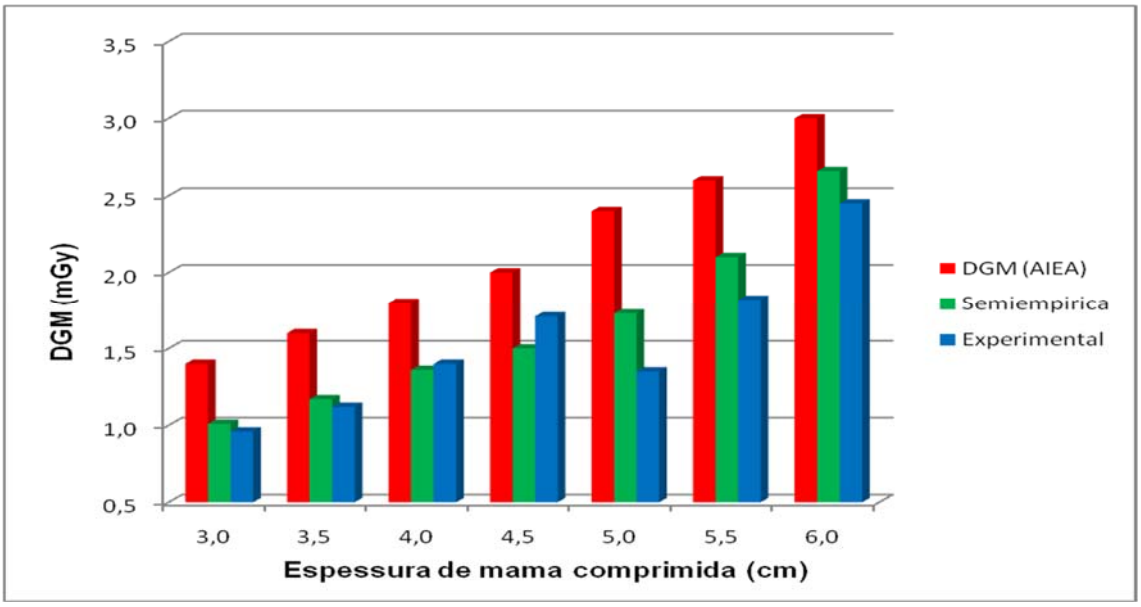

Figura 4.3. Comparação para as medições experimentais da DGM nas condições de Mo-Mo no mamógrafo Philips.

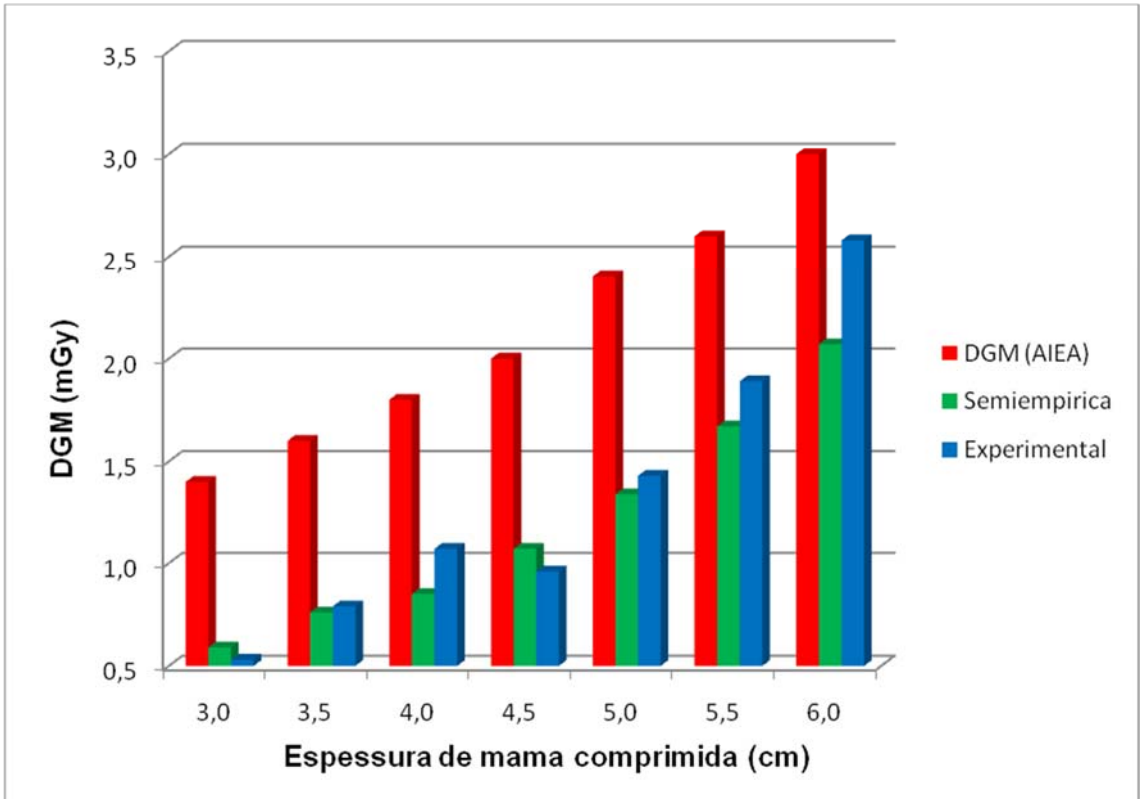

Figura 4.4. Comparação para os valores da DGM nas condições de Mo-Rh no mamógrafo GE.

Em relação ao critério recomendado pela AIEA, para os resultados mostrados nestas Figuras, foi encontrado um índice de cerca 97% para os 56 valores de DGM, compatíveis com os níveis aceitáveis de DGM para cada espessura, de acordo com as recomendações [37]. Os referidos resultados, comprovam a eficácia do método utilizado por meio do simulador (BTE) e a escolha adequada do dosímetro termoluminescente (LiF 100) para a obtenção dos valores da DGM experimental e semiempirica.

4.3.2 Curvas experimentais

A seguir, nas Figuras 4.5 a 4.8 são mostrados os resultados referentes às medições experimentais de DGM (Tabelas 4.3 a 4.6) com as respectivas incertezas tipo A, ajustados por um programa de ajuste de curvas [74], sendo obtidas de acordo com a equação: $Y= A.X^{BX}$.

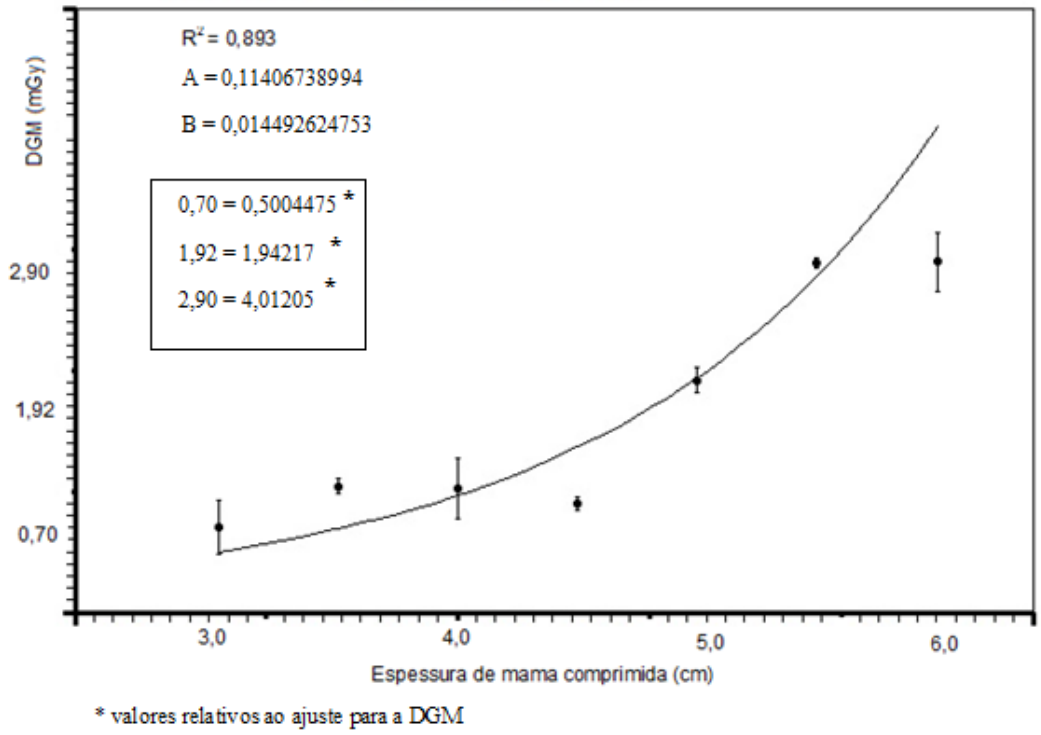

Figura 4.5. Gráfico referente ao mamógrafo de pesquisa marca Siemens para Mo-Mo.

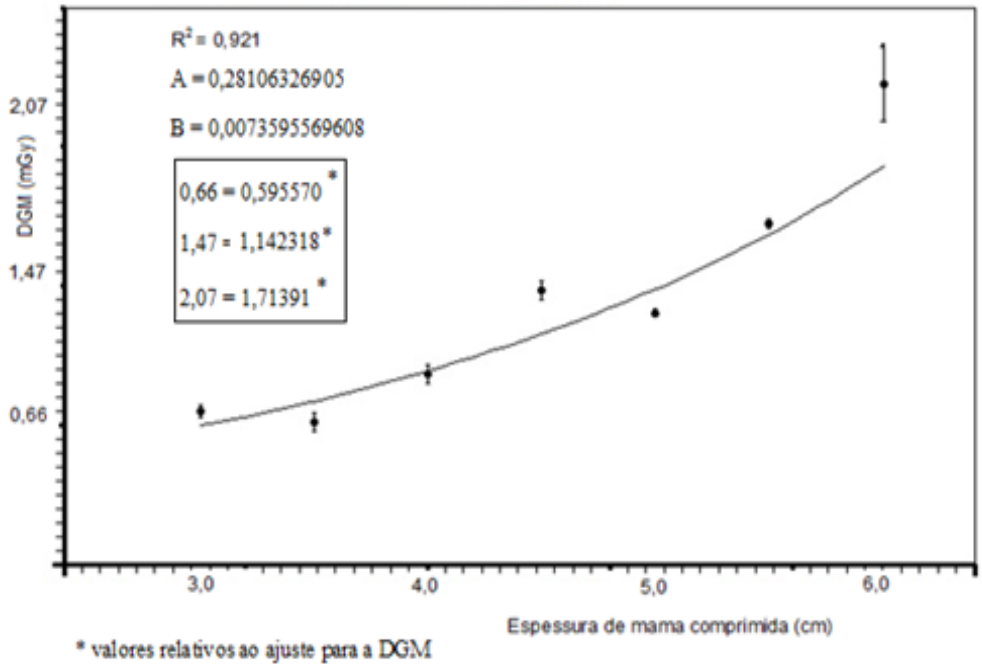

Figura 4.6. Gráfico referente ao mamógrafo de pesquisa marca Siemens para Mo-Rh.

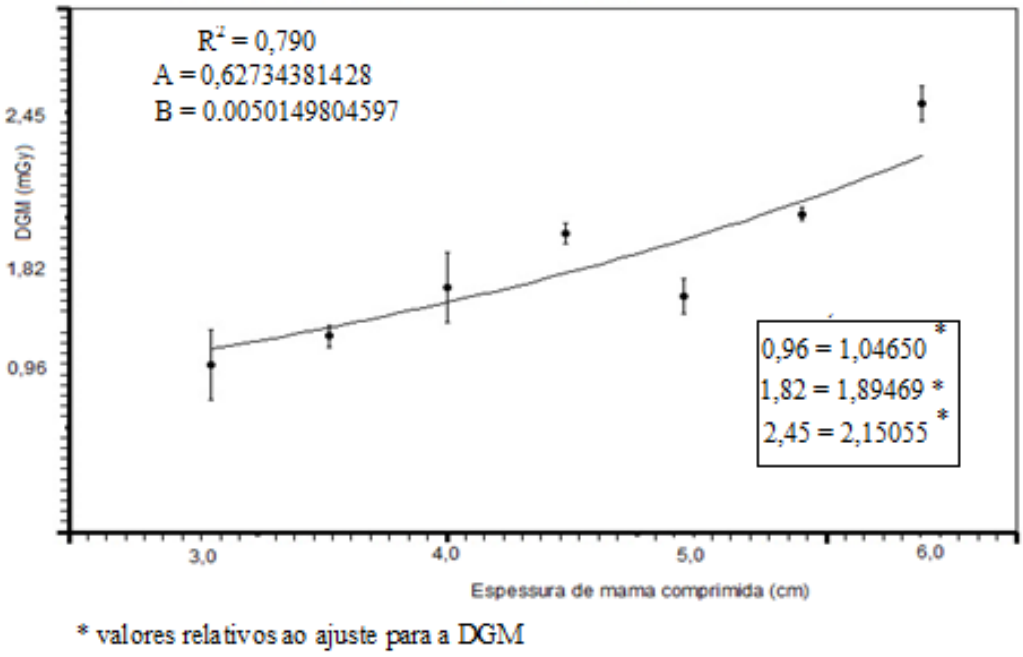

Figura 4.7. Gráfico referente ao mamógrafo clínico marca Philips para Mo-Mo.

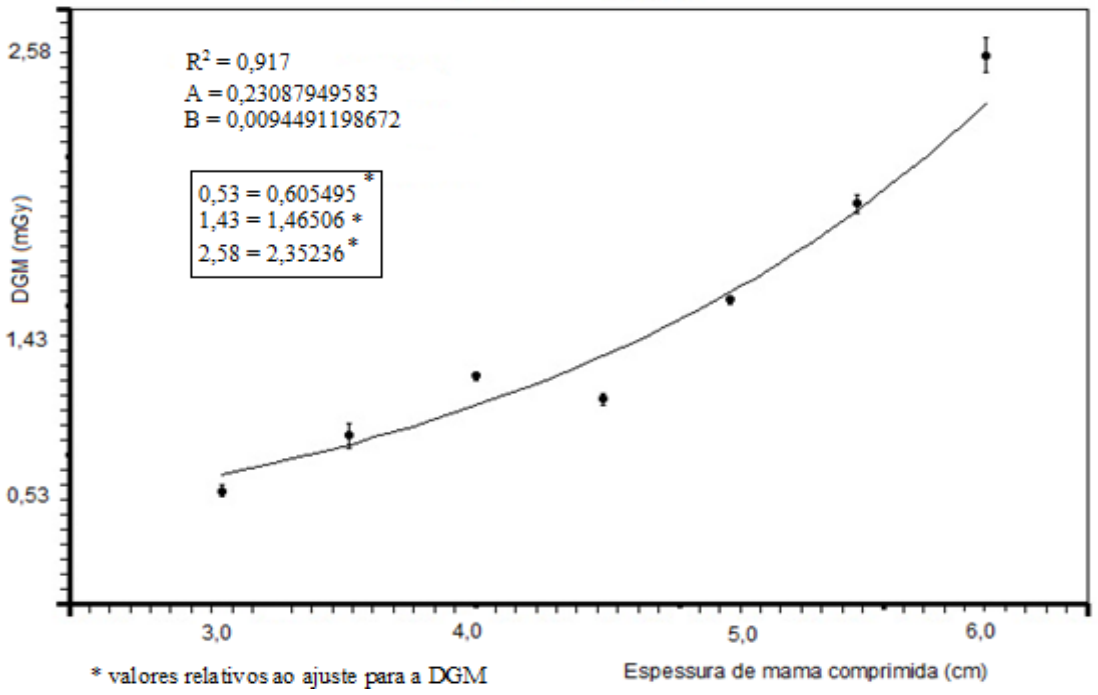

Figura 4.8. Gráfico referente ao mamógrafo clínico marca GE para Mo-Rh.

Ressalta-se que nos gráficos das Figuras 4.6 e 4.8 os valores de R^2 se aproximam de 1,00 e tornam tais ajustes mais consistentes, não somente por conta das características do conjunto alvo-filtro (Mo-Rh), mas também devido à ocorrência de mais pontos nas medições experimentais da DGM para cada espessura de compressão, com menor incerteza tipo A (Tabela 4.1). Estas constatações tornam-se evidentes, tanto nas comparações para os diferentes conjuntos alvo-filtro para o mamógrafo de pesquisa como também entre os outros dois utilizados para exposições clínicas.

Na literatura, SEKIMOTO *et al.* [75] reportam que as doses em mamografia são influenciadas pelo tipo de conjunto alvo-filtro, o que reforça a necessidade de uma maior investigação no que tange a este parâmetro básico entre as medições de DGM em

cada aparelho de mamografia utilizado, contemplando inclusive a realização de medições em equipamentos de diferentes fabricantes.

As Figuras 4.9 e 4.10, mostradas a seguir, que são as emissões na linha K para alvo de Molibdênio, em termos de característica das curvas para duas energias médias efetivas de experimentos utilizando modelagens de espectros por interpolação polinomial [76] e mostram características para inclinação e tendência similares às curvas experimentais ajustadas (Figuras 4.5, 4.6, 4.7 e 4.8).

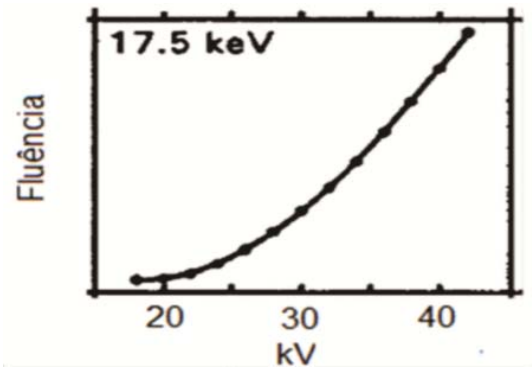

Figura 4.9. Emissão na linha k em Alvo de Molibdênio para 17,5 keV.

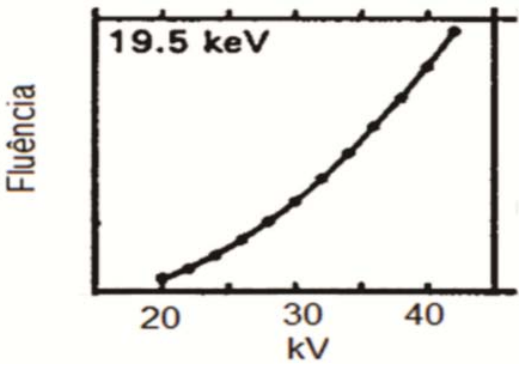

Figura 4.10. Emissão na linha k em alvo de Molibdênio para 19,5 keV.

No estudo de BOONE *et al.* [76] foram desenvolvidos modelos de espectrometria através de interpolação polinomial em 3 tipos de anodos (alvos) muito utilizados em aparelhos de mamografia. Tal estudo reporta também que, dentro das 35 curvas para anodo de Mo, apenas duas (Figuras 4.9 e 4.10) apresentaram tais características

(concavidades). Isto poderia estar ligado a um aumento da tensão para a camada K nos canais correspondentes a 17,5 e 19,5 keV, aumentando assim o *characteristic yield* [76] ou "rendimento característico", influenciado por efeito *bremsstrahlung* e emissão de raios X característicos, além do aumento da fluência (fótons/mm^2), como pode ser observado nas próprias curvas.

Embora a metodologia desenvolvida nesse trabalho tenha obtido resultados em relação à dose glandular, além de ser mantida uma mesma tensão (28 kV) para todas as medições nos mamógrafos estudados, utilizaram-se nas medições de DGM no BTE, fatias com composição e características de tecido humano [40] e de diferentes espessuras. Desta maneira, com o aumento da espessura de cada fatia, ocorre também um "endurecimento" do feixe primário de raios X, acarretando um aumento da dose e influenciando neste "rendimento característico", que no caso, poderia também estar ligado à metodologia para a determinação da DGM desenvolvida e aplicada neste estudo.

Sendo assim, os procedimentos que levaram aos resultados obtidos referentes às curvas experimentais (Figuras 4.5, 4.6, 4.7 e 4.8) deveriam ser repetidos em laboratório padrão para diferentes tensões e conjuntos alvo-filtro e aumentando o número de medições para cada espessura de compressão; seguindo-se a aplicação de um modelo matemático adequado aos resultados obtidos experimentalmente, na busca da consolidação destes dados com valores de R^2 mais próximos da unidade, acarretando numa validação consistente de tais resultados.

4.3.3 Resultados para o ka,i e mAs

Dando sequência, nas Tabelas 4.8 a 4.11, são mostrados os resultados dos valores experimentais do kerma no ar incidente ($k_{a,i}$) para cada produto da corrente elétrica pelo tempo de exposição (mAs) nas espessuras de compressão (cm) em que foram realizadas as medições de DGM.

Tabela 4.8. Valores experimentais de $k_{a,i}$ com o respectivo mAs para cada espessura no BTE. Condições de irradiação da Tabela 4.3.

Espessura de mama comprimida (cm)	**$k_{a,i}$ (mGy)**	**mAs**
3,0	1,90 ± 0,02	18,00
3,5	2,94 ± 0,24	26,27
4,0	4,15 ± 0,04	37,25
4,5	5,87 ± 0,42	51,6
5,0	8,07 ± 0,44	71,9
5,5	12,16 ± 0,08	101,3
6,0	17,47 ± 0,10	140,3

Tabela 4.9. Valores experimentais de $k_{a,i}$ com o respectivo mAs para cada espessura no BTE. Condições de irradiação da Tabela 4.4.

Espessura de mama comprimida (cm)	**$k_{a,i}$ (mGy)**	**mAs**
3,0	1,64 ± 0,06	15,87
3,5	2,07 ± 0,04	22,23
4,0	2,82 ± 0,24	30,00
4,5	4,17 ± 0,18	41,33
5,0	5,56 ± 0,36	56,10
5,5	7,46 ± 0,28	75,60
6,0	10,25 ± 0,08	101,5

Tabela 4.10. Valores experimentais de $k_{a,i}$ com o respectivo mAs para cada espessura no BTE. Condições de irradiação da Tabela 4.5.

Espessura de mama comprimida (cm)	**$k_{a,i}$ (mGy)**	**mAs**
3,0	3,043 ± 0,26	27,67
3,5	3,99 ± 0,18	43,7
4,0	5,26 ± 0,52	55,7
4,5	6,53 ± 0,50	73,00
5,0	8,41 ± 0,52	92,00
5,5	11,24 ± 0,86	123,33
6,0	15,69 ± 0,80	165,00

Tabela 4.11. Valores experimentais de $k_{a,i}$ com o respectivo mAs para cada espessura no BTE. Condições de irradiação da Tabela 4.6.

Espessura de mama comprimida (cm)	**$k_{a,i}$, (mGy)**	**mAs**
3,0	1,74 ± 0,12	22,0
3,5	2,43 ± 0,10	30,0
4,0	3,29 ± 0,02	42,0
4,5	4,63 ± 0,46	57,0
5,0	6,48 ± 0,32	78,0
5,5	8,85 ± 0,60	105,0
6,0	12,25 ± 0,26	145,0

Nas Tabelas mostradas anteriormente, para a espessura de 5,0 cm de mama comprimida, observa-se que os valores de $k_{a,i}$, se encontram dentro do nível recomendado pelo manual de qualidade da IAEA [15] que é de 15 mGy.

Aqui se constatou o bom desempenho de cada aparelho em relação ao Controle Automático de Exposição (CAE), uma vez que o kerma no ar, variando em relação à glandularidade e espessura de compressão e o mAs ditando a intensidade do feixe de raios X, são parâmetros determinantes [17] para a utilização do modo semiautomático nestas exposições em radiografia digitalizada. Daí comprovar-se que a metodologia aplicada pôde checar também este importante parâmetro básico de funcionamento dos mamógrafos estudados.

Ressalta-se que as constatações descritas no parágrafo anterior em relação às medições relativas ao $k_{a,i}$ e demais parâmetros relativos ao produto da corrente elétrica pelo tempo de exposição em segundos (mAs) chamam também a atenção, haja visto que resultados de estudo do Colégio Americano de Radiologia [77] (onde foram aplicados testes com um simulador de mama) apontam para uma recorrente falta de otimização da qualidade de imagem e controle de dose adequado nos diversos serviços de mamografia. Diante disto, em termos de Proteção Radiológica do paciente, além da aplicação de uma dosimetria consistente nos aparelhos de mamografia nas diferentes tecnologias utilizadas, torna-se também muito importante, uma avaliação criteriosa da qualidade da imagem radiográfica.

4.4 Risco devido às exposições em mamografia

Sobre o *Risco* impactado pela DGM, deve ser ressaltado que, dados da literatura [78] mostram que para mulheres em idade de rastreamento, 50-70 anos, o risco de morte por câncer induzido pelos raios X em mamografia é de aproximadamente 1 caso em 100.000 pacientes para a DGM de 1 mGy. Dependendo da idade, frequência e duração de tal programa de rastreamento mamográfico, esse número pode chegar a 10 casos em 100.000 pacientes [5].

De acordo com os autores, YAFFE e MAINPRIZE [54], também numa amostra de 100 mil mulheres, afirma-se que, para Programas de Rastreamento Mamográfico começando aos 40 anos, o risco de óbitos seria reduzido e esta redução tão esperada da mortalidade, poderia ser alcançada através da implementação de tais ações de rastreio.

No Brasil, a recomendação do Ministério da Saúde, assim como da Organização Mundial da Saúde (OMS) e de outros países, é a realização da mamografia de rastreamento (quando não há sinais nem sintomas) em mulheres de 50 a 69 anos, uma vez a cada dois anos [79]. Assim a mamografia de rastreamento poderia ajudar a reduzir a mortalidade por câncer de mama, mas também exporia a mulher a alguns riscos.

Como a exposição aos raios X em mamografia acarreta um discreto aumento do risco [79], quanto mais frequente é a exposição, maior o risco. Ressaltando-se que, o número de mamografias no Brasil cresceu entre os primeiros semestres de 2010 e 2016,

elevando a quantidade de exames feitos pelo Sistema Único de Saúde (SUS) que passou de 1,6 milhão para 2,2 milhões no período [80].

HAUGE *et al.* [53], que adotou em seu estudo as doses de 0,7; 2,5 e 5,7 mGy aplicando a Equação 2.4 aqui já reportada, concluiu que o risco de indução de câncer e óbito é mínimo devido a exames de mamografia em programas de rastreamento mamográfico, o que encorajaria mulheres a realizarem estes procedimentos para a detecção precoce do câncer de mama.

Em suma, o presente estudo obteve o valor máximo de 3,04 mGy para a DGM (entre todas as medições experimentais e cálculos semiempíricos), nível de dose aceitável de acordo com a literatura [37], numa espessura de compressão de 6,0 cm (Tabela 4.3), que é uma largura de mama comprimida encontrada com frequência em estudo realizado no Estado do Rio de Janeiro por ALMEIDA [74]. Diante disso, tal valor encontrado para a DGM, que também se apresenta dentro da faixa de dose escolhida pelos autores [53], reforça a ação de rastreio do órgão regulatório nacional e da OMS, no sentido da realização da mamografia de rastreamento uma vez a cada dois anos [79], quando não há sinais de sintomas. Daí poder acarretar numa diminuição do risco de óbito populacional após a exposição aos raios X nesta prática do radiodiagnóstico.

5 Conclusões

5.1 Dose glandular média e Kerma no ar

Obtiveram-se resultados referentes às 84 exposições do simulador (BTE) em três profundidades de sete espessuras de compressão estudadas nos três aparelhos com sistema computadorizado de mamografia disponível, totalizando 56 resultados efetivos (dentro de uma única profundidade e para cada espessura de compressão) nas medições experimentais e cálculo semiempírico da DGM.

Por outro lado, foram comparados os resultados de exatidão entre as medições experimentais e semiempíricas para 28 comparações, e, em 75% destas comparações, alcançou-se o índice aceitável de até 15%.

Destes resultados efetivos, em cerca de 95%, obteve-se um valor máximo para a incerteza expandida de até 15% nas 7 espessuras de compressão nas medições no BTE dentro de cada profundidade.

Os resultados obtidos nas comparações entre as medições de DGM para uma glandularidade específica de 50%, espessura de compressão de 4,5 cm com alvo de molibdênio e filtro de ródio (Mo-Rh) alcançaram índices de até 15%, comprovando um melhor desempenho para tal parâmetro básico de funcionamento nos mamógrafos estudados.

O teste de Grubbs para 5% de significância não mostrou diferença significativa, indicando coerência nos resultados das amostras (experimentais e semiempíricas).

Os resultados experimentais e semiempíricos para a DGM alcançaram um índice de 97% para a mamografia digital, quando comparados com os valores aceitáveis da AIEA.

Os resultados de ka,i (15 mGy) para as espessura de 5,0 cm de mama comprimida encontram compatíveis com os níveis recomendados pelo manual de qualidade da AIEA.

5.2 Validação da metodologia

Diante dos resultados apresentados, as medições para DGM e $k_{a,i,}$ no simulador BTE, rastreado em laboratório padrão (LNMRI) e com a devida confiabilidade, encontram-se validados dentro de sete espessuras de compressão para as principais grandezas em dosimetria e controle de qualidade nas práticas mamográficas.

Finalmente, a partir da metodologia desenvolvida nesse trabalho, este fantoma pode ser utilizado nas salas de mamografia para a execução dos procedimentos desejados, de acordo com a especificidade requerida.

5.3 Recomendações e continuação do estudo

a. Nos resultados referentes às profundidades efetivas nas medições experimentais no BTE, constatou-se que as profundidades de 1,5 e 2,0 cm são as mais frequentes, sobretudo a partir das espessuras de 4,0 cm. Este resultado permite novas validações de DGM por meio de cálculos semiempíricos ou métodos de simulação em tal faixa de profundidade dentro de uma determinada porcentagem glandular.

b. Tendo em vista a inclinação (concavidade) e tendência nas curvas experimentais da DGM relativas às comparações com o estudo sobre ajuste polinomial para alvos de Molibdênio, recomendam-se outras exposições no BTE em Laboratório de Metrologia. Com isso, acredita-se na possibilidade de inovação no uso deste simulador.

c. Recomenda-se que o Órgão Regulador Nacional deva incluir na legislação níveis aceitáveis para a DGM na espessura de compressão de 4,0 a 6,0 cm, que é uma de largura de mama comprimida encontrada com frequência.

d. A metodologia aplicada e os resultados obtidos neste estudo reforçam as ações do Ministério da Saúde para realizar mamografia de rastreamento em âmbito nacional. Sugere-se uma revisão da regulamentação técnica em radiodiagnóstico (Portaria 453), em termos da utilização da mamografia.

6 Referências bibliográficas

[1] INFORMAÇÃO EM SAÚDE. "A história de mamografias". Disponível em: <http://www.365saude.com.br/pt-cancer/pt-breast-cancer/1009027292.html>. Acesso em: 26 jan. 2016.

[2] RADIOLOGIA CLÍNICA DE CAMPINAS. "Mamografia – Uma história de Sucesso e de Entusiasmo Científico". Disponível em: <http://www.radiologiaclinicadecampinas.com.br/blog/?p=159>. Acesso em: 26 out. 2016.

[3] HAUS, A. G. "Technological improvements in mammography over the past 20 years", **Medical Progress through Technology,** v. 19, n. 1, pp. 31-42, 1993.

[4] HAUS, A. G. "Screen-film and Digital Mammography", **Radiologic Clinics of North America**, v. 38, n. 4, Jul. 2000.

[5] LAUBY, B., SCOCCIANTI, C., LOOMIS, D., et al. "Breast-Cancer Screening – Viewpoint of the IARC Working Group", **The New England Journal of Medicine,** 2015.

[6] INTERNATIONAL AGENCY FOR RESEARCH ON CANCER. **Breast cancer screening IARC handbooks of cancer prevention,** v. 15, IARC Press, France, 2015.

[7] INSTITUTO NACIONAL DO CANCER. "Estimativa 2016". Disponível em: <http://www2.inca.gov.br/wps/wcn/conect/ inca/portal/home>. Acesso em: 22 nov. 2016.

[8] MURPHY, C. "An Overview of Radiological Technology in the Management of Breast Cancer", **The Canadian Journal Of Medical Radiation Technology**, v. 36, n. 4, pp. 6-14, 2005.

[9] EUROPEAN COMMISSION. "European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis". In: PERRY, N., BROEDERS, M., DE WOLF, C. et al. (eds), 4 ed., Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, 2006.

[10] COUTINHO, C. M., 2009, *Avaliação da dose glandular em sistemas de mamografia convencional e digital utilizando um fantoma dosimétrico*. Tese de D.Sc., PEN/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

[11] ANDY, K. W., ALGHAMDI, A. A. "Development of a Realistic Computational Breast Phantom for Dosimetric Simulations", **Nuclear Science and Technology**, v. 2, pp. 147-152, 2011.

[12] BOUZARJOMEHRI, F., MOSTAAR, A., GHASEMI, A., EHRAMPOSH, M. H., KHOSRAVI, H. “The Study of Mean Glandular Dose in Mammography in Yazd and the Factors Affecting It”, **Iranian Journal of Radiology**, v. 4, n. 1, 2006.

[13] KLEIN, R., AICHINGER, H., DIEKER, J., JANSEN, J. T. M., JOITE-BARFUϵ, S., SABEL, M., SCHULZ-WENDLAND, R., ZOETELIEF, J. “Determination of glandular dose with modern mammography units for two large groups of patients”, **Physics in Medicine and Biology**, v. 42, pp. 651-671, 1997.

[14] LÓPEZ-PINEDA, E., C. RUIZ-TREJO, C., BRANDAN, M. E. “A mammographic phantom to measure mean glandular dose by thermoluminescent dosimetry”, **Radiation Measurements**, v. 71, pp. 297-299, 2014.

[15] ORGANIZAÇÃO INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÔMICA, **Control de Calidad em Mamografia**, Tec. Doc. 1517, Viena, 2006.

[16] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, **Quality Assurance Program for Digital Mammography,** Human Series 17, Vienna, 2011.

[17] ALMEIDA, C.D., 2014, *Otimização da dose glandular média na mama e da qualidade da imagem nos sistemas de mamografia digital*. Tese de D.Sc. Departamento de Radiologia da Faculdade de Medicina da UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

[18] INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER, **Mamografia: da prática ao controle. Recomendações para profissionais de saúde,** Rio de Janeiro, Brasil, 2007.

[19] GAONA, E. **Los Rayos X en Mamografía: Cáncer, Física y Control de Calidad**. 1 ed. México, Distribuidora y Editora Mexicana S.A. de C.V, 2002.

[20] MINISTÉRIO DA SAÚDE. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico – Portaria nº 453. **Diário Oficial da União n. 103**, 1998.

[21] BUSHBERG, J.T., SEIBERT, J.A., LEIDHOLDT, J.R., **The Essential Physics of Medical Imaging**. 2 ed. Philadelphia, USA, Lippincott Williams & Wilkins, 2002.

[22] GABRIELA, H., ALMEIDA, C. E., BARNES, G. T. "Comportamento da dose glandular versus contraste do objeto em mamografia: determinação de formalismo semiempírico para diferentes combinações alvo-filtro", **Radiologia Brasileira**, v. 39, n. 3, pp. 193-198, 2006.

[23] GOOGLE. "Imagem mamografia". Disponível em: <https://www.google.com.br/search?q=google+imagem+mamografia&biw>. Acesso em: 14 dez. 2016.

[24] OLIVEIRA, D. F., 2007, *Análise da Radiografia computadorizada em condições de águas profundas*. Dissertação de mestrado, PEN/COOPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

[25] NUCLEO DA MAMA. Disponível em: <https://www.google.com.br/search?site=imghp&tbm=isch&source=hp&biw=1440&bih=770&q=nucleo+da+mama&oq=nucleo++da+mama&gs_l=img>. Acesso em: 14 dez. 2016.

[26] FREITAS, A. G., KEMP, C., LOUVEIRA, M. H., et al. "Mamografia Digital: Perspectiva atual e aplicações Futuras", **Radiologia Brasileira**, v. 39, n. 4, pp. 287-296, 2006.

[27] LEWIN, J. M., D'ORSI, C. J., HENDRICK R. E. "Clinical comparison of full-field digital mammography and screen-film mammography for detection of breast cancer", **American Journal of Röntgenology**, v. 179, pp. 671-677, 2002.

[28] GOOGLE. "Diário da região". Disponível em: <https://www.google.com.br/search?site=imghp&tbm=isch&source=hp&biw=1440&bih=770&q=google+imagens>. Acesso em: 14 dez. 2016.

[29] HOFF, G., 2005, *Cálculo da dose em glândula mamária, utilizando o código de transporte de Monte Carlo MCNP, para as energias utilizadas em mamografia*. Tese de D.Sc. Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

[30] CASSOLA, V. F., HOFF, G. "Estudo comparativo de dosimetria computacional entre modelos homogêneos e um modelo voxel em mamografia: uma discussão de aplicações em testes de constância e cálculo de dose glandular em pacientes", **Radiologia Brasileira**, v. 43, n. 6, pp. 395-400, 2010.

[31] ALBUQUERQUE, M.A.G., 2015, *Estudo espectral para a determinação do fator de conversão que relaciona kerma no ar e dose glandular média através do MMC – código Penélope*. Tese de D.Sc. PEN/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

[32] MINISTÉRIO DA SAÚDE, Instituto Nacional do Câncer. **Mamografia: da prática ao controle - Recomendações para Profissionais de Saúde**. Rio de Janeiro, Brasil, 2007.

[33] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. Elsevier, v. 37, n. 103, 2007.

[34] LAW, K., FAULKNER, K. "Concerning the relationship between benefit and radiation risk, and cancers detected and induced, in a breast screening program", **British Journal of Radiology**, v. 75, pp. 678-684, 2002.

[35] FEITAL, J. C. S., DELGADO, J. U., LOPES, R. T. "A methodology for obtaining the mean glandular dose in mammography exams", **Journal of Physics**, Conference Series, v. 575, 2015.

[36] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS & MEASUREMENTS. "Fundamental quantities and units for ionizing radiation", **Journal of the ICRU**, Report 60, Maryland, 1998.

[37] INTERNATIONAL AGENCY OF ENERGY ATOMIC, "Quality assurance program for digital mammography", **Human Series**, v. 17, Viena, 2011.

[38] INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Ministério da Ciência e Tecnologia. **Grandezas e unidades para radiação ionizante**, Brasil, 2011.

[39] JAMAL, N.NG.K.H., MC LEAN, D., LOOI, L.M., AND MOOSA, F. "Mammographic breast glandularity in Malaysian women: data derived from radiography", **American Journal of Roentgenology**, v. 182, pp. 713-717, 2004.

[40] ALMEIDA, C.D; COUTINHO, C.M., DANTAS, B.M., PEIXOTO, J.E., KOCH, H.A. "A new mammographic dosimetric phantom", **Radiation Protection Dosimetry**, v. 151, n. 1, pp. 196-198, 2012.

[41] ROTHENBERG, L. N. "Exposures and doses in mammography". In: **Syllabus a categorical course in physics technical aspects of breast imaging**, **2aEd RSNA e AAPM**, pp. 111-117, HAUS, A. G., YAFFE, M.J. (eds.). 1993.

[42] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, **Mammography: a user's guide**. Report 85, Bethesda, 1986.

[43] INTERNACIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, **Statement from the 1987.** Publication 52, Pergamum Press, Oxford and New York, 1987.

[44] INSTITUTE OF PHYSICAL SCIENCES IN MEDICINE, **The commission and routine testing of mammographic X-ray systems**. Topic Group, Report 59, 1989.

[45] NETHERLANDS COMMISSION ON RADIATION DOSIMETRY, **Dosimetric aspects of mammography.** Report 6, Delft, 1993.

[46] EUROPEAN COMMISSION, **European protocol on dosimetry in mammography**. Report EUR 1626 EN, ZOETELIEF, J., FITZGERALD, M.,

LEITZ, W. et al. (eds.), Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, 1996.

[47] DANCE, D.R. "Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose". **Physics in Medicine and Biology**, v. 35, n. 9, pp. 1211-1219, 1990.

[48] DANCE, D.R., SKINNER, C.L., YOUNG, K.C., BECKETT, J.R., KOTRE, C.J. "Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol". **Physics in Medicine and Biology**, v. 45, pp. 3225-3240, 2000.

[49] CORREA, S.C.A., SOUZA, E.M., SILVA, A.X., LOPES, R.T., YORIYAZ, H. "Dose-image quality study in digital chest radiography using Monte Carlo simulation", **Applied Radiation and Isotopes**, v. 66, n. 9, pp. 1213-1217, 2008.

[50] YORIYAS, H. "Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica", **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, pp. 141-149, 2009.

[51] COMMISSION OF THE EUROPEAN COMMUNITIES, **European protocol on do dosimetry in mammography screening**. CEC Report EUR 16263, 1996.

[52] ARGO, W.P., HINTENLANG K., HINTENLANG D.E. "A tissue-equivalent phantom series for mammography dosimetry", **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 5, p. 112-119, 2004.

[53] HAUGE, I. H. R., PEDERSEN, K., OLERUD, H. M., HOLE, E. O., HOFVING, S. “The risk of radiation-induced breast cancers due to biennial in women aged 50-69 years in minimal”, **Acta Radiologica,** v. 55, n. 10, pp. 1174-1179, 2014.

[54] YAFFE, J. M., MAINPRIZE, J. G. “Risk of radiation-induced breast cancer from mammographic screening”, **Radiology**, v. 258, n. 1, 2011.

[55] COLDMAN, A. J., PHILLIPS, N., OLIVOTTO, I. A., et al. “Impact of changing from annual to biennial mammographic screening on breast cancer outcomes in women aged 50-79 in British Columbia”, **Journal of Medicine,** v. 4, pp. 182-187, 2008.

[56] COLDMAN, A. J., PHILLIPS, N., WARREN, G., et al. “Breast cancer mortality after screening mammography in British Columbia women”, **International Journal of Cancer,** v.5, pp. 1076-1080, 2007.

[57] TABAR, L., YEN, M. F., VITAK, B., CHEN, H. H., SMITH, R. A., DUFFY, S.W. “Mammography service screening and mortality in breast cancer patients: 20-yearfollow-up before and after introduction of screening”, **Lancet**, v. 361, pp. 1405-410, 2003.

[58] RODRIGUES, L. N. "Metrologia das radiações ionizantes", **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, pp. 69-75, 2009.

[59] INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA QUALIDADE E TECNOLOGIA. "Estrutura hierárquica de rastreabilidade". Disponível em: <https://www.inmetro.gov.br/metcientifica/estrutura.asp>. Acesso em: 16 dez. 2016.

[60] BUREAU INTERNATIONAL DE POIDS ET MEASURES, **Evaluation of measurement data - Guide to the expression of uncertainty in measurement**. JCGM 100:2008, 1 ed., Sep., 2008.

[61] SAMBEMBE, N. C. B. **Projeto de base para concepção de um laboratório de dosimetria e radioproteção padrão secundário**, Programa de Pós-Graduação em Proteção Radiológica e Segurança de Fontes Radioativas. Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, Brasil, 2015.

[62] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, **Calibration of radiation protection monitoring instruments**. Vienna, 2000.

[63] INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA QUALIDADE E TECNOLOGIA. **Guia para a expressão de incerteza de medição "GUM". Avaliação de Dados de Medição**. 1 ed., BIPM de 2008, Rio de Janeiro, Brasil, 2012.

[64] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, **Guide to the expression of uncertainty in measurement**. 2 ed., Genève, Switzerland, 1995.

[65] PEIXOTO, J. G. P., 2002, *Rastreabilidade e controle de qualidade em mamografia: medidas e modelos*. Tese de D.Sc. Laboratório de Ciências Radiológicas, Universidade do Estado do Rio de Janeiro.

[66] LOPES, P. A. **Curso: Gráficos de Controle**. Redetec., Rio de Janeiro, Brasil, 2008.

[67] PORTAL ACTION. Disponível em: <https://www.portalaction.com.br>. Acesso em: 12 mai. 2015.

[68] GENTRY, J. R., L. A. DEWERD. "TLD measurements of in vivo mammographic exposures and the calculated mean glandular dose across the United States", **Medical Physics**, v. 23, pp. 899-903, 1996.

[69] SARDO, L. T. L., ALMEIDA, C. D., COUTINHO C. M. C. "Resultados preliminares da dose glandular média na mama medida com TLDs e calculada através de fatores de Conversão". In: **International Nuclear Atlantic Conference**, Recife, Brasil, 2013.

[70] TECHNICAL REPORTS SERIES, **Dosimetry in diagnostic Radiology: An international code of practice.** Publication 457, AIEA, Vienna, 2007.

[71] LABORATÓRIO NACIONAL DE METROLOGIA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES, **Certificado de Calibração, LNMRI/IRD-0105**. Rio de Janeiro, Brasil, 2015.

[72] TSAI, H. Y., CHONG, N. S., HO, Y. J., et al. "Evaluation of depth dose and glandular dose for digital mammography". **Radiation Measurements**, v. 45, pp 726-728, 2010.

[73] WU, X., GINGOLD, E. L., BARNES, G. T., D.M. "Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography", **Radiology**, v. 193, pp. 83-89, 1994.

[74] DA SILVA, W. P., **LabFit - Ajuste de Curvas**. Universidade Federal de Campina Grande, Paraíba, Brasil, 2003.

[75] SEKIMOTO, M., KATOH, Y., KATOH, T. "Calibration coefficients of dosimeters used in mammography for various target/filter combinations", **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 16, n. 6, 2015.

[76] BOONE, J. M., THOMAS R. FEWELL, T. R., et al. "Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography", **Medical Physics,** v. 24, n. 12, 1997.

[77] OLIVEIRA, B. B., OLIVEIRA, M. A., PAIXÃO L., *et al*. "Dosimetria e avaliação da qualidade da imagem em um sistema radiografia direta", **Radiologia Brasileira,** v.47, pp. 361-367, 2014.

[78] NATIONAL HEALTH SERVICE CANCER SCREENING PROGRAMMES. "Commissioning and routine testing of full field digital mammography systems". Disponível em: <https://www.gov.uk/topic/population-screening-programmes>. Acesso em: 06 out. 2014.

[79] PORTAL BRASIL. “Detecção precoce”. Disponível em: <http://www.inca.gov.br/outubro-rosa/detecção-precoce.asp>. Acesso em: 30 mar. 2017.

[80] PORTAL BRASIL. “Mamografias feitas no país crescem 37% em seis anos”. Disponível em:< http://www.brasil.gov.br/saude/2016/10/mamografias-feitas-no-pais-crescem-37%-em-seis-anos>. Acesso em 30 mar.2017.