



COPPE/UFRJ

**AVALIAÇÃO DA DOSE GLANDULAR EM SISTEMAS DE MAMOGRAFIA
CONVENCIONAL E DIGITAL UTILIZANDO UM FANTOMA DOSIMÉTRICO**

Célia Maria Campos Coutinho

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.

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Rio de Janeiro
Março de 2009

AVALIAÇÃO DA DOSE GLANDULAR EM SISTEMAS DE MAMOGRAFIA
CONVENCIONAL E DIGITAL UTILIZANDO UM FANTOMA DOSIMÉTRICO

Célia Maria Campos Coutinho

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

Aprovada por:



Prof. Ricardo Tadeu Lopes, DSc.



Prof. Nelson Braz, DSc.



Profa. Gabriela Hoff, DSc.



Prof. Hilton Koch, D.Md.



Prof. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa, DSc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MARÇO DE 2009

Coutinho, Célia Maria Campos

Avaliação da Dose Glandular em Sistemas de Mamografia Convencional e Digital Utilizando um Fantoma Dosimétrico/
Célia Maria Campos Coutinho – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2009.

XIII, 116 p: il.; 29,7 cm.

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2009.

Referências Bibliográficas: p. 106-116.

1. Mamografia. 2. Dose Glandular. 3. Fantoma Dosimétrico. I. Lopes, Ricardo Tadeu. II, Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

Dedico este trabalho,

À minha mãe, Maria Carmen, pelas orações e grande incentivo.

Ao meu pai, José Alfredo (*in memoriam*), sei que está olhando por mim.

Ao meu marido Luís Eduardo e às minhas filhas Letícia, Luísa e Natália,
pela paciência, apoio e compreensão durante a realização deste trabalho.

Aos meus irmãos Lélia e Mário, pelo carinho e por entenderem a minha ausência em
vários momentos.

AGRADECIMENTOS

Ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria, IRD/CNEN, pela oportunidade e apoio institucional que permitiram a realização deste trabalho.

Ao Dr. Ricardo Tadeu Lopes, COPPE/UFRJ, pela oportunidade, orientação, disponibilidade e atenção durante a realização do trabalho.

Ao Dr. João Emílio Peixoto, pelos conhecimentos transmitidos e pelo tempo dedicado à coordenação, orientação e apoio que foram fundamentais na concepção, no desenvolvimento e conclusão desta tese.

Aos médicos, especialmente Dr. Paulo César Menezes da Costa, Dra. Jussara Xavier de Brito, Dra. Elyette de Oliveira Canella, Dr. José Domingues, Dr. Eduardo Nadruz, Dr. Alexandre Messeder e suas respectivas equipes e às técnicas dos serviços de mamografia que sempre me receberam com muita atenção e colaboraram bastante com as coletas dos dados das pacientes.

À gerente do SEFRI, Dra. Simone Kodlulovich pelo incentivo, apoio e liberação do trabalho de rotina no final da tese.

Aos amigos do SEFRI/IRD, Lucía Canevaro, Leslie Pereira, Hugo Fonseca, João Feital, Carlos Lacerda e Luís Ribeiro, pelo incentivo e auxílio nas diferentes etapas do trabalho de pesquisa.

Em especial ao Cláudio Domingues do SEFRI/IRD, pelo grande apoio no desenvolvimento do trabalho, revisão do texto e pelas importantes discussões.

A Dra. Claudia Maurício pelos ensinamentos sobre TLDs e ao Sergio Alves pela valiosa colaboração nas irradiações na fonte de césio do SEMEX/IRD, para controle das medidas de dose.

A Aninha, por estar sempre disponível para efetuar as irradiações dos TLDs, no SEMRI/IRD durante as etapas de seleção e calibração.

Ao Adilson Rosa da equipe da oficina mecânica do IRD, pela atenção e eficiência no acabamento, polimento e detalhamento do fantoma confeccionado para uso neste trabalho.

Ao Dr. Bernardo Dantas pela colaboração em disponibilizar o laboratório do SEMIN/IRD para a confecção do fantoma.

Ao Dr. Walsan Pereira do SEMRI/IRD pelo auxílio na elaboração de um programa para interpolação dos valores dos fatores de conversão.

Às secretárias do Programa de Engenharia Nuclear da COPPE, Josevalda Laranjeira Noronha e Tânia Magalhães Moraes e, à Érika Gomes da Costa do LIN/COPPE, pelo suporte administrativo.

À PUC-RJ, Departamento de Química, especialmente Dra. Cristiane Portella e Dra. Judith Felcman, pelas várias avaliações e determinação da composição elementar dos materiais do fantoma construído.

Ao IMA/UFRJ, especialmente à minha amiga Edna Ruas e a Dra. Celina Barbosa, do IEN/CNEN, que me facilitaram o contato com o IMA para a doação de um dos componentes necessários para o desenvolvimento do fantoma.

Ao amigo Luiz Mantovano do IEN/CNEN, pela pronta colaboração na avaliação dos materiais do fantoma.

À minha amiga Betânia Lobato, agradeço a grande solidariedade e o auxílio na elaboração das planilhas de cálculos.

Aos meus parentes e amigos queridos que sempre me incentivaram e torceram por um final feliz!

Finalmente, agradeço a Deus por tudo que tenho e que já alcancei na minha vida.

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

AVALIAÇÃO DA DOSE GLANDULAR EM SISTEMAS DE MAMOGRAFIA CONVENCIONAL E DIGITAL UTILIZANDO UM FANTOMA DOSIMÉTRICO

Célia Maria Campos Coutinho

Março/2009

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Programa: Engenharia Nuclear

Neste trabalho foi realizado um estudo da dose glandular média (D_g) para pacientes que fizeram mamografia e levantadas as distribuições do kerma no ar incidente (K_i), da idade das pacientes, da espessura das mamas comprimidas e do conteúdo glandular mamário. Foram coletados dados clínicos de 1183 mamografias na incidência crânio caudal e medidas as doses para essas pacientes. O levantamento foi realizado em seis unidades mamográficas: duas unidades de tela/filme convencionais (SFM), duas unidades de radiografia computadorizada (CR) e duas unidades de mamografia digital (DR). Os valores médios para a idade das pacientes e a espessura das mamas foram de 57 ± 12 anos e $5,4 \pm 1,4$ cm, respectivamente. Com o objetivo de investigar a importância das características técnicas dos três sistemas de mamografia e da glandularidade mamária, K_i e D_g foram medidos para 392 pacientes, originárias da amostra inicial e que tinham espessura da mama comprimida entre 5,5 cm e 6,5 cm. Para essas medidas foram usados fatomas feitos de materiais equivalentes aos tecidos mamários com diferentes glandularidades fabricados neste estudo. Estes materiais reproduzem tanto a densidade como a atenuação dos tecidos mamários. O valor médio de K_i foi $10,0 \pm 3,6$ mGy para os sistemas SFM, $12,0 \pm 3,6$ mGy para os sistemas CR e $4,9 \pm 1,3$ mGy para os sistemas DR. O valor médio da D_g foi $1,4 \pm 0,5$ mGy para o sistema SFM, $1,7 \pm 0,5$ mGy para os sistemas CR e $0,9 \pm 0,2$ mGy para os sistemas DR. A análise estatística da diferença das médias tanto de K_i como de D_g entre os sistemas de mamografia mostrou um efeito significativo das características técnicas ($p < 0,05$). Em relação à influência do conteúdo glandular em K_i e D_g , foi observada uma diferença estatisticamente significativa entre o grupo de pacientes com conteúdo glandular entre 0 e 50% e o grupo pacientes com conteúdo glandular entre 50 e 100%.

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

EVALUATION OF GLANDULAR DOSE IN CONVENTIONAL AND DIGITAL MAMMOGRAPHY SYSTEMS

Célia Maria Campos Coutinho

March/2009

Advisor: Ricardo Tadeu Lopes

Department: Nuclear Engineering

A survey was conducted to estimate the average glandular dose (D_g) for patients undergoing mammography and to report the distribution of incident air kerma (K_i), patient age, compressed breast thickness and glandular tissue content. From 1183 craniocaudal mammograms clinical data were collected and doses were measured. The survey data included mammograms from six mammography equipments: two screen/film units (SFM), two computed radiography units (CR) and two full-field digital (DR). Mean value for patient age and compressed breast thickness were 57 ± 12 y and 5.4 ± 1.4 cm, respectively. To investigate the importance of technical characteristics of three different mammography systems and breast glandularity, K_i and D_g were measured for individual breast of 392 patients from the original sample with compressed breast thickness in the range of 5.5 cm to 6.5 cm using tissue-equivalent phantoms of different glandularities manufactured in this study to mimic both the attenuation and the density of breast tissues. Mean K_i value was 10.0 ± 3.6 mGy for SFM systems, 12.0 ± 3.6 mGy for CR systems and 4.9 ± 1.3 mGy for DR systems. Mean D_g value was 1.4 ± 0.5 mGy for S/F systems, 1.7 ± 0.5 mGy for CR systems and 0.9 ± 0.2 mGy for DR systems. Statistical analysis for differences in mean values of K_i and D_g between mammography systems showed significant effect of their technical characteristics ($p < 0.05$). In regard to the influence of glandular tissue content in K_i and D_g , it was observed statistically significant differences between the group of patients with 0 to 50% glandularity and the group of patients with 50 to 100% glandularity.

ÍNDICE

	Página
I. INTRODUÇÃO	1
I.1 Objetivos	5
II. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	6
II.1 Estado da Arte	7
II.2 Equipamento de Mamografia – Considerações Técnicas	14
II.2.1 Sistemas de Mamografia Convencional	17
II.2.2 Sistemas de Mamografia Digital	18
II.2.2.1 Cintilador de Tela Plana Única e Matriz de Diodos	22
II.2.2.2 Tela Plana de Selênio Amorfo	24
II.2.2.3 Placa de Material Fosforescente Fotoestimulável	25
II.3 Estrutura da Mama	26
II.4 Projeções	30
II.5 Dosimetria	32
II.5.1 Kerma	32
II.5.2 Kerma no Ar Incidente	32
II.5.3 Kerma no Ar na Superfície de Entrada	33
II.5.4 Dose Absorvida	33
II.5.5 Dose Glandular Média	33
II.5.6 Medidas de Pacientes	36
II.5.7 Dosímetros	38
II.5.8 Fantomas	40
II.6 Estimativas de Incertezas	42
III. PACIENTES, MATERIAIS E MÉTODOS	45
III.1 Escolha das Grandezas Dosimétricas em Mamografia	45
III.2 Pacientes	46

III.3 Características dos Serviços	47
III.4 Características dos Equipamentos de Mamografia	47
III.5 Registro das Técnicas Radiográficas Empregadas	49
III.6 Equipamentos e Materiais para Dosimetria	49
III.6.1 Equipamentos e Materiais para Medida do Kerma no Ar Incidente (K_i)	49
III.6.2 Equipamentos e Materiais para Dosimetria Termoluminescente	50
III.6.3 Materiais para Confecção do Fantoma Dosimétrico	51
III.6.3.1 Caracterização dos Materiais do Fantoma	54
III.6.3.1 Uso do Fantoma	54
III.7 Metodologia para Determinação da D_g a partir da Medida de K_i	56
III.7.1 Medida da Camada Semi-Redutora (CSR)	56
III.7.2 Medida do Rendimento do Tubo de Raios X no Ponto de Referência para Combinações Alvo-Filtro, Tensões do Tubo (kV) e Cargas Aplicadas (mAs)	58
III.7.3 Determinação do Kerma no Ar Incidente (K_i)	61
III.7.4 Cálculo da Dose Glandular Média (D_g) de Pacientes a partir da Medida do Kerma no Ar Incidente (K_i)	61
III.8 Medida de K_i e D_g com Fantoma Dosimétrico e TLDs	65
III.8.1 Calibração dos TLDs	65
III.8.1.1 Tratamento Térmico	66
III.8.1.2 Determinação dos Fatores de Sensibilidade dos TLDs	67
III.8.1.3 Determinação do Fator de Calibração dos TLDs	67
III.8.1.4 Procedimento de Controle da Resposta do Sistema de Leitura dos TLDs e de Avaliação da Radiação de Fundo (<i>Background</i>)	68
III.8.2 Medida do Kerma no Ar Incidente (K_i), usando-se TLDs na Superfície do Fantoma	69
III.8.3 Medida da Dose Glandular (D_g), usando-se TLDs no Interior do Fantoma	71
III.8.3.1 Determinação de Profundidade Efetiva no Fantoma para	72

Medida da Dose Glandular Média	
III.8.4 Estimativas das Incertezas de D_g a partir da medida de K_i	73
III.9 Metodologia de Avaliação dos Resultados	75
IV. RESULTADOS E DISCUSSÃO	77
IV.1 Caracterização dos Materiais do Fantoma Dosimétrico	77
IV.2 Idade das Pacientes, Espessura das Mamas Comprimidas	78
IV.3 Composições Mamárias ou Padrões das Mamas das Pacientes	83
IV.4 Camada Semi-Redutora (CSR) e Rendimento (R) dos Mamógrafos	85
IV.5 Kerma no Ar Incidente ($K_{i,}$) e Dose Glandular Média (D_g) em Função do Método de Determinação dessas Grandezas	88
IV.6 Kerma no Ar Incidente (K_i) e Dose Glandular Média (D_g) em Função da Tecnologia	91
IV.7 Kerma no Ar Incidente (K_i) e Dose Glandular Média (D_g) em Função do Padrão Mamário	101
V. CONCLUSÕES	103
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	106

NOMENCLATURA

Instituições:

ACR	American College of Radiology
BSS	International Basic Safety Standards for Protection Against Ionization Radiation and for the Safety of Radiation Sources
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
COPPE	Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia
FDA	Food and Drug Administration
ICRP	International Commission of Radiological Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
IEN	Instituto de Engenharia Nuclear
IMA	Instituto de Macromoléculas
INCa	Instituto Nacional do Câncer
IPSM	Institute of Physical Sciences in Medicine
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
LIN	Laboratório de Instrumentação Nuclear
NCRP	National Council on Radiation Protection and Measurements
NCS	Netherlands Commission on Radiation Dosimetry
PUC	Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro
SEFRI	Serviço de Física Médica em Radiodiagnóstico e Imagem
SEMEX	Serviço de Monitoração Externa
SEMIN	Serviço de Monitoração Individual Interna
SEMRI	Serviço de Metrologia das Radiações Ionizantes
UFRJ	Universidade Federal do Rio de Janeiro

Termos Técnicos:

C	Carbono
cm	centímetro
D _g	Dose Glandular Média
DFC	Distância Foco Câmera
H	Hidrogênio
Kerma	Kinetic Energy Released in Matter
K _e	Kerma no ar na superfície de entrada
K _i	Kerma no ar incidente
cGy	centiGray
mGy	miliGray
mm	milímetro
N	Nitrogênio
O	Oxigênio
PMMA	Polimetilmetacrilato
SFM	Screen Film Mammography
TLDs	Dosímetros Termoluminescentes
Z	Número Atômico

Capítulo I

INTRODUÇÃO

A mamografia é um método de exame por imagem radiográfica que permite que se faça a detecção precoce do câncer de mama.

O objetivo da mamografia é produzir uma imagem com qualidade e com a menor dose possível, onde qualquer anormalidade ou lesão existente seja visibilizada claramente, garantindo a produção de exames que viabilizem um diagnóstico preciso. É uma técnica de imagem não invasiva extremamente útil e com vantagens incomparáveis para a detecção do câncer de mama, como a detecção de pequenas estruturas tais como as microcalcificações, da ordem de 0,5 mm de diâmetro, que freqüentemente estão associadas a tumores de mama (IAEA, 2005). Quando comparada com as demais radiografias simples, a imagem radiográfica da mama é a que requer o mais alto padrão técnico de execução. Isto se deve à estrutura dos tecidos que compõem o órgão mamário, à geometria de irradiação e à irradiação de mulheres sadias para detecção precoce do câncer de mama, pois o risco decorrente da radiação deve ser o mínimo possível compatível com uma imagem de alto padrão de qualidade (PEIXOTO, 1993). O câncer de mama induzido pela radiação ionizante é indistinguível dos outros tipos de câncer de mama, resultantes de qualquer outro motivo e é provável que apareça pelo menos dez anos após a exposição (NHSBSP, 2003).

O exame é realizado com equipamento dedicado, técnicas apropriadas, posicionamento correto, firme compressão da mama e processadoras específicas e exclusivas para revelação das imagens para um sistema convencional tela-filme. Para um sistema de mamografia computadorizada a imagem é digitalizada a partir de uma placa de imagem análoga ao filme convencional. No caso de um sistema digital, a imagem é captada em uma matriz de detectores e utilizam-se algoritmos específicos

de processamento. As imagens podem ser avaliadas em um monitor e impressas em filme. Com a técnica digital é de se esperar uma maior precocidade, rapidez e melhoria na precisão do diagnóstico e possivelmente uma redução da dose (GENNARO, 2004).

Os dois princípios básicos de proteção radiológica para pacientes, recomendados pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica, ICRP (1996) são a justificação da prática e a otimização da proteção, considerando-se os níveis de referência. Estes princípios são incorporados por padrões de segurança internacionais, BSS (IAEA, 1996) que estabelecem usualmente os requisitos aceitáveis internacionalmente para segurança da radiação e também, no Brasil, pelo regulamento técnico nacional estabelecido pelo Ministério da Saúde (MS, 1998).

A justificação é o princípio básico de proteção radiológica que estabelece que nenhuma exposição diagnóstica seja justificável sem uma indicação clínica válida, ou seja, nenhuma prática deve ser autorizada a menos que produza suficiente benefício para o paciente exposto, de modo a compensar o detrimento que possa ser causado. Todo exame deve resultar em um benefício real para o paciente.

Uma vez que o exame tenha sido clinicamente justificado, a proteção radiológica do paciente deve ser otimizada, o que significa que as doses individuais e a probabilidade de exposições acidentais devem ser tão baixos quanto razoavelmente exeqüíveis, consistentes com uma apropriada qualidade da imagem. Entretanto, insuficiente atenção tem sido dada para esta questão (IAEA, 2005).

O BSS (IAEA, 1996) e a ICRP (1996) defendem o uso dos níveis de referência de radiodiagnóstico para pacientes, como uma ajuda para a otimização da proteção na exposição médica. São níveis orientativos de dose em uma determinada prática para se realizar um exame específico de raios X em um paciente médio, sob circunstâncias normais, usando a tecnologia e técnicas atuais da imagem.

Segundo o documento técnico da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2005) existe uma necessidade de se avaliar a situação da otimização

da proteção radiológica em mamografia em diferentes países, identificar os pontos aonde as ações são necessárias e então documentar, se for o caso, a melhoria após as ações corretivas que sejam tomadas.

Segundo dados do INCa (INCa, 2009), a *Estimativa 2008 de Incidência do Câncer no Brasil*, revela que aproximadamente 470 mil novos casos da doença deverão ocorrer no país em 2008 e 2009. O tipo mais incidente será o câncer de pele não melanoma, com 115 mil casos a cada ano. Em seguida, vêm o câncer de próstata (49.530 casos) e o de mama (49.400 casos). Estimam-se 51 novos casos de câncer de mama a cada 100 mil mulheres e, mais especificamente na região Sudeste, onde se encontra a maior incidência deste tipo de câncer, esperam-se 68,1 casos a cada 100 mil mulheres.

Apesar de ser considerado um câncer de relativamente bom prognóstico, se diagnosticado e tratado oportunamente, as taxas de mortalidade por câncer de mama continuam elevadas no Brasil, muito provavelmente porque a doença ainda seja diagnosticada em estádios avançados (KOCH, 1996).

A mamografia tem tido um importante papel mundial no rastreamento de mulheres acima de certa idade ou com história familiar de câncer de mama. Estudos têm sido realizados no sentido de validar novas estratégias de rastreamento factíveis para países com dificuldades orçamentárias, já que o único método de detecção precoce que, até o momento, mostrou reduzir a mortalidade por câncer de mama foi o rastreamento populacional com mamografia para mulheres com idade entre 50 e 69 anos (IAEA, 2005).

Os resultados de ensaios clínicos que comparam a mortalidade em mulheres convidadas para rastreamento mamográfico com mulheres não submetidas a nenhuma intervenção são favoráveis ao uso da mamografia como método de detecção precoce capaz de reduzir a mortalidade por câncer de mama. As conclusões de estudos de meta-análise demonstram que os benefícios do uso da mamografia se referem, principalmente, a cerca de 30% da diminuição da mortalidade em mulheres

acima de 50 anos, depois de sete a nove anos de implementação de ações organizadas de rastreamento (HOFF, 2005).

A mamografia, mais especificamente o sistema tela-filme convencional, ainda é o método básico para diagnóstico e detecção do câncer de mama. Ela é considerada um método confiável para detecção de um câncer não palpável. A detecção precoce é um fator essencial para o tratamento e sobrevivência a um câncer de mama. Entretanto, existe um risco para a paciente associado à obtenção da imagem da mama para a detecção do câncer, devido à exposição à radiação ionizante (raios X) tendo em vista que a mama é um órgão radiosensível. Além disso, o câncer origina-se usualmente nos tecidos glandulares da mama. Portanto, o conteúdo de tecido glandular da mama é de extrema importância e a determinação da dose glandular média é um aspecto essencial na avaliação dos equipamentos e técnicas de mamografia e controle de exposição.

Valores de dose glandular média, D_g , podem ser obtidos por meio de dois métodos dosimétricos: um que se baseia na medida do kerma no ar incidente, K_i , associado a fatores de conversão tabelados que dependem da camada semi-redutora, da espessura e da composição glandular da mama (DANCE, 1990, DANCE *et al*, 2000) como descritos no Código de Prática da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2007). E o outro que realiza a medida diretamente com dosímetros termoluminescentes inseridos em um fantoma dosimétrico.

No Protocolo Americano, (ACR, 1999) é recomendado que a dose glandular média, para uma mama de 4,2 cm de espessura comprimida, não exceda a 3,0 mGy com o objetivo de minimizar o risco para o tecido glandular. Para o Protocolo Europeu (EUROPEAN COMMISSION, 2006) a recomendação é de 2,5 mGy para uma mama de 5,3 cm de espessura comprimida.

I.1 Objetivos

Confeccionar um fantoma dosimétrico para mamografia para se determinar a dose glandular média, D_g , por medição direta para diferentes composições glandulares em várias profundidades.

Determinar o kerma no ar incidente, K_i , e a dose glandular média, D_g , para pacientes com mamas comprimidas de espessura entre 5,5 e 6,5 cm e com diferentes conteúdos mamários que se submeteram à mamografia em seis serviços de elevado padrão de qualidade técnica e profissional, na cidade do Rio de Janeiro, nos três diferentes sistemas de mamografia, compreendendo duas unidades de cada sistema: tela-filme convencional (SFM), computadorizado (CR) e digital (DR).

Analisar os valores de K_i e D_g , em função do método de determinação dessas grandezas, do tipo de tecnologia dos equipamentos de mamografia e do conteúdo glandular de tecido mamário para a amostra de pacientes estudada.

Capítulo II

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

A mamografia é uma forma de imagem do tecido mamário, pela utilização dos raios X, empregada na detecção precoce do câncer de mama. A unidade de mamografia deve dispor de um feixe de raios X de energia entre 23 e 35 kV gerado em um ponto focal de dimensão inferior a 0,4 mm, a fim de se alcançar uma alta definição e contraste da imagem, com um sistema firme de compressão da mama. Sem estas características torna-se difícil visibilizar pequenas calcificações da ordem de 0,5 mm e as massas de carcinomas em estágios pré invasivos menores do que 10 mm. São duas as indicações para o exame de mamografia: o rastreamento e o diagnóstico. No rastreamento o exame é indicado para mulheres assintomáticas para câncer de mama, com a finalidade de detecção precoce. Na indicação diagnóstica mulheres com sinais ou sintomas sugestivos de câncer de mama realizam o exame (MS/INCA, 2007). A avaliação do risco é especialmente importante para o rastreamento, pois mulheres saudáveis são expostas. A incidência de câncer de mama em homens comparada às mulheres é baixa (<1%), por isso se aplica o rastreamento somente para mulheres. Os homens só se submetem à mamografia quando existe uma indicação diagnóstica.

A mamografia tem como objetivo obter uma alta qualidade de imagem para diagnóstico associada a uma dose no paciente tão baixa quanto exequível. Com esta finalidade, têm sido introduzidos procedimentos para testar os diferentes parâmetros físicos e técnicos que contribuem no processo de formação da imagem. Em mamografia estes procedimentos têm um papel fundamental devido aos pequenos detalhes mamográficos a serem visibilizados e às restrições de dose absorvida. Problemas na prática mamográfica atual podem ser evitados mantendo-se regularmente um Programa de Controle de Qualidade (PCQ), de forma que condições

adequadas possam ser estabelecidas (MILANO et al., 2000). Um PCQ consiste em se avaliar rotineiramente os procedimentos de obtenção da imagem e avaliação de dose para que sejam tomadas ações quando um dos parâmetros medidos estiver fora dos limites indicados pelo protocolo adotado (MS, 1998, ACR, 1999, EUROPEAN COMMISSION, 2006).

II.1 Estado da Arte

A primeira tentativa de se fazer uma radiografia da mama foi na década de trinta. Inicialmente o procedimento era tecnicamente primitivo, produzindo-se imagens de baixa qualidade diagnóstica. Por alguns anos houve um progresso muito pequeno devido à falta de um equipamento que poderia adequadamente diferenciar os tecidos da mama na formação da imagem. O desenvolvimento técnico no uso de filme de exposição direta, baixa voltagem (kV), e alta corrente (mAs), levou à introdução do primeiro mamógrafo dedicado por volta de 1960. Enquanto a qualidade diagnóstica das imagens era aperfeiçoada, havia uma preocupação quanto à dose de radiação excessiva. No início da década de oitenta, a mamografia com sistema filme-tela intensificadora tornou-se a técnica principal, substituindo totalmente a mamografia que utilizava o sistema filme sem tela intensificadora e a xeroradiografia (HAUS, 2000). Pesquisas e desenvolvimento levaram a uma melhoria na qualidade da imagem e um decréscimo na dose pelo uso de telas intensificadoras e filmes especificamente projetados para mamografia (MURPHY, 2005). Nos últimos anos, os primeiros sistemas de mamografia digital surgiram e atualmente são empregados em rastreamento e diagnóstico. Vários sistemas estão atualmente disponíveis para uso clínico (JAMES, 2004). Existem diferenças importantes na tecnologia convencional (filme-tela) e digital, que afetam a qualidade da imagem e a metodologia para otimização da técnica.

Atualmente há uma variedade de métodos disponíveis para o diagnóstico por imagem da mama, alguns dos quais ainda em estágio de desenvolvimento.

Embora alguns desses métodos, particularmente a ultra-sonografia e a ressonância magnética venham apresentando contribuições cada vez mais significativas para o diagnóstico, a mamografia ainda é considerada o método padrão ouro. As razões para isso são: a sua capacidade de mostrar todas as estruturas de importância para o diagnóstico, a simplicidade do método e a sua relação custo-efetividade. Nos dias de hoje, 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 em termos populacionais (BRASIL, 2004, EUROPEAN COMMISSION, 2006, HEMDAL *et al.*, 2002).

O processo que produz a mamografia envolve a exposição da mama a um feixe de raios X que é parte absorvido, parte transmitido e parte espalhado pelo tecido mamário (Figura II.1). O feixe de raios X transmitido é atenuado seletivamente pelos tecidos da mama, passa pela grade anti-difusora, interage com o receptor da imagem e é finalmente absorvido pelo dispositivo de registro como uma imagem latente. Após uma etapa de processamento, a imagem registrada é apresentada para interpretação (*display*) e, a seguir, é arquivada. Existem dois processos para a realização de mamografia: o processo convencional, de filme-tela intensificadora, SFM, e o processo digital. No sistema convencional (SFM), as etapas de aquisição, apresentação e arquivamento da imagem ocorrem em um único meio, o filme radiográfico. O SFM é ainda amplamente utilizado devido às suas vantagens, tais como: a grande resolução espacial de até 20 pares de linha por milímetro, que permite mostrar estruturas finas espiculares e microcalcificações; alto contraste, que permite a visualização de tecidos com diferenças muito sutis de densidades; o uso de negatoscópios de alta luminosidade que melhoram a visualização de áreas de alta densidade óptica (escuras) da imagem; e a facilidade para a arrumação dos filmes no negatoscópio possibilitando a apresentação simultânea em vários negatoscópios de imagens das incidências básicas feitas durante o rastreamento e as incidências complementares feitas posteriormente, bem como de exames anteriores. A possibilidade de usar filmes de

18cm x 24cm e 24cm x 30cm, permite radiografar mamas de todos os tamanhos. Adicionalmente, a tecnologia do SFM é relativamente barata e firmemente consolidada na prática da mamografia há mais de 30 anos, além do filme ser um meio bastante duradouro de armazenamento da imagem a um custo baixo (MAHADEVAPPA, 2004).

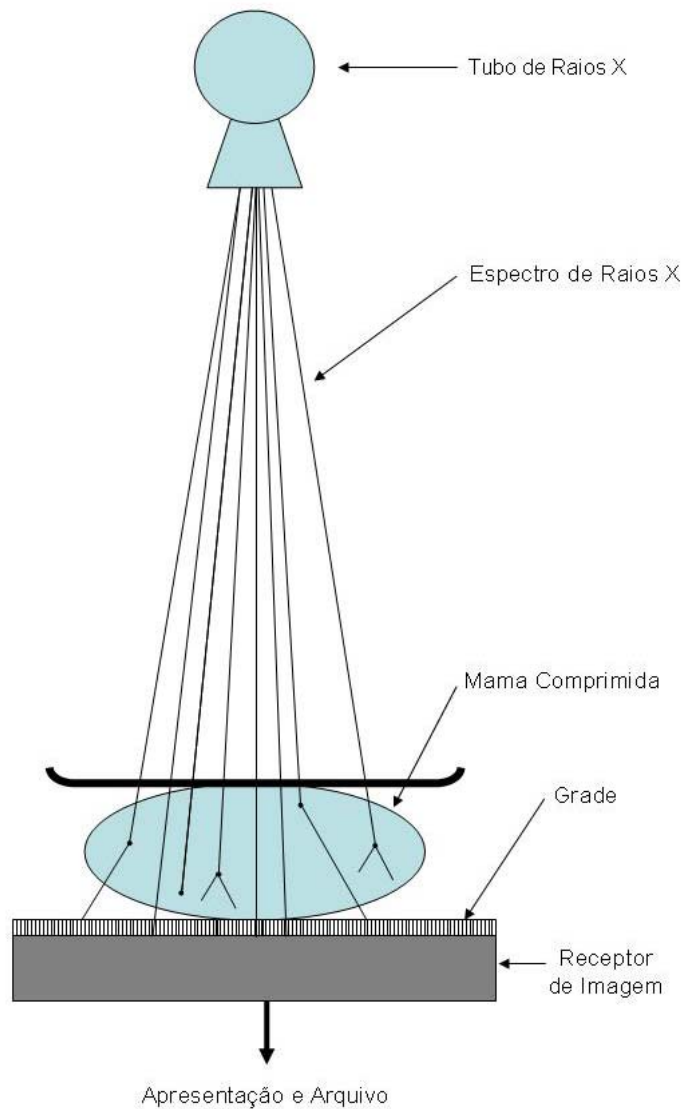


Figura II.1: Processo de produção da mamografia
(Fonte: MAHADEVAPPA, 2004).

Mesmo com as vantagens apresentadas acima, o SFM apresenta algumas limitações. Dentre elas encontra-se a faixa limitada de valores de tons de cinza ou alcance dinâmico (*dynamic range*) reduzido (Figura II.2), o balanço entre o alcance dinâmico e a resolução de contraste, o ruído devido à granulosidade da combinação

filme-tela intensificadora, o compromisso entre resolução espacial e eficiência de detecção do sistema, além dos problemas de meio ambiente causados pelos produtos químicos do processamento do filme. Um dos aspectos que caracterizam um sistema de imagem é a *eficiência quântica de detecção (DQE)* do detector. Ela descreve a transferência da razão sinal-ruído (*SNR*) em função da frequência espacial quando a imagem de raios X é registrada, caracterizando a eficiência com que o detector usa os fótons de raios X que atravessaram a mama para a formação da imagem. A *DQE*,

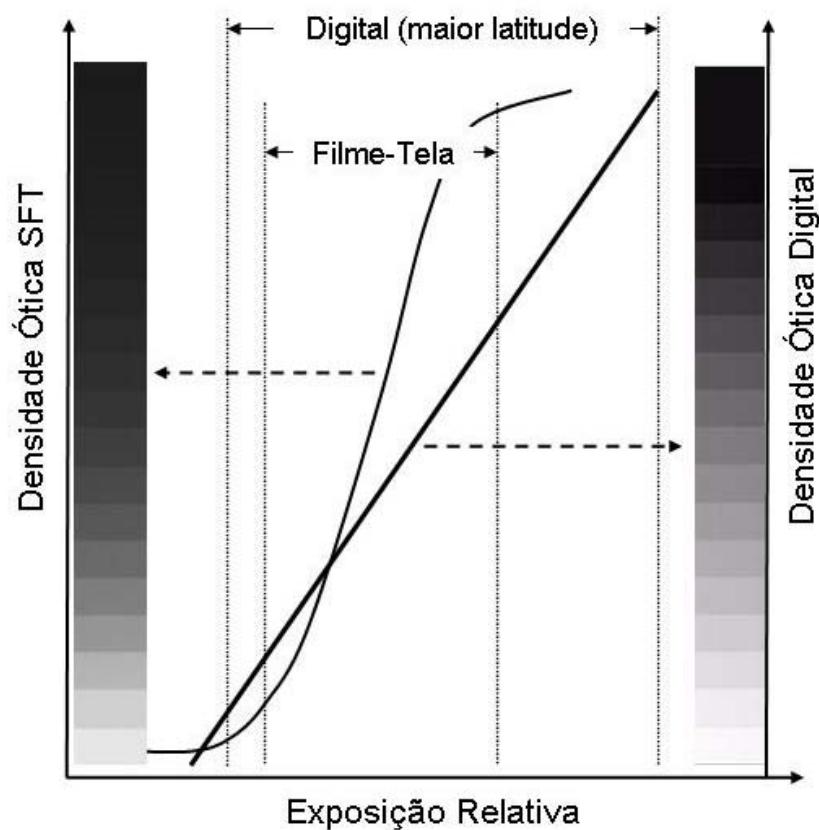


Figura II.2: Curva de resposta típica da combinação filme-tela intensificadora, SFM, e do detector digital em mamografia. A curva SFM tem o alcance dinâmico (nº de tons de cinza para uma mesma faixa de exposições) menor do que o detector digital (Fonte: MAHADEVAPPA, 2004).

relativamente baixa do sistema filme-tela intensificadora, tornou-se um indicativo de que a tecnologia digital poderia ter um potencial de melhoria da qualidade da imagem e/ou de redução da dose (HEMDAL *et al.*, 2002).

Tendo em vista que o filme atua como o único meio para a aquisição, apresentação e armazenamento da imagem, se alguma dessas etapas não estiver em condições ótimas, a sua qualidade geral poderá ser afetada e, dessa forma, prejudicar o objetivo da mamografia. A limitação do SFM é mostrada na Figura II.3 por meio da imagem de uma mama composta de tecidos de várias densidades e da curva característica de resposta do filme radiográfico, a curva de Hurter e Driffield (curva H&D).

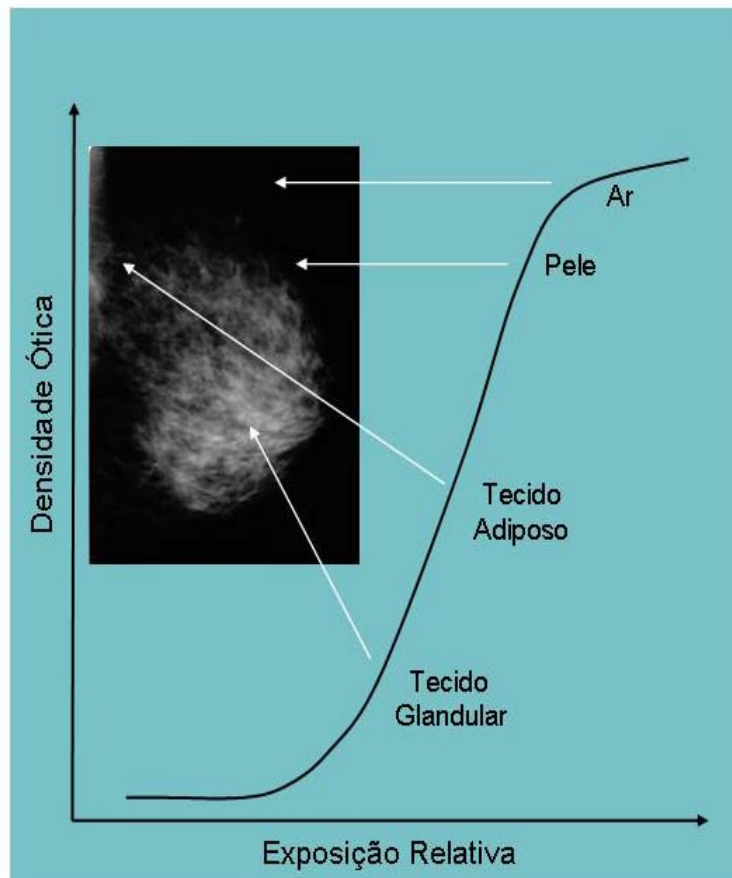


Figura II.3: Limitações do SFM para a formação da imagem dos tecidos da mama. As diferentes regiões da mamografia, quando representadas pela curva de resposta característica do filme (curva H & D), apresentam uma escala restrita de tons de cinza ((Fonte: MAHADEVAPPA, 2004 e imagem cedida pelo Hospital III - INCa, Rio de Janeiro, RJ).

Como pode ser visto na Figura II.3, o contraste é alto para as regiões do filme que recebem exposições intermediárias e baixo para as regiões que recebem

pouca ou muita exposição. Assim, regiões muito densas ou de pele e tecido subcutâneo serão representadas com baixo contraste na imagem. Se o sistema for otimizado para a região densa da mama, posicionando-se o sensor do controle automático de exposição (CAE) sob a região de tecido glandular, as áreas de tecido adiposo e de pele e tecido subcutâneo terão densidades óticas (enegrecimento) na parte superior da curva de resposta do filme, dificultando sobremaneira a visibilização desses tecidos (HEMDAL *et al.*, 2002). Adicionalmente, fatores técnicos tais como: o processamento inadequado do filme e os artefatos de imagem introduzem limitações na sua qualidade. A impossibilidade de modificar a imagem depois do filme revelado leva, algumas vezes, à repetição de algumas incidências ou de todo o exame, o que resulta em um aumento desnecessário da exposição dos pacientes aos raios X. Além disso, as mamas densas, com mais tecido fibroglandular, tendem a reduzir a sensibilidade do SFM devido à dificuldade de se identificar nódulos e microcalcificações em meio ao tecido mamário denso. Em meados da década de 90, a tecnologia usada na radiologia digital passou a ser estudada e desenvolvida como uma alternativa para as limitações da tecnologia convencional de filme-tela intensificadora na mamografia, SFM, com vistas a aumentar a detecção precoce do câncer de mama e a melhorar a caracterização das lesões mamárias (MAHADEVAPPA, 2004).

As vantagens potenciais da mamografia digital sobre a convencional são demonstradas na Figura II.4 por meio de uma imagem de um simulador físico de mama radiografado em um SFM com uma técnica de controle automático da exposição (CAE), acompanhada de duas imagens com a metade e o dobro do produto *mAs* dado pelo CAE, respectivamente. A seguir, o simulador foi radiografado três vezes em um sistema de mamografia digital de campo total (*Full-Field Digital Mammography-FFDM*) com os mesmos fatores de técnica usados nas exposições no SFM. As imagens obtidas com o sistema digital tiveram o centro e a abertura da janela de tons de cinza ajustados antes da impressão a laser em filme. As imagens obtidas

com o sistema convencional e com o sistema digital foram colocadas em um negatoscópio de alta luminosidade e analisadas. O amplo alcance dinâmico e a possibilidade de ajuste dos tons de cinza das imagens realizadas com o sistema digital permitiram a visualização das estruturas do simulador nas imagens obtidas com as três técnicas radiográficas, mesmo com a imagem com metade do *mAs* apresentando um nível aumentado de ruído. Por outro lado, as imagens obtidas no sistema convencional com a metade e o dobro do *mAs* dado pelo CAE apresentaram-se subexposta e superexposta, respectivamente. Isto se deve às limitações tecnológicas do SFM e mostra claramente a necessidade de repetir as imagens sub e superexpostas.

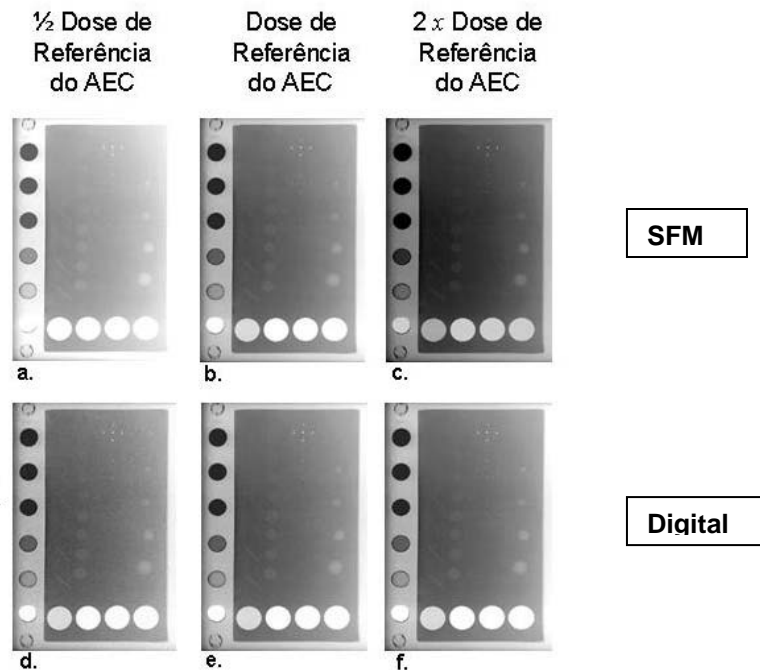


Figura II.4: Imagens do simulador obtidas com filme-tela intensificadora, SFM, usando o *mAs* dado pelo AEC (b); metade do *mAs* (a) e o dobro do *mAs* (c). Imagens de simulador obtidas com sistema digital usando o *mAs* dado pelo CAE (e); metade do *mAs* (d) e o dobro do *mAs* (f).

A Figura II.5 mostra uma mamografia digital e uma mamografia convencional de uma mama de tecido moderadamente denso. A imagem convencional (SFM) tem uma penetração insuficiente na região densa da mama quando comparada

com a imagem digital (FFDM). A imagem digital apresenta a escala de contraste aumentada, mostrando mais claramente a massa de característica suspeita e os tecidos circunvizinhos.

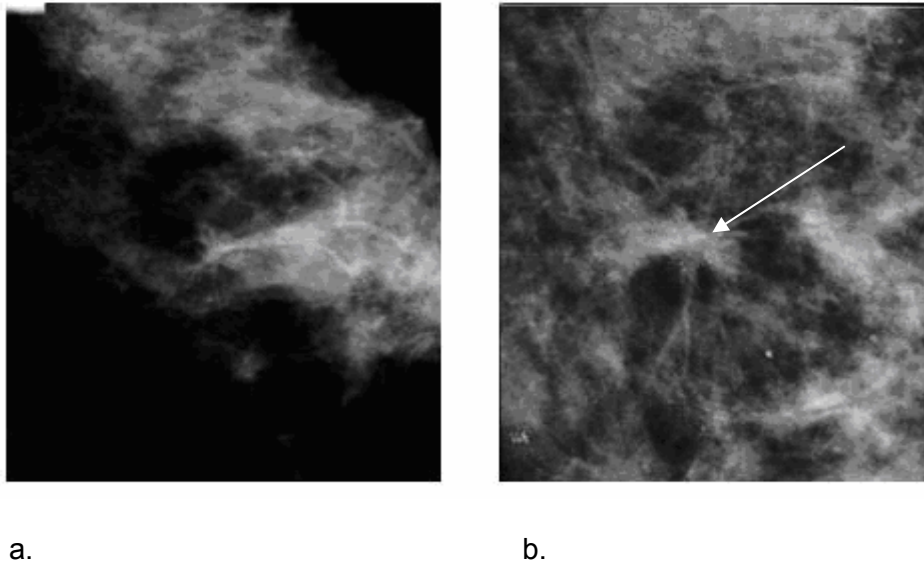


Figura II.5: (a) Mamografia convencional e (b) digital, de uma paciente com mama moderadamente densa. A imagem digital, por apresentar melhor contraste, mostra claramente uma área suspeita (imagens cedidas pela Clínica Mamaimagem, de S.J. Rio Preto, SP).

II.2 Equipamento de Mamografia - Considerações Técnicas

As unidades de mamografia devem ter o controle e identificação dos fatores técnicos, dispor de um sistema luminoso para identificação do campo, com dispositivos indicadores de tensão, corrente, tempo de exposição e emissão da radiação (GAONA, 2002, MS, 1998).

A fim 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 (BUSHBERG *et al.*, 2002, MURPHY, 2005). O sistema de mamografia deve dispor de um gerador de alta frequência para controlar precisamente a tensão do tubo (kV), a corrente (mA) e o tempo de exposição

(t), e para garantir a reprodutibilidade e ótima qualidade da imagem. O valor de kV depende da densidade da mama, sendo a faixa típica de 23 a 35 kV. 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 e o alvo (anodo) deve ser constituído de molibdênio (Mo), ródio (Rh) ou tungstênio (W) e o filtro de molibdênio, ródio ou alumínio (Al). O alvo e filtro apropriados são selecionados de acordo com as características da mama da paciente. A grade aumenta o contraste na imagem e o Controle Automático de Exposição (CAE) é aplicado para assegurar uma ótima exposição. O CAE resulta em redução de repetições e um decréscimo da dose de radiação desde que a exposição seja automaticamente finalizada quando a correta exposição for recebida pelo receptor de imagem. O dispositivo de compressão (bandeja de compressão) é utilizado para melhorar a resolução espacial e de contraste, evitando a superposição das estruturas anatômicas, reduzindo também a dose e o tempo de exposição. O dispositivo de compressão deve ser liberado automaticamente quando a exposição terminar. A distância do ponto focal para o receptor de imagem (detector) deve ser maior que 50 cm para reduzir o borramento geométrico. Em geral é em torno de 60 cm. O receptor de imagem é específico para o sistema digital, computadorizado ou convencional filme-tela, dependendo da tecnologia utilizada.

Por causa dos riscos da radiação ionizante, as técnicas que minimizam a dose e que otimizam a qualidade da imagem são essenciais e tem levado ao refinamento dos equipamentos.

O mamógrafo tem a possibilidade de várias orientações que permitem a obtenção de imagens da mama em posições distintas (Figura II.6).



Figura II.6: Equipamento de mamografia
(Fonte: GE Medical Systems).

A Figura II.7 descreve o equipamento de mamografia (BUSHBERG *et al.*, 2002) e sua geometria de irradiação (PEIXOTO, 1993).

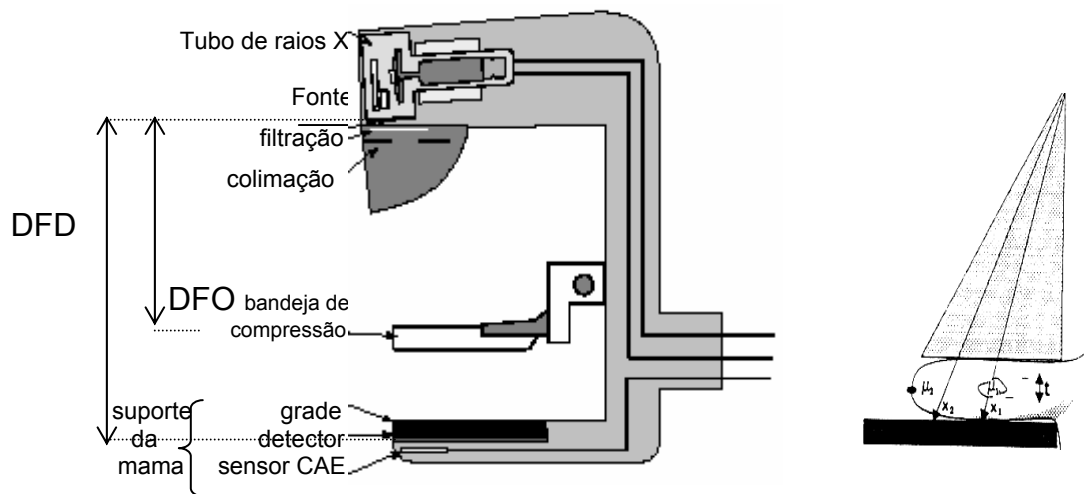


Figura II.7: Componentes típicos de um mamógrafo e geometria de irradiação.

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.

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 anódicas utilizadas, da distância foco-detector e da grade antidifusora empregada.

A janela de saída do tubo é de berílio. Em baixo kV, no caso da mamografia, é importante que a janela do tubo de raios X não atenuar o feixe. Portanto os tubos para equipamentos de mamografia, geralmente possuem janela de berílio ($Z=4$) ou uma janela de fina espessura de vidro borossilicato.

II.2.1 Sistemas de Mamografia Convencional

No sistema filme-tela intensificadora, o receptor de imagem consiste de um chassi (cassete) contendo uma tela fosforescente e um filme fotográfico específico de alta resolução e com emulsão de um lado só, que absorve uma fração de 60 a 80% dos raios X incidentes, a *DQE*. A tela converte o feixe de energia em fótons de luz, que é registrada sob a forma de uma imagem latente no filme, pelo contacto direto da tela e 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. Assim o feixe de fótons atravessa primeiro a emulsão, depois alcança a tela ativando os grãos de fósforo que estão em contacto com a emulsão (GAONA, 2002).

O filme é revelado, por um processo químico, produzindo-se uma determinada densidade ótica, entre 1,30 e 1,80 por recomendação nacional (MS/ANVISA, 2005), entre 1,40 e 2,00 pelo o protocolo americano (ACR, 1999) ou de $1,60 \pm 0,15$ recomendada pelo protocolo europeu (EUROPEAN COMMISSION, 2006).

O filme fotográfico é então, o registro e dispositivo de apresentação da imagem e, ainda, a forma de registro para arquivo do exame de mamografia (Figura II.8).

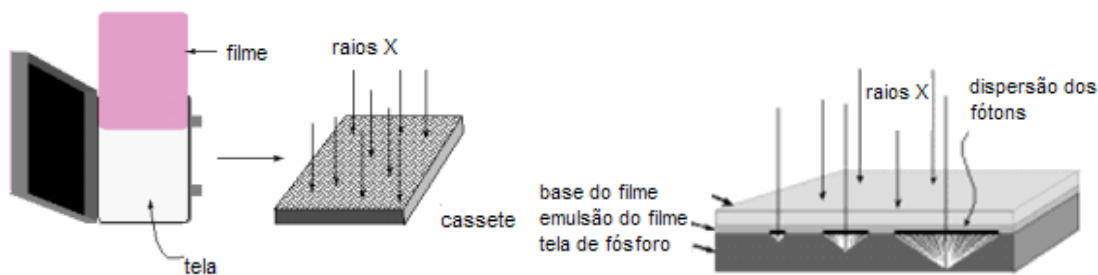


Figura II.8: Sistema filme-tela intensificadora utiliza uma tela de fósforo com um filme de emulsão de um lado só, os raios X passam através do filme para a tela. A dispersão dos fótons de luz varia com a profundidade da absorção dos raios X, como mostrado no diagrama (Fonte: BUSHBERG *et al*, 2002).

II.2.2 Sistemas de Mamografia Digital

A mamografia digital é uma técnica radiográfica da mama na qual o sistema filme-tela intensificadora usado como receptor da imagem na mamografia convencional é substituído por um detector eletrônico (sistema de radiografia digital ou DR) ou por uma placa de imagem (IP) de material fosforescente fotoestimulável (sistema de radiografia computadorizada ou CR). No sistema DR, cada elemento da matriz do detector eletrônico absorve os raios X transmitidos através da mama e produz um sinal elétrico proporcional à intensidade dos raios X. Este sinal é convertido em formato digital e armazenado em uma memória de computador para formar a imagem por meio de um programa (*software*). No sistema CR, a placa de imagem de fósforo fotoestimulável é usada dentro de um cassete e absorve os raios X transmitidos através da mama 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. Do mesmo modo que no sistema DR, 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 na forma de um mapa de *bits*.

Uma característica fundamental da mamografia digital está ligada ao fato de que os processos de aquisição da imagem, de apresentação para interpretação e de armazenamento são realizados de modo independente um do outro, permitindo a otimização de cada um deles. A imagem digital é formada como uma matriz bi-dimensional de elementos de imagem, *pixels*, de tamanho fixo da ordem de 40 μ m a 100 μ m (FREITAS *et al.*, 2006). Desta forma, a mamografia digital é uma representação do padrão de transmissão dos raios X através da mama por meio de uma matriz de elementos de imagem, *pixels*. 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*.

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 e 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 intensificadora que é a escala fixa de tons de cinza, definida pela

curva característica da resposta do filme, a técnica radiográfica, a composição da mama e o processamento.

Uma outra diferença importante entre a mamografia convencional e a digital está relacionada ao 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 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.

No desenvolvimento dos sistemas de mamografia digital de campo total, *FFDM*, os principais fabricantes adotaram abordagens tecnológicas distintas, permitindo que eles sejam classificados como de captura direta ou indireta da imagem. O método de captura indireta usa um processo de duas etapas para a aquisição da imagem. Na primeira etapa, um cintilador de iodeto de cério (CsI) absorve os raios X e produz uma cintilação luminosa, semelhante ao que ocorre com a tela intensificadora do sistema convencional. A seguir, a cintilação é captada por um ou mais elementos de uma matriz de fotodiodos (dispositivos eletrônicos que convertem luz em corrente elétrica) de silício amorfo (a-Si), um sinal eletrônico é produzido e convertido em formato digital. Os cristais de CsI do cintilador têm estrutura tubular em forma de agulha, funcionando como canais que direcionam a luz perpendicularmente para a superfície dos sensores óticos. Ainda assim, devido a imperfeições nas estruturas tubulares dos cristais, persiste um certo grau de dispersão da luz que causa uma degradação da resolução espacial da imagem. Esse fato obriga os fabricantes a optar por cintiladores de CsI de pouca espessura, o que diminui a eficiência de absorção

dos raios X. No método de captura direta, os fótons de raios X interagem diretamente com uma placa de material fotocondutor (que produz elétrons quando atingido pelos raios X) de selênio amorfo (a-Se) que converte os raios X absorvidos em um sinal elétrico em um dos elementos da matriz de detectores e que é, a seguir, convertido em formato digital. A possibilidade de perda de resolução espacial, inerente ao processo indireto de captura da imagem, é eliminada no processo de captura direta. Além disso, a resolução espacial no método de captura direta é limitada pelo tamanho do *pixel* e não pela espessura do elemento fotocondutor, como ocorre na captura indireta.

A primeira experiência com a tecnologia de radiografia digital, *DR*, em mamografia ocorreu nas unidades de biópsia estereotáxica. A seguir, os fabricantes desenvolveram unidades de mamografia digital de campo total (*FFDM*) em função dos avanços obtidos com o aumento da eficiência de absorção dos fótons de raios X pelos detectores digitais. Dentre as vantagens desses detectores digitais, destacam-se a resposta linear em uma faixa bastante ampla de intensidades de raios X (Figura II.2) e o baixo ruído do sistema. Outras vantagens da mamografia digital são: o alcance dinâmico, da ordem de 1.000:1 comparado com o da mamografia convencional, da ordem de 40:1, o desacoplamento das etapas de aquisição, apresentação e armazenamento da imagem, a possibilidade de manipulação dinâmica e de pós-processamento da imagem que permite aumentar a visibilização dos achados radiológicos de interesse. A interpretação da imagem em monitor (*soft-copy*) e o diagnóstico auxiliado por computador (*CAD*) são outras possibilidades de melhorar todo o processo da mamografia.

As abordagens tecnológicas atualmente mais empregadas pelos fabricantes dos sistemas *FFDM* são: (a) cintilador de tela plana única (*single flat-panel scintillator*) e matriz de fotodiodos, (b) tela plana fotocondutora de selênio amorfo (a-Se) e (c) placa de material fosforescente fotoestimulável (sistema de mamografia computadorizada ou *CR*). A Tabela II.1 mostra os principais sistemas de mamografia digital existentes no mercado e as suas características tecnológicas mais importantes.

Tabela II.1: Características tecnológicas dos principais sistemas de mamografia digital por fabricante e modelo (YOUNG, 2006).

Fabricante/Modelo	DR/CR	Tecnologia	Tamanho do pixel (μm)	Área do detector (cm x cm)	Grade
GE/2000D, DS	DR	CsI/a-Si	100	19x23	Sim
GE/Essential	DR	CsI/a-Si	100	24x31	Sim
Lorad-Hologic/Selenia	DR	a-Se	70	24x29	Sim
Siemens/Novation	DR	a-Se	70	24x29	Sim
IMS/Giotto	DR	a-Se	85	18x24 ou 24x30	Sim
Planmed/Nuance	DR	a-Se	85	17x24, 24x30	Sim
Fuji/Profect	CR	PSP*	50	18x24, 24x30	Sim
Kodak/850 HR-M	CR	PSP*	50	18x24, 24x30	Sim
Konica/Regius 190	CR	PSP*	43,75	18x24, 24x30	Sim
Agfa/Mammo 1C	CR	PSP*	50	18x24, 24x30	Sim

* - Fósforo fotoestimulável (*photostimulable phosphor – PSP*)

II.2.2.1 Cintilador de Tela Plana Única e Matriz de Diodos

No método indireto de aquisição da imagem mamográfica por meio de um cintilador de tela plana única (*single flat-panel scintillator*), o detector é composto de uma matriz de fotodiodos de silício amorfo, *a-Si*, e transistores de películas de filme (*thin-film transistors – TFT*), depositados em um substrato de vidro (Figura II.9a). A função dos *TFTs* é armazenar a informação de cada *pixel* até o momento dela ser lida pelo circuito de varredura do detector. Os cristais de CsI são depositados em colunas lineares sobre cada elemento do detector, diminuindo significativamente a divergência da luminescência do cintilador. Cada um dos diodos sensores é conectado por meio dos *TFTs* a um circuito transmissor de sinais de modo que a carga produzida em resposta a emissão luminosa do material fluorescente, CsI, é lida e convertida em um sinal digitalizado (MAHADEVAPPA, 2004).

O detector do cintilador de tela plana única com matriz de fotodiodos, usado nos mamógrafos GE Senographe 2000D, o primeiro sistema *FFDM* aprovado pela Administração de Alimentos e Drogas (FDA) dos Estados Unidos, no ano 2000 é composto de 1.920 x 2.304 elementos distribuídos uniformemente em uma área de

19,2cm x 23,0cm, com *pixel* de 100 μ m considerado atualmente o de maior tamanho dentre os sistemas *FFDM* existentes no mercado.

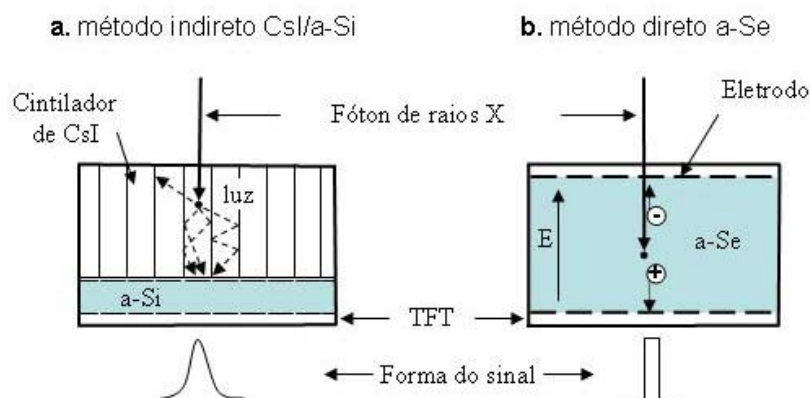


Figura II.9 : Métodos de aquisição da imagem dos sistemas DR. (a) método indireto com cintilador de CsI e matriz de fotodiodos de a-Si; (b) método direto com camada fotocondutora de a-Se.

O modelo GE Essencial, lançado recentemente, utiliza a mesma tecnologia, porém está equipado com um detector de área 24cm x 31cm. O contato íntimo entre o cintilador de CsI e o fotodiodo de a-Si garante que a perda de luz do conjunto seja mínima. Um sinal potente gerado pela matriz de detectores de silício leva o sistema a ter uma alta eficiência quântica de detecção, *DQE* (*detective quantum efficiency*). Esse detector digital é linear em uma faixa ampla (10^5) de exposições. O grau de compactação e a simplicidade do projeto desse detector são outros aspectos positivos que devem ser ressaltados (MAHADEVAPPA, 2004, YOUNG, 2006).

As maiores limitações do detector de cintilador de tela plana única com matriz de fotodiodos são: (a) a etapa intermediária de conversão dos raios X em cintilação luminosa que produz uma dispersão do sinal e, por conseguinte, uma diminuição de resolução espacial e (b) o tamanho de *pixel* relativamente grande, 100 μ m. Entretanto, existem questionamentos se detectores com tamanho de *pixel* menores do que 100 μ m são eficientes para a detecção de microcalcificações. É sabido que os *pixels* menores melhoram a resolução espacial a custo de um aumento do

ruído na imagem e da conseqüente diminuição da razão sinal-ruído para uma mesma dose de radiação na mama. Portanto, os sistemas de mamografia digital devem ser avaliados pelo balanceamento entre o limiar de resolução espacial, caracterizado pela *função de transferência de modulação – MTF* e a razão sinal-ruído para as diferentes freqüências de sinais presentes na imagem, a *DQE* (MAHADEVAPPA, 2004, YOUNG, 2006).

II.2.2.2 Tela Plana de Selênio Amorfo (a-Se)

Os mamógrafos modelo Selenia/Lorad, Novation/Siemens, Giotto/IMS e Nuance/Planmed usam o método direto de aquisição da imagem por um detector de tela plana de selênio amorfo (a-Se) que converte diretamente os raios X, que atravessam a mama, em sinais eletrônicos (Figura II.9b). Cada carga do par elétron-buraco criado no processo de interação dos raios X com o meio interior do detector é atraída pelo respectivo eletrodo polarizado e coletada pelos capacitores dos *pixels*. O a-Se é um fotocondutor com alta capacidade de absorção de raios X (>95%) na faixa de energias empregadas na mamografia. A sua eficiência quântica de detecção é significativamente maior do que das telas intensificadoras convencionais (50% a 70%) e dos cintiladores de CsI (50% a 80%). A vantagem do sistema de a-Se é que ele mantém a dispersão da sua função de resposta sempre estreita mesmo quando a sua espessura é aumentada (Figura II.9b) (MAHADEVAPPA, 2004).

Os mamógrafos modelo Selenia/Lorad e Novation/Siemens têm detectores de tamanho aproximado de 25cm x 29cm, o maior entre os disponíveis no mercado, e tamanho de *pixel* de 70 μ m. Entre as suas limitações, destaca-se principalmente a necessidade de uma grande capacidade de armazenamento para cada exame, já que a resolução espacial da imagem depende de um grande número de *pixels* pequenos, o tamanho do *pixel* da matriz de leitura e do tipo do esquema de amostragem digital empregado. O detector de maiores dimensões é ideal para

posicionar mamas de todos os tamanhos e não apresenta dificuldade para posicionar mamas pequenas para a tomada das imagens. O sistema automático de controle de exposição (CAE) lê as informações de toda a área do detector e seleciona a área da região mais densa da mama para determinar os parâmetros ideais de exposição da paciente. O mesmo ocorre no sistema descrito anteriormente, que usa a matriz de fotodiodos. Devido ao grande tamanho da imagem obtida com o detector de a-Se, ela pode ser trabalhada pelo programa de computador do sistema, eliminando as informações das regiões de fora da mama e, desse modo, reduzindo o tempo de transferência dos dados, os requisitos do dispositivo de apresentação da imagem (*display*) e o espaço nos meios magnéticos de armazenamento das imagens (MAHADEVAPPA, 2004, YOUNG, 2006).

II.2.2.3 Placa de Material Fosforescente Fotoestimulável

O método de aquisição da imagem radiográfica por meio de uma placa de material fosforescente fotoestimulável e varredura com um feixe de laser, chamado de sistema de radiografia computadorizada ou CR, é amplamente utilizado em radiologia geral (Figura II.10a). Os sistemas CR para mamografia inicialmente usavam uma placa de imagem de alta resolução dentro de um cassette de mamografia. Os leitores das placas de imagem, digitalizadores, usavam algoritmos específicos para imagem da mama e o tamanho nominal do *pixel* era geralmente de 100 μ m. Atualmente existem sistemas CR dedicados para mamografia com funções específicas para a melhoria da imagem e de 50 μ m tamanho de *pixel*. O sistema Profect CR da Fuji utiliza a placa de imagem de base transparente (IP HR-BD) sobre a qual é depositada a camada de fósforo fotoestimulável, permitindo que a luz emitida quando da estimulação pelo feixe de laser seja coletada pelos dois lados (Figura II.10b) (MAHADEVAPPA, 2004, YOUNG, 2006, AAPM, 2006).

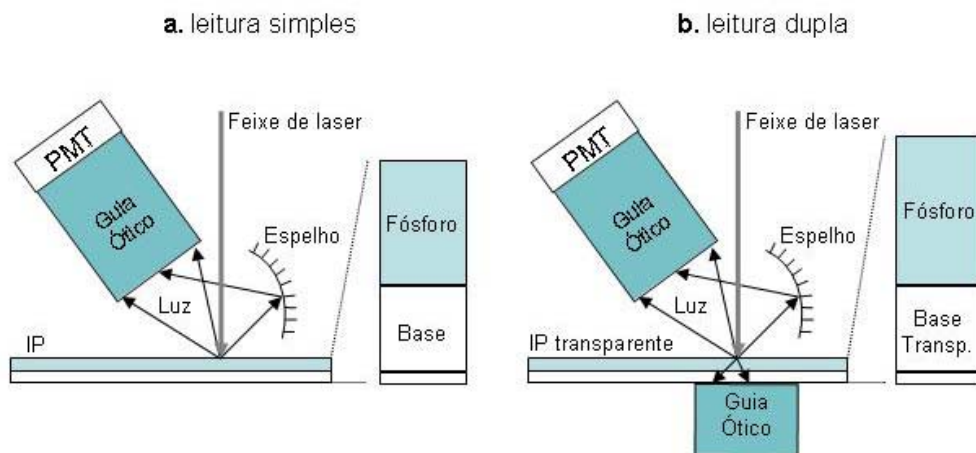


Figura II.10 : Métodos de aquisição da imagem dos sistemas CR. (a) método indireto com leitura simples; (b) método indireto com leitura dupla.

A grande vantagem do sistema CR é que a placa de imagem pode ser utilizada em um cassette inserido dentro do *bucky* de um mamógrafo convencional do sistema filme-tela intensificadora. O dispositivo de controle automático da exposição, o CAE, do mamógrafo deve ser ajustado especificamente para o sistema CR e é pouco provável que o ajuste do CAE para o sistema filme-tela intensificadora seja o mesmo que para o sistema CR. A aquisição da imagem no sistema CR é um processo que ocorre em dois estágios: primeiro ocorre a exposição da placa de imagem e, a seguir, a transferência da imagem da placa para a unidade leitora. Por isso, a calibração do sistema CR requer, inicialmente, a otimização dos parâmetros de exposição controlados pelo CAE (*kV*, *mAs* e combinação alvo-filtro) e, a seguir, o ajuste da sensibilidade do digitalizador ou do indicador de dose no detector de modo a se obter a melhor qualidade de imagem dentro dos níveis de dose glandular média para cada espessura de mama (MAHADEVAPPA, 2004, HEMDAL *et al.*, 2002).

II.3 Estrutura da Mama

Do ponto de vista físico podemos caracterizar, os tecidos que compõem a mama em três tipos: glandular, fibroso e adiposo (gorduroso). Estes tecidos têm

densidades e números atômicos similares, resultando em uma radiografia da mama com pouco contraste quando comparado a uma radiografia convencional de tórax, onde as imagens das estruturas são constituídas de ar, osso, músculo e gordura e a diferença na densidade da massa e número atômico é grande, permitindo que as estruturas sejam rapidamente visibilizadas. O padrão radiológico da mama é muito variável de mulher para mulher, existindo, portanto, um espectro muito amplo de padrões que possam ser considerados normais. Muito provavelmente esta variação é multifatorial, ligada a idade, fatores genéticos, história reprodutiva, níveis hormonais e constituição corporal. Assim, existem mamas com predomínio de tecido adiposo, enquanto outras têm quantidades variáveis de tecido glandular radiologicamente denso, e ambos os padrões encontram-se dentro do espectro da normalidade. O tamanho da mama em conjunto com a idade está relacionado com maior ou menor densidade do tecido fibroglandular. A mama de uma mulher jovem, geralmente, é composta de tecido fibroglandular, com pouco tecido adiposo. Com o avanço da idade, observa-se um processo de lipossubstituição, ou seja, alterações ocorrem e a composição principal passa a ser de tecido fibroadiposo até que finalmente o tecido glandular atrofia e a mama então se torna constituída basicamente de tecido adiposo. As lesões são mais difíceis de serem visibilizadas nos tecidos mais densos da mulher jovem, e em conseqüência há um aumento de diagnósticos falsos negativos.

Embora seja um processo fisiológico, não existe correlação perfeita entre a faixa etária e a substituição adiposa, pois podemos encontrar mulheres jovens com a mama bem substituída e mulheres idosas com pouca ou algumas vezes nenhuma substituição na mama. Na mama sem substituição (geralmente da mulher mais jovem) o parênquima mamário ocupa toda a mama e tem a forma de um triângulo cujo vértice está ligado ao mamilo. O processo de substituição pode ocorrer de duas maneiras. Na primeira e mais comum, a substituição ocorre simultaneamente da metade inferior para a metade superior e da metade interna para a externa e a última região a ser substituída será o quadrante superior externo. Na segunda maneira, a substituição

ocorre da parte posterior para a parte anterior da mama, sendo a região retroaureolar a última a ser substituída.

Para melhor avaliar a substituição, recomenda-se utilizar a projeção crânio caudal ou perfil, pois nestas incidências não ocorre angulação e o feixe de raios X faz 90° com a mama (a angulação da incidência médio-lateral oblíqua produz superposição do parênquima e prejudica a avaliação da área substituída). Nas mamas com cirurgia plástica, cirurgia conservadora e biópsia cirúrgica, recomenda-se cuidado ao avaliar a substituição, pois o padrão fica modificado pela desorganização que estas cirurgias provocam (MS/INCa, 2007).

Conhecer a anatomia e fisiologia da estrutura a ser radiografada é de fundamental importância para a determinação dos parâmetros de qualidade da imagem e dosimetria. Dessa forma, deve-se conhecer as características de posicionamento para a visualização das estruturas anatômicas desejadas, bem como, definir a rádio-opacidade dos diferentes tecidos envolvidos no processo de formação da imagem. Essas características determinam a qualidade do feixe de radiação incidente e da técnica a ser aplicada. Além disso, processos fisiológicos podem alterar a proporção entre os tecidos constituintes do órgão de interesse, alterando sua rádio-opacidade e poder de absorção de energia. A mama tem uma estrutura tridimensional, enquanto a mamografia representa uma projeção bidimensional, que forma uma imagem sobreposta das estruturas superiores, mediais e inferiores do objeto radiografado. No entanto, através da incidência lateral (perfil clássico ou médio lateral) e crânio caudal, pode-se construir mentalmente a arquitetura tridimensional da mama, bem como, diante de uma lesão, localizar com precisão o setor da mama em que a mesma se encontra (HOFF, 2005, PASQUALETE *et al.*, 1998).

Para melhor entendimento do conteúdo dos tecidos mamários, é recomendada uma padronização internacional nas descrições do tipo de mama. Atualmente, recomenda-se que na descrição do padrão mamário seja feita referência ao tipo de substituição adiposa. As distribuições dos padrões mamários, adotados

para identificar as composições de tecido glandular neste estudo: 1, 2, 3 e 4, estão baseados nas avaliações dos radiologistas, de acordo com o sistema Birads (ACR, 2009). Para o padrão 1 - mama adiposa, a composição da mama é de 0 a 25% de tecido glandular; padrão 2 - mamas com densidades fibroglandulares esparsas, a composição é de 25 a 50% de tecido glandular; padrão 3 - heterogeneamente densa, a composição é de 50 a 75% de tecido glandular; padrão 4 - extremamente densa, a composição é de 75 a 100% de tecido glandular (Figura II.11).

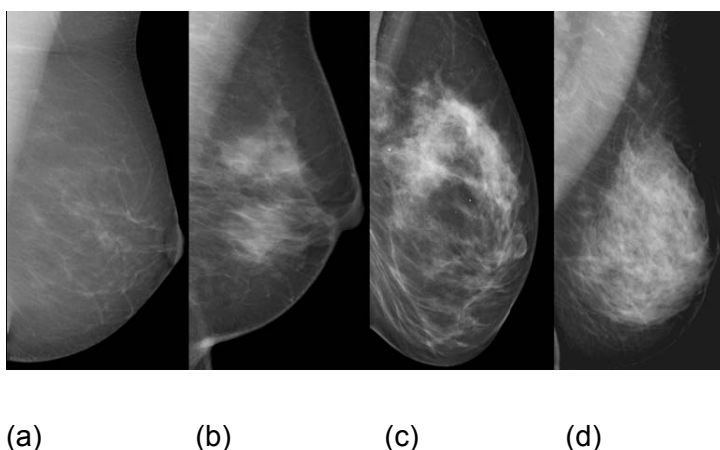


Figura II.11: Ilustração dos padrões mamários: (a) mama adiposa, (b) mama com densidades fibroglandulares esparsas, (c) mama heterogeneamente densa, (d) mama extremamente densa. Fonte: (OBENAUER *et al.*, 2005).

O conteúdo glandular da mama tem sido estudado por vários pesquisadores incluindo GEISE *et al.* (1996).

A espessura da mama varia entre diferentes grupos populacionais. Em uma avaliação da dose na mama para mulheres submetidas ao rastreamento mamográfico no Reino Unido, YOUNG (2000) verificou que as espessuras de mamas comprimidas se encontravam na faixa de 1,0 a 10,0 cm e uma espessura média de 5,4 e 5,2 cm para as projeções médio-lateral oblíquo e crânio-caudal, respectivamente. Na Malásia, JAMAL *et al.* (2003) encontraram valores médios de 4,6 a 3,8 cm para as espessuras das mamas comprimidas para as duas projeções. FIFE (1991) estudou a

área da mama comprimida encontrando um valor médio de 18,0 cm x 8,1 cm de largura da imagem da mama e de distância da parede torácica até o mamilo, respectivamente. O estudo de WU *et al.* (1991) constatou que a dose glandular média decresce 2% se a área da mama for reduzida de um fator de três e aumenta somente 0,6% se a área da mama aumenta em um fator de 1,5.

II.4 Projeções

A fim de se avaliar as características e exata localização de uma lesão, o exame de rotina inclui duas projeções da mama direita e duas da mama esquerda, a projeção crânio-caudal e a projeção oblíqua-médio lateral feita de 30 a 60 graus de inclinação. A projeção crânio caudal abrange a maior parte do tecido mamário, com exceção da parte médio extrema (região peitoral superior) e axilar (Figura II.12). Com a inclinação de quarenta e cinco graus oblíqua médio lateral então é possível avaliar todo o tecido da mama (Figura II.13). Existem ainda projeções adicionais usadas para se investigar áreas duvidosas nas projeções de rotina.

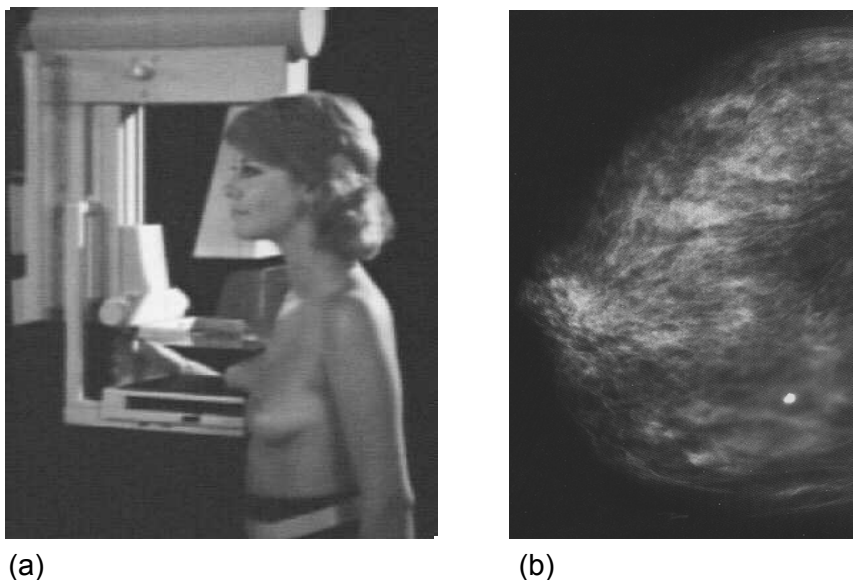


Figura II.12(a): Posicionamento da paciente; (b) Imagem na projeção crânio caudal.

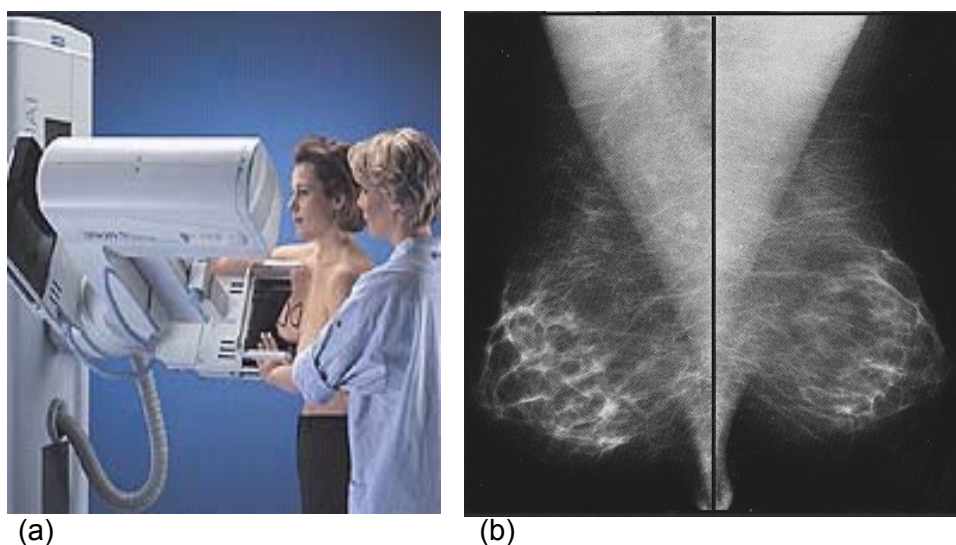


Figura II.13: (a) Posicionamento da paciente; (b) Imagens na projeção oblíqua médio lateral

Após a mama ter sido posicionada, é aplicada uma firme compressão immobilizando a área a ser radiografada. A compressão é fundamental pelas seguintes razões: a espessura da mama é comprimida, por conseguinte a dose de radiação decresce, o espalhamento é reduzido e o contraste da imagem aumenta. A espessura da mama torna-se homogênea, permitindo uma exposição uniforme em toda a superfície da mama. O risco para a paciente é diminuído, a sobreposição das estruturas também é reduzida e as estruturas da mama ficam mais próximas ao receptor de imagem aumentando a resolução espacial.

As imagens mamográficas podem apresentar alterações em seus tecidos que podem ser benignos ou malignos; estas alterações são tão sutis de modo que imagens de alto padrão de qualidade sejam de vital importância. Um exame minucioso das imagens é importante para garantir que a paciente foi bem posicionada, a exposição foi correta, que não há sinal de movimento da paciente e que todo o tecido da mama foi incluído na imagem.

II.5 Dosimetria

A dose no paciente é uma consideração importante em mamografia e sua medida possibilita: avaliar o risco para a paciente, associado à realização deste exame, comparar diferentes sistemas de geração de imagens e técnicas mamográficas, verificar o desempenho do equipamento de mamografia e verificar o cumprimento das normas e limitações de dose em mamografia (ROTHENBERG, 1993, HOFF, 2005).

II.5.1 Kerma

A grandeza de dosimetria kerma (K) é definida (ICRU, 1998, HOFF, 2005), como o quociente da soma da energia cinética inicial de todas as partículas carregadas (dE_{tr}) liberadas por partículas não carregadas em um material de massa determinada (dm), conforme é evidenciado na Equação II.1.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (II.1)$$

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

II.5.2 Kerma no Ar Incidente

A grandeza dosimétrica kerma no ar incidente, *incident air kerma*, (K_i) é definida (IRD/CNEN/MCT, 2002) 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.

A unidade de medida dessa grandeza dosimétrica é joule/quilograma, que recebe o nome especial de gray (Gy).

II.5.3 Kerma no Ar na Superfície de Entrada

A grandeza dosimétrica kerma no ar na superfície de entrada, *entrance surface air kerma*, (K_e) é definida (IRD/CNEN/MCT, 2002) como o kerma no ar no eixo do feixe de raios X no ponto onde ele entra na paciente ou no simulador. A contribuição da radiação retroespalhada é incluída.

A unidade de medida dessa grandeza dosimétrica é joule/quilograma, que recebe o nome especial de gray (Gy).

II.5.4 Dose Absorvida

A grandeza dosimétrica dose absorvida (D) é definida (ICRU, 1998) como sendo a energia média depositada ($d\bar{E}$) pela radiação ionizante em um volume de matéria de massa dm , conforme evidencia a Equação II.2.

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (II.2)$$

A unidade de medida dessa grandeza dosimétrica é joule/quilograma, que recebe o nome especial de gray (Gy).

II.5.5 Dose Glandular Média

A dose glandular média (D_g) é definida como sendo a dose média absorvida no tecido glandular no interior de uma mama comprimida no exame de mamografia. A D_g é a grandeza dosimétrica que melhor caracteriza o risco carcinogênico induzido pela radiação ionizante. Esta quantidade dosimétrica é recomendada por organismos internacionais (ICRP, 1987, IPSM, 1989, NCS, 1993, NCRP, 1996) e adotada também no Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia (EUROPEAN COMMISSION, 1996).

A D_g pode ser estimada através do produto do Kerma no ar incidente ($K_{a,i}$) e o coeficiente de conversão (c_g) obtido através dos cálculos de transporte de radiação em modelos matemáticos de mamas, conforme evidencia a Equação II.3.

$$D_g = K_i \cdot c_g$$

Equação II.3

A unidade dessa grandeza é gray (Gy).

Os cálculos em códigos de transporte de radiação por diversos autores, em função da camada semi-redutora, diferem quanto aos dados de interação dos fótons, aos espectros, a composição e a espessura da camada superficial (que representa pele e tecido adiposo subcutâneo), a presença do compressor e a distância foco-filme (EUROPEAN COMMISSION, 1996). Normalmente, estas simulações não foram realizadas com as composições de materiais recomendadas (ICRU, 1989). Segundo HOFF (2005) com referência às diferenças entre as simulações, diferentes valores para c_g , na ordem de 20% a 30%, podem ser encontrados entre os resultados publicados por diferentes autores.

O protocolo europeu para o controle de qualidade em mamografia (EUROPEAN COMMISSION, 2006) estabelece que os níveis de dose média glandular, D_g , em mamografia digital não podem ser maiores do que os valores para a mamografia convencional, mostrados na Tabela II.2.

Tabela II.2: Valores máximos de dose média glandular, D_g , para diferentes espessuras de tecido equivalente da mama: níveis aceitáveis e níveis alcançáveis.

Espessura de acrílico	Espessura equivalente de mama	Dose média glandular máxima para mamas de espessura equivalente	
		Nível aceitável	Nível alcançável
(cm)	(cm)	(mGy)	(mGy)
2,0	2,1	< 1,0	< 0,6
3,0	3,2	< 1,5	< 1,0
4,0	4,5	< 2,0	< 1,6
4,5	5,3	< 2,5	< 2,0
5,0	6,0	< 3,0	< 2,4
6,0	7,5	< 4,5	< 3,6
7,0	9,0	< 6,5	< 5,1

Dados originários dos programas de rastreamento do câncer de mama da Holanda (BECKERS, 2003), da Suécia (LEITZ, 2001), da Noruega (PEDERSEN, 2000) e do Reino Unido (NHSBSP 2000 e 2003) mostram que os níveis de D_g para os sistemas de mamografia convencional estão entre 0,8 e 2,5 mGy para as técnicas radiográficas utilizadas para radiografar um simulador de acrílico de 4,5 cm de espessura, que corresponde a uma mama comprimida de 5,3 cm. Assim, o protocolo europeu estabeleceu um limite aceitável para D_g em 2,5 mGy para a mama de espessura padrão de 5,3 cm com o objetivo de garantir que os níveis de dose em mamografia digital não vão exceder o valor limite para a mamografia convencional. Este valor limite é comparável ao valor de 2,0 mGy estabelecido pelo o Reino Unido para D_g em uma mama de 5,3 cm de espessura. Para uma mama de 6,0 cm de espessura, o programa da Holanda estabeleceu o valor limite para D_g de 3,0 mGy. Os dados recentes de um levantamento europeu de doses em 56 serviços de mamografia (MICHIELSEN *et al.*, 2008) mostram valores de D_g , para mamas de 6,0 cm de espessura, na faixa de 1,0 a 3,0 mGy determinados com bases nos parâmetros de exposição usados para um simulador de acrílico.

Neste trabalho, o nível de referência para D_g , para uma mama de espessura entre 5,5 e 6,5 cm foi estabelecido como o valor do terceiro quartil da distribuição de D_g medida diretamente no simulador radiográfico de mama.

II.5.6 Medidas de Pacientes

No Código de Prática Internacional de Dosimetria publicado recentemente (IAEA, 2007) a medida e a metodologia de cálculo usada para a determinação da dose glandular média (D_g) segue o Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia (EUROPEAN COMMISSION, 1996). A D_g não é medida diretamente, ela é estimada a partir de (K_i) ou de (K_e) e coeficientes de conversão. Os coeficientes de conversão dependem da qualidade do feixe (camada semi-redutora), da espessura da mama comprimida durante a exposição e de sua composição glandular (ROSENSTEIN, 2008).

O Código de Prática da IAEA (IAEA, 2007), conforme o Protocolo Europeu, recomenda que se determine o K_i pelos dados do produto da corrente do tubo e tempo de exposição (mAs) registrado pelo equipamento durante a exposição da paciente. Conhecendo-se o rendimento do tubo de raios X e geometria de irradiação pode-se calcular o K_i . A dose glandular média para cada exposição pode ser calculada pela equação II. 4:

$$D_G = c_{D_{G50}, K_i} c_{D_{Gg}, D_{G50}} s K_i \quad (II.4)$$

onde:

c_{D_{G50}, K_i} é o coeficiente de conversão para uma mama de 50% de conteúdo glandular (glandularidade) e uma espessura real.

$c_{D_{Gg}, D_{G50}}$ é o coeficiente de conversão para uma mama de glandularidade 50% na dose glandular média para uma mama de glandularidade, g , de espessura real.

s é o fator de correção para a combinação alvo-filtro usada na exposição.

K_i é o kerma no ar incidente.

Porém, o K_i pode ser obtido usando dois métodos alternativos. O método preferido pela maioria dos protocolos europeus é medir o K_i na ausência do fantoma usando um dosímetro diagnóstico. O método alternativo utiliza dosímetros termoluminescentes sobre a superfície de um fantoma (EUROPEAN COMMISSION, 1996, IAEA, 2007).

Para a seleção dos coeficientes de conversão apresentados nas tabelas da literatura (DANCE, 1990, DANCE *et al.*, 2000) é necessário se conhecer o conteúdo glandular e a espessura de cada mama comprimida, assim como o valor da camada semi-redutora para cada tensão do tubo, material do alvo e filtro. O coeficiente c_{D_{G50}, K_i} converte o kerma no ar incidente na dose glandular média para uma mama de 50% de conteúdo glandular (glandularidade) e uma espessura real. O coeficiente $c_{D_{Gg}, D_{G50}}$ converte a dose glandular média para uma mama de glandularidade 50% na dose glandular média para uma mama de glandularidade, g , de espessura real.

No protocolo da IAEA (2007), são descritas duas abordagens. A primeira usa os coeficientes de conversão considerando que o conteúdo glandular é de 50% e a segunda permite ao usuário usar valores de conteúdo glandular entre 0,1 e 100%, estimados a partir das imagens das pacientes.

A determinação da camada semi-redutora deve ser realizada em feixe colimado, o uso de filtros de alumínio com pureza de no mínimo 99%, a presença da bandeja de compressão e, do cassete carregado com filme quando for o caso.

Para o dosímetro diagnóstico na medida do rendimento é recomendado um range dinâmico de 0,5 a 100mGy. Este deve ser posicionado a uma distância de 60 mm da parede torácica e 45 mm acima do suporte da mama segundo o Protocolo Europeu (EUROPEAN COMMISSION, 1996). Em todos os protocolos de medida (NCRP, 1986, IPSM, 1989, AAPM, 1990, NCS, 1993) exige-se a calibração do dosímetro.

II.5.7 Dosímetros

Para dosimetria em raios X diagnóstico, detectores semicondutores, câmaras de ionização e dosímetros termoluminescentes (TLDs) são os mais comumente usados. As vantagens dos TLDs são seu pequeno tamanho, que os tornam adequados para medições em pacientes ou em simuladores, e em sua capacidade de armazenar informações de dose por longo período de tempo (ICRU, 2005).

As câmaras de ionização projetadas especificamente para os feixes de baixa energia usados na mamografia, de volumes pequenos, possuem uma fina parede de entrada (janela) para reduzir a atenuação de fótons de baixa energia e idealmente uma estrutura que não provoque alteração no campo de radiação primária (ROTHENBERG, 1993).

Os dosímetros termoluminescentes são apresentados em uma variedade de formas físicas e diferentes materiais. As pastilhas sólidas são mais convenientes para aplicação da dosimetria na imagem médica. Fluoreto de lítio e borato de lítio são os mais comumente utilizados, combinando características desejáveis de uma relativa resposta linear de energia, baixa característica de desvanecimento (*fading*), ou seja, perda de informação latente da dose, e razoável sensibilidade. Com uso cuidadoso e calibração apropriada os TLDs são capazes de medir doses abaixo de 500 µGy.

O LiF:Mg,Ti é um dos materiais mais utilizados na área de dosimetria em Radiodiagnóstico. Ele apresenta liberação dos elétrons presos em temperatura ambiente considerada desprezível. Portanto, há pouca perda de informação com o tempo da exposição até a leitura do TLD. A taxa de desvanecimento é de 5% ao ano. São materiais termoluminescentes com um número atômico efetivo, $Z_{\text{eff}} = 8,14$, valor próximo ao do tecido orgânico mole do corpo humano, $Z_{\text{eff}} = 7,42$. Portanto, a quantidade de luz emitida é praticamente proporcional à dose no tecido sobre uma faixa de energia para raios X. Eles possuem uma resposta linear para um amplo intervalo de doses (10^{-2} cGy até 10^2 cGy) (DA ROSA, 1999), além de serem reprodutíveis mesmo para doses pequenas, o que torna seu uso adequado para a dosimetria de pacientes em radiologia diagnóstica. (BUSHBERG *et al.*, 2002, ZANGRANDI, 2005, MAURÍCIO, 1993).

Depois de irradiado o TLD é tratado termicamente, para ser submetido a um sistema leitor. Neste sistema a luz emitida pelo TLD, depois de passar por um sistema de filtros óticos, é detectada por um tubo fotomultiplicador e é convertida em um sinal elétrico que pode ser medido. A quantidade de luz emitida pelo TLD é proporcional à quantidade de energia absorvida pelo dosímetro. Um “*software*” acoplado à leitora é utilizado para gerenciar as leituras dos detectores e garantir sua qualidade por meio da verificação periódica de ruído e da luz de referência (MENEZES, 2008). Após o TLD ter sido lido, ele recebe o tratamento térmico novamente, levando-se ao forno, e poderá ser reutilizado.

Os TLDs podem ser calibrados em comparação com um dosímetro diagnóstico utilizando o método de substituição (IAEA, 2007). Os TLDs podem ser calibrados em termos de kerma no ar em geometria livre no ar. A geometria é alcançada posicionando-se os dosímetros distantes de qualquer material que cause espalhamento. Os TLDs também podem ser calibrados em termos de kerma no ar na superfície de entrada desde que se considere o retroespalhamento.

A calibração dos dosímetros deve ser realizada com uma qualidade de raios X típica daquelas em que os dosímetros serão expostos durante as medidas nas clínicas.

Vários fatores são necessários para a interpretação de medições com TLDs. Eles incluem principalmente o fator de correção para a dependência de energia de resposta do TLD (fator k_Q), o fator de correção para o desvanecimento dos dosímetros (fator k_f) e o fator de correção para a sensibilidade individual dos dosímetros (fator k_s). Estes fatores são estabelecidos como uma parte do teste do sistema de termoluminescência e eles têm que ser restabelecidos toda vez que os parâmetros do sistema que influenciam os fatores de correção mudarem (variações no tratamento térmico e parâmetros de leitura) (PERNICKA, 2006).

II.5.8 Fantomas

Um fantoma mamográfico para dosimetria deve ser escolhido tal que simule as propriedades de uma mama comprimida em termos de atenuação do espectro de radiação primária e do espalhamento da radiação no seu interior. Se as medidas de kerma no ar na superfície de entrada são efetuadas, usando TLDs, as propriedades de retroespalhamento do material do fantoma devem ser consideradas. Materiais equivalentes aos tecidos que simulam os conteúdos adiposos e glandulares da mama são citados na literatura (ARGO *et al.*, 2004, WHITE *et al.*, 1977) sendo possível combiná-los em proporções apropriadas para simular uma mama de qualquer composição glandular, baseados nas composições elementares do tecido adiposo e glandular. A composição de uma mama de 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo tem sido considerada como típica de uma paciente adulta de espessura média, 5,0 cm, e é muito usada como padrão em protocolos de dosimetria. O protocolo de dosimetria do Colégio Americano de Radiologia (ACR, 1999) estabelece que o fantoma a ser utilizado seja aproximadamente equivalente a 4,2 cm de espessura de

mama comprimida de 50% de glandularidade para qualidades de feixe de raios X usadas para mamografia de sistema tela-filme. O Protocolo Europeu de Dosimetria (EUROPEAN COMMISSION, 1996) e o Código de Prática da IAEA (IAEA, 2007) consideram a mesma composição e 4,5 cm de espessura. Se pretende-se estimar o K_i e a D_g para outras espessuras de mama e composições, medidas podem ser feitas usando diferentes fantomas.

ARGO *et al.* (2004) desenvolveu uma série de fantomas de materiais de tecidos equivalentes aos da mama simulando a atenuação e densidade da faixa de composições de 20% a 70% de tecido glandular e adiposo da mama de mulheres que realizam o exame de mamografia. Estes fantomas foram fabricados com resina epóxi e componentes químicos adicionais, em fatias de espessuras de 1,0 cm e composições de 0% e 100% de tecido glandular. A partir das peças confeccionadas foi possível montar fantomas de espessuras e composições diferentes. Segundo ARGO *et al.* (2004), a espessura em torno de 4 cm para os fantomas do ACR (1999) e o BR-12 subestimam a dose glandular média para a maioria das pacientes americanas.

TOMON *et al.* (2006) verificou a aplicabilidade da determinação da dose glandular média pela metodologia do ACR, para mamografia digital, utilizando fantomas fabricados pela CIRS (Computerized Imaging Reference Systems, Inc. de Norfolk, Virginia). Os fantomas de mama foram construídos em fatias semicirculares que variavam na espessura e composição elementar, para se aproximarem dos tecidos 100% glandular, 50% glandular/50% adiposo e 100% adiposo. Os fantomas foram fabricados com resina epóxi, e dosímetros termoluminescentes (TLDs) foram inseridos em orifícios nas suas superfícies para determinação do kerma no ar na superfície de entrada. A partir de medidas de exposição com uma câmara de ionização e fatores de conversão do ACR (1999), foi possível calcular a dose glandular média.

II.6 Estimativa de Incertezas

Quando se relata o resultado de medição de uma grandeza física, é obrigatório que seja dada alguma indicação quantitativa da qualidade do resultado, de tal forma que aqueles que o utilizam possam avaliar sua confiabilidade. Sem essa indicação, resultados de medição não podem ser comparados, seja entre eles mesmos ou com valores de referência fornecidos numa especificação ou numa norma. É, portanto, necessário que haja um procedimento prontamente implementado, facilmente compreendido e de aceitação geral para caracterizar a qualidade de um resultado de uma medição, isto é, para avaliar e expressar sua Incerteza. É imperativo que o método para avaliar e expressar a incerteza seja uniforme em todo o mundo, de tal forma que as medições realizadas em diferentes países possam ser facilmente comparadas.

A incerteza de um resultado de uma medição geralmente consiste de vários componentes que podem ser agrupados em duas categorias, de acordo com o método utilizado para estimar seu valor numérico. A incerteza tipo A para aqueles que são avaliados com o auxílio de métodos estatísticos e a incerteza tipo B, para aqueles que são avaliados por outros métodos.

A definição formal de Incerteza de Medição desenvolvida para ser usada no *Guia para Expressão da Incerteza da Medição* (ABNT, 1998) é o parâmetro associado ao resultado de uma medição, que caracteriza a dispersão dos valores que podem ser razoavelmente atribuídos ao mensurando. Neste *Guia* são definidos os termos específicos como descritos a seguir. A incerteza padrão é definida como a incerteza do resultado de uma medição expressa como um desvio padrão. A incerteza padrão combinada é a incerteza padrão do resultado de uma medição, quando este resultado é obtido por meio dos valores de várias outras grandezas, sendo igual à raiz quadrada positiva de uma soma de termos, que constituem as variâncias ou covariâncias destas outras grandezas, ponderadas de acordo com quanto o resultado

da medição varia com mudanças nestas grandezas. A incerteza expandida é a grandeza que define um intervalo em torno do resultado de uma medição com o qual se espera abranger uma grande fração da distribuição dos valores que possam ser razoavelmente atribuídos ao mensurando. O mensurando é a grandeza específica submetida à medição. E, por fim, medição é o conjunto de operações que tem por objetivo determinar o valor de uma grandeza.

ALVARENGA *et al.* (2005), realizou diversos ensaios para a estimativa dos componentes de incerteza presentes na realização dos testes de determinação da camada semi-redutora, entre outros, em um equipamento de raios X médico. O trabalho fornece a metodologia e os valores das incertezas combinada e expandida para cada procedimento de medição. Para medições realizadas com TLDs, Salgado (2005) considerou como incerteza padrão tipo A, o desvio da média para a série de ensaios realizados, utilizando fonte de césio e o aparelho de raios X para irradiar os detectores. Para incerteza do tipo B, ele considerou a espessura das placas e a dependência energética. A combinação quadrática de ambas forneceu a incerteza padrão combinada, que multiplicada pelo fator de abrangência $k=2$, forneceu a incerteza expandida. Para a medida da CSR foi encontrada uma incerteza padrão expandida de 26,4% para um nível de confiança de 95%.

O Guia Europeu de Dosimetria (IAEA, 2007) lista os fatores que contribuem para a medida de incerteza na estimativa da dose glandular média da mama usando um fantoma de 45 mm de espessura e um dosímetro para radiodiagnóstico. Apresenta exemplos de incertezas padrão, decorrentes de cada contribuição, sua combinação quadrática e o valor da incerteza expandida. Para dosímetros de radiodiagnóstico, a incerteza relativa expandida ($k=2$) da medida está entre 8% e 14%, dependendo do cenário selecionado.

A incerteza expandida relativa ($k=2$) de 10% foi adotada na medida feita com TLDs (IAEA, 2007).

O Guia Europeu de Dosimetria (IAEA, 2007) lista os fatores que contribuem para a medida de incerteza na estimativa da dose glandular média para a exposição de pacientes. Apresenta exemplos de incertezas padrão decorrentes de cada contribuição, sua combinação quadrática e o valor da incerteza expandida. Para dosímetros de radiodiagnóstico, a incerteza relativa expandida ($k=2$) no cálculo da dose glandular média para uma única exposição da paciente está entre 14,6% e 18,5% , dependendo do cenário selecionado.

Capítulo III

PACIENTES, MATERIAIS E MÉTODOS

III.1 Escolha das Grandezas Dosimétricas em Mamografia

Neste trabalho foram empregadas duas grandezas dosimétricas: o kerma no ar incidente, K_i , e a dose média para o tecido glandular, no interior da mama, denominada dose glandular média, D_g , grandeza que permite estimar o número de casos de câncer induzidos pela mamografia. Esta é, portanto, a principal grandeza de interesse relacionada ao risco e, foi obtida de dois modos diferentes:

- a) A partir do K_i usando-se os parâmetros de exposição registrados para o exame e fatores de conversão tabelados, que dependem da camada semi-redutora, CSR, da espessura e da composição glandular da mama (IAEA, 2007).
- b) Utilizando-se um fantoma (Figura III.1) confeccionado neste trabalho para a dosimetria em mamografia (ARGO *et al.*, 2004, WHITE *et al.*, 1977). Neste caso, a D_g foi determinada, por medições diretas, inserindo-se dosímetros termoluminescentes (TLDs) no interior do fantoma (TOMON *et al.*, 2006).



Figura III.1: Fantoma dosimétrico e dosímetros termoluminescentes na sua superfície.

III.2 Pacientes

Neste trabalho, a D_g foi determinada para pacientes que se submeteram à mamografia em seis serviços na cidade do Rio de Janeiro. Os serviços foram selecionados pelo elevado padrão de qualidade técnica e profissional. Além disso, eles realizam exames com os três diferentes sistemas tecnológicos de mamografia (filme-tela intensificadora, CR e DR).

Para a representação dos valores médios das doses características de um serviço de mamografia, devem ser feitas medidas para uma amostra de pacientes (ICRU, 2005). É importante que o tamanho dessa amostra de pacientes seja suficientemente grande para evitar grandes variações estatísticas do valor médio das medições (IAEA, 2007). Para a realização deste trabalho foram reunidos os dados dos exames de 1183 pacientes que realizaram mamografia nos seis serviços, compreendendo duas unidades de cada sistema: convencional tela-filme; computadorizado e digital. Em cada unidade de mamografia foram acompanhados os exames de cerca de 200 pacientes e anotados os parâmetros técnicos da exposição, espessura da mama comprimida, idade da paciente e composição da mama. A coleta de dados foi realizada em um período de aproximadamente três meses em cada serviço e ela se estendeu entre 2007 e 2008. Nesta fase da coleta de dados não foi feita distinção de faixa etária, composições de tecidos e espessura da mama. É importante ressaltar que todos os exames foram realizados com técnicas que utilizam o controle automático de exposição. Neste estudo, após o registro dos dados, foram considerados somente os exames das pacientes, na projeção crânio caudal e mamas comprimidas de espessuras entre 5,5 e 6,5 cm com o objetivo de comparar as D_g para os três sistemas de mamografia. Esta faixa de espessura foi escolhida por ser a de maior frequência observada nos exames de todas as pacientes, como mostra a Figura IV.2.

III.3. Características dos Serviços

Os seis serviços avaliados constam do Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde, do qual foram obtidas as informações apresentadas na Tabela III.1 referentes à natureza da organização, o gestor, o tipo de unidade e os convênios que possuem (CnesWeb, 2009). Os dados referentes ao número médio de exames realizados por dia foram obtidos diretamente junto aos serviços na época da coleta de dados.

Tabela III.1: Caracterização dos serviços, por natureza da organização, gestão, tipo de unidade, convênios e número diários de exames.

Características	Serviços					
	1	2	3	4	5	6
Natureza da Organização	Empresa Privada	Empresa Privada	Administração Direta da Saúde	Empresa Privada	Empresa Privada	Administração Direta da Saúde
Gestão	Municipal	Municipal	Municipal	Municipal	Municipal	Municipal
Tipo de Unidade	Unidade de Apoio Diagnose e Terapia	Unidade de Apoio Diagnose e Terapia	Hospital Especializado	Unidade de Apoio Diagnose e Terapia	Unidade de Apoio Diagnose e Terapia	Hospital Especializado
Convênios	SUS, Plano de Saúde Privado	Plano de Saúde, Privado	SUS	Plano de Saúde, Privado	Plano de Saúde, Privado	SUS
Número de exames/dia	50	50	35	30	20	35

III.4 Características dos Equipamentos de Mamografia

Nas Tabelas III.2a e III.2b são mostradas as características técnicas dos seis equipamentos de mamografia onde foram coletados os dados para este estudo.

Um requisito técnico determinante na seleção do equipamento para participar do estudo foi estar equipado com controle automático de exposição (CAE) e que as técnicas radiográficas empregadas utilizassem este dispositivo. Portanto, a

Tabela III.2a: Caracterização dos serviços, por tipo de tecnologia dos mamógrafos.

Características dos mamógrafos	Serviços					
	1	2	3	4	5	6
Sistema Tecnológico	Convencional Tela-filme	Convencional Tela-filme	Computadorizado CR	Computadorizado CR	Digital DR	Digital DR
Fabricante	General Electric	General Electric	Siemens	Siemens	General Electric	Siemens
Modelo	Senographe 600T	Senographe 700T	Mammomat 3000	Mammomat 3000	2000D	Mammomat Novation
Tipo de anodo/filtro utilizados	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo; Mo/Rh	Mo/Mo	Mo/Mo; Mo/Rh; Rh/Rh	W/Rh
Distância foco/suporte da mama (cm)	61,0	64,0	63,5	63,5	64,0	63,0

Tabela III.2b: Caracterização dos serviços, por tipo de tecnologia dos sistemas de aquisição e registro da imagem

Caraterísticas dos Sistemas de Imagem	Serviços					
	1	2	3	4	5	6
Digitalizador/ Tipo	NA	NA	Agfa/CR35.0	Kodak/ DirectView CR975	NA	NA
Receptor de imagem/Tipo	Filme/Kodak MIN-R-2	Filme/CAWO MAMO R200	Placa de Fósforo/Agfa MM 3.0 MAMO	Placa de Fósforo/Kodak DirectView	Matriz de detectores/ Si-a	Matriz de detectores/ Se-a
Processadora	Kodak/ M20	Kodak/ M35	NA	NA	NA	NA
Impressora	NA	NA	Kodak/ Dry View	Kodak/ Dry View	Agfa/ Drystar 5500	Kodak/ Dry View

NA: esta característica não se aplica ao sistema

exposição terminava quando a carga do tubo (mAs) fosse capaz de produzir uma densidade ótica pré-ajustada no caso dos sistemas tela-filme ou um nível médio dos valores de *pixels* pré-estabelecidos no casos dos sistemas digitais.

III.5 Registro das Técnicas Radiográficas Empregadas

Com o objetivo de reproduzir as técnicas empregadas nos exames, de modo a determinar K_i e D_g , foram registradas as técnicas radiográficas utilizadas para cada paciente: a tensão do tubo (kV), a carga do tubo associada ao tempo (mAs), o tipo de material do alvo e do filtro, o modo de controle automático (quando o kV e mAs são determinados pelo sensor do CAE) ou semi automático de exposição (onde o kV é previamente escolhido pelo operador do mamógrafo). A espessura da mama quando comprimida durante a exposição na projeção crânio-caudal direita também foi registrada para cada paciente. A composição da mama, para cada paciente, foi estabelecida pelos médicos especialistas dos serviços quando a imagem era vista para a interpretação diagnóstica.

III.6 Equipamentos e Materiais para Dosimetria

III.6.1 Equipamento e Materiais para Medida do Kerma no Ar Incidente (K_i)

Para a medida do kerma no ar incidente, K_i , foi utilizado o dosímetro clínico com detector de estado sólido para radiodiagnóstico calibrado marca Unfors, modelo *Multi-O-Meter* 535L (Figura III.2). Para a medida da camada semi-redutora, CSR, foram utilizadas seis placas atenuadoras de alumínio (ligas de AL tipo 1145) de pureza 99,9 %, espessuras de 0,1mm. A colimação do feixe de radiação foi obtida por meio de um diafragma de chumbo de diâmetro 5 cm e espessura 0,5 cm. No

posicionamento do detector para realização das medidas de K_i e CSR foi utilizado uma régua.



Figura III.2: Dosímetro diagnóstico Unfors, *Mult-O-Meter 535L*.

III.6.2 Equipamentos e Materiais para Dosimetria Termoluminescente

Os dosímetros termoluminescentes, TLDs, utilizados neste estudo foram do tipo LiF:Mg,Ti fabricado pela empresa Harshaw Chemical Co. e o forno utilizado para os tratamentos térmicos pré e pós-exposição dos TLDs foi da marca PTW, modelo TLDO. As leituras dos dosímetros foram realizadas na leitora Harshaw, modelo 5500 Automatic TLD Reader (Figura III.3) sendo todo o processo de leitura acompanhado pelo Software WinREMS. Foi utilizado um protocolo pré-selecionado que gera os dados da leitura automaticamente e apresenta ao fim um relatório com os valores medidos (BICRON, 2000). Os TLDs foram calibrados em um mamógrafo de sistema convencional tela-filme, marca Siemens, modelo Mammomat 1000, do SEFRI/IRD. Para a calibração dos TLDs foi usado o dosímetro diagnóstico da marca Unfors, modelo *Mult-O-Meter 535L*. Nos procedimentos de determinação do fator de sensibilidade dos TLDs (item III.8.1.2) e no de garantia da resposta do sistema de

tratamento térmico e leitura (item III.8.1.4) os TLDs foram expostos no irradiador de Césio 137 Büchler, modelo OB85 série No. 05882 instalado no SEMRI/IRD e no irradiador de Césio 137 marca JLShepherd and Associates, modelo 28-8, série 10343, instalado no SEMEX/IRD, respectivamente.



Figura III.3: Leitora de TLDs Harshaw, modelo 5500 Automatic TLD Reader mostrando os dosímetros no disco.

III.6.3 Materiais para Confeção do Fantoma Dosimétrico

Simuladores radiográficos de mama ou fantomas (*phantoms*, em inglês) são importantes para o controle de qualidade de um equipamento de mamografia, avaliação da qualidade da imagem e medida da dose glandular média para mamas padrões. Os fantomas dosimétricos são confeccionados com materiais equivalentes aos tecidos mamários e apresentam propriedades físico-químicas semelhantes aos tecidos vivos que se pretende simular (ICRU, 1989). Os materiais do fantoma dosimétrico devem ter os coeficientes de atenuação de massa e densidades similares aos tecidos da mama para a faixa de energia em mamografia (ARGO *et al.*, 2004).

A resina epóxi, Araldite GY 60-10, foi selecionada como base para construção de uma série de placas ou fatias, compondo fantomas homogêneos representativos de diversos conteúdos glandulares e espessuras de mamas

comprimidas observadas clinicamente. Componentes adicionais foram incorporados à resina e resultaram nas propriedades radiológicas desejáveis (ARGO *et al.*, 2004).

A Tabela III.3 mostra os materiais constituintes, por percentagem de massa para cada tipo de tecido simulado. Variando as proporções dos constituintes, as propriedades físicas desejadas e coeficientes de atenuação de massa para estes materiais que simulam tecidos glandulares e adiposos são alcançadas, de acordo com os dados de composições de tecidos para a mama mencionada no relatório 44 da ICRU (ICRU, 1989).

Os materiais constituintes para as composições de 100% de tecido adiposo e 100% de tecido glandular, foram pesados na balança de precisão da marca Sartorius, modelo CP2202S. Foram combinados na seguinte ordem: resina epóxi (Araldite), pó de polietileno, pó de óxido de magnésio, micro esferas fenólicas e endurecedor (Jeffamine T-403). Procurou-se garantir que todos os materiais misturados manualmente enquanto adicionados à resina propiciaram uma boa homogeneidade da mistura.

Tabela III.3: Composição dos materiais em percentagem por peso para tecidos 100% glandular e 0% glandular (100% adiposo).

Materiais	100% glandular	100% adiposo
Araldite GY 60-10 (resina epóxi)	49,43%	48,43%
Jeffamine T-403 (endurecedor)	19,77%	19,37%
Polietileno em pó(densidade média)	18,50%	26,30%
Microesferas fenólicas	0,88%	1,20%
Óxido de magnésio em pó	11,42%	4,70%

Depois da adição do último componente, manteve-se a misturação por 20 minutos adicionais. A mistura é necessária para impedir a introdução de bolhas de ar no produto final porque elas comprometem a homogeneidade, a densidade e a

atenuação dos raios X. A mistura foi derramada em moldes de teflon com profundidade de no mínimo 1 cm, onde a cura ocorreu em 48 horas. Após a liberação do molde, as placas foram usinadas e polidas para se alcançar as dimensões desejadas.

Foram confeccionadas 14 placas semicirculares de 19 cm de diâmetro e espessuras aproximadas de 0,5 e 1,0 cm e composições equivalentes a 100% de tecido adiposo e 100% de tecido glandular, identificadas por “F” e “G” respectivamente, como mostra a Tabela III.4. Assim, elas puderam ser dispostas em combinações para uma variedade de espessuras e composições, representando qualquer mama comprimida com determinada espessura e assemelhando-se aos tecidos da mama na faixa de 0% a 100% de glandularidade, reproduzindo assim os diversos tipos de substituição mamária (conteúdo glandular).

Após o polimento, em cada uma das placas de 0,5 cm e com composições 0% e 100% de glandularidade foram feitos pequenos orifícios na sua superfície para inserção dos dosímetros termoluminescentes para as medidas de dose.

Tabela III.4: Espessura, volume e massa de cada uma das placas confeccionadas.

	Placas 100% Adiposo			Placas 100% Glandular			
	Espessura (cm)	Volume (cm ³)	Massa (g)		Espessura (cm)	Volume (cm ³)	Massa (g)
F1	0,980	129,5	124,16	G1	0,995	132,4	130,79
F2	0,995	129,8	124,2	G2	1,000	131,3	131,24
F3	0,525	68,7	68,43	G3	0,500	66,2	67,15
F4	0,535	66,9	67,23	G4	0,500	64,3	66,3
F5	1,000	128,8	111,36	G5	0,975	130,6	137,11
F6	0,975	130,6	124,58	G6	0,955	130,8	131,04
F7	0,985	127,7	123,13	G7	0,960	127,5	129,48

III.6.3.1 Caracterização dos Materiais do Fantoma

Os valores de densidade e composições elementares dos materiais fabricados para a montagem do fantoma foram determinados com o objetivo de demonstrar a sua similaridade com os tecidos mamários. Os resultados foram comparados com publicações internacionais (FUJISAKI *et al.*, 2006, ICRP, 2002, CIRS, 1995, GEISE, 1996, ICRU, 1989, HAMMERSTEIN *et al.*, 1979).

As densidades das placas 0% e 100% glandulares foram determinadas pelos valores de massa e volume da Tabela III.4. As composições elementares foram analisadas pelo Departamento de Química da PUC do Rio de Janeiro, pelo método de determinação de Carbono (C), Hidrogênio (H) e Nitrogênio (N) pela técnica da Dynamic Flash Combustion em Analisador Elementar CHNS-O, marca GE Instruments, modelo EA 1110 CHNS-O (ALMEIDA, 2009). A metodologia utilizada para a determinação de C, H e N consiste de uma análise que determina simultaneamente a quantidade, em porcentagem, de carbono, hidrogênio e nitrogênio contido em compostos orgânicos, inorgânicos e substâncias de diferentes naturezas e origens. As amostras podem ser sólidas, líquidas ou gasosas. Os teores de oxigênio foram estimados por diferença entre a soma dos outros elementos subtraindo-se o teor de cinzas.

III.6.3.2 Uso do Fantoma

As placas mostradas nas Figuras III.4a e III.4b foram, montadas com espessura de seis centímetros, para os quatro padrões mamários, dispostas sempre de forma idêntica para cada padrão, serviram para realizar as medidas nos seis mamógrafos em várias composições semelhantes às das mamas das pacientes.

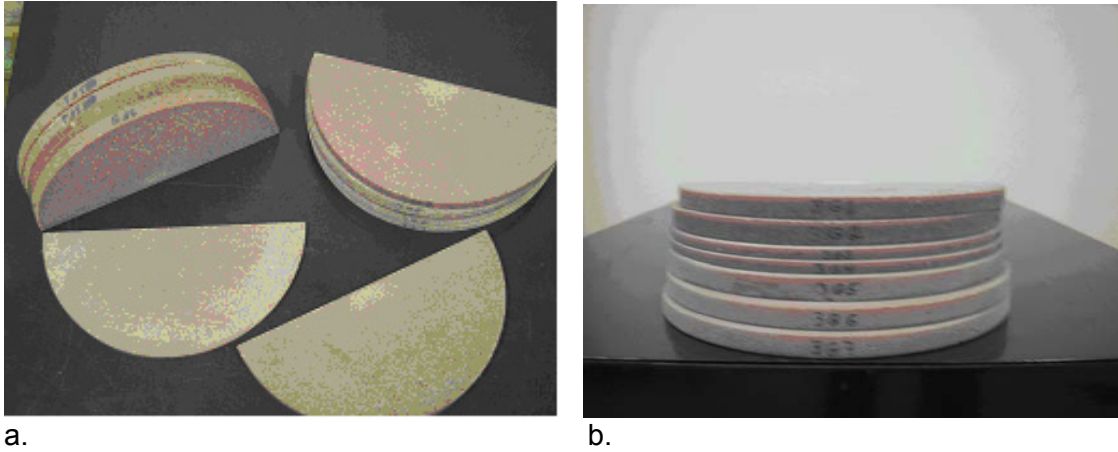


Figura III.4: (a) Placas do fantoma dosimétrico; (b) Montagem das placas compondo a espessura de seis centímetros.

Na Figura III.5 é mostrado, de forma esquemática a distribuição das placas formando os Padrões 1, 2, 3 e 4 de composição da mama. O desenho das placas em branco representa o tecido 100% adiposo e o desenho das placas em granulado representa o tecido 100% glandular. Os traçados mais espessos de cor preta representam o posicionamento dos TLDs. As espessuras das placas são próximas de 0,5cm e 1cm possibilitando assim a montagem dos padrões com valores de composição aproximados aos valores das médias de cada faixa de composição. Por exemplo, o Padrão 1 que representa uma mama de 0 a 25% de tecido glandular tem média de 12,5%. Neste estudo, foi possível montar o Padrão 1 para uma espessura de 6 cm de mama comprimida com 16,6% de tecido glandular. Da mesma forma, o Padrão 2 foi montado com 33,3%, o Padrão 3 com 66,6% e o Padrão 4 com 83,3% de tecido glandular. Nos quatro Padrões utilizados houve uma variação de $\pm 4,2\%$ dos valores utilizados em relação as médias de variação percentual do tecido de cada padrão.

A fim de se efetuar medidas de kerma no ar incidente e de dose glandular média (EUROPEAN COMMISSION, 1996, ARGO *et al.*, 2004) com o uso destes simuladores, três dosímetros termoluminescentes foram colocados em três orifícios

feitos na placa superior para medida de K_i e outros três TLDs foram colocados em três orifícios na placa posicionada no interior do fantoma dosimétrico, para medida da D_g , a várias profundidades.

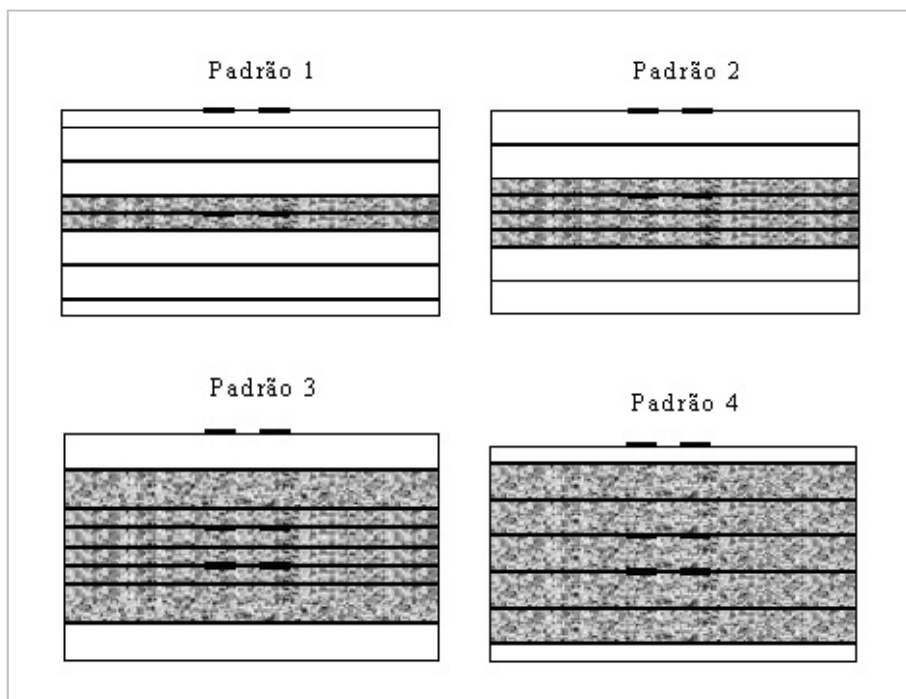


Figura III.5 - Distribuição das placas formando os Padrões 1, 2, 3 e 4 com 6 cm de espessura e indicação do posicionamento dos TLDs.

III.7 Metodologia para Determinação da D_g a partir da Medida de K_i

III.7.1 Medida da Camada Semi-Redutora (CSR)

A medida da camada semi-redutora foi realizada em uma geometria adequada, Figura III.6, isto é: em condições de feixe colimado para minimizar a influência da radiação espalhada. Foi usado o dosímetro diagnóstico da marca Unfors, modelo *Mult-O-Meter* 535L e um dispositivo de colimação (diafragma) para o feixe, posicionado sobre a placa de compressão, que também serviu de suporte para os atenuadores de alumínio. O diafragma foi alinhado de tal modo que o feixe de radiação abrangesse completamente o detector de radiação ultrapassando cerca de 1,0 cm a sua

borda. Com atenção ao fato de que o campo de luz e o feixe de radiação às vezes não coincidem, foi utilizada uma tela fluorescente para servir de auxílio para o posicionamento do colimador (IAEA, 2007, IEC, 2007, ACR, 1999, EUROPEAN COMMISSION, 1996).

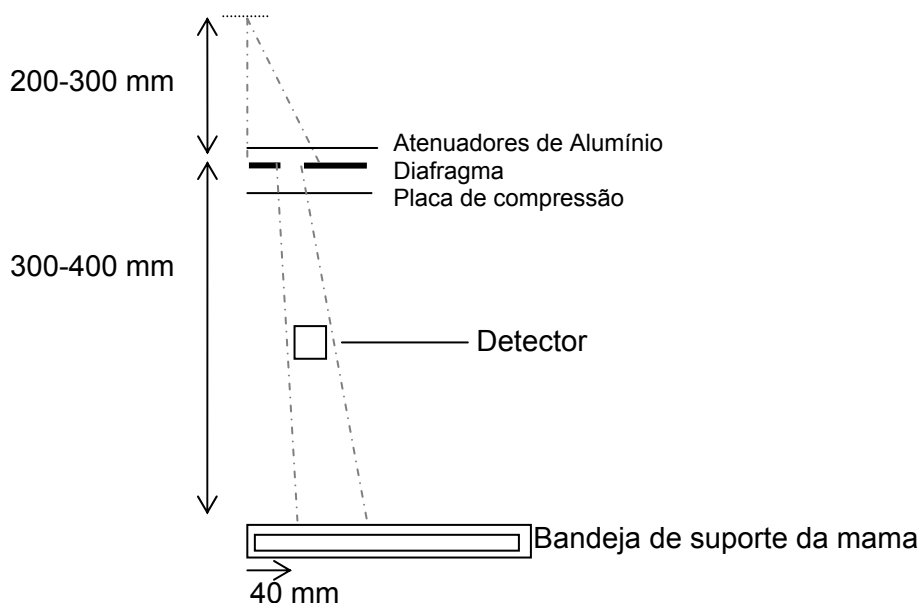


Figura III.6. Arranjo experimental para medidas da CSR (fora de escala).

O detector de radiação foi colocado a uma distância aproximada de 5,5 cm acima da bandeja de suporte da mama para evitar a influência do espalhamento sobre a medida. O centro do detector foi posicionado a 40mm distante da borda da parede torácica e centrado lateralmente.

Foram selecionados o valor de 25 mAs para a carga aplicada ao tubo e os valores para o alvo, filtro, kV iguais aos usados para os exames das mamas. Foram realizadas três exposições para se estabelecer a reprodutibilidade sem os atenuadores de alumínio e registradas as leituras do dosímetro. Foram repetidas as exposições acrescentando-se placas de alumínio de 0,1 mm até 0,6 mm de espessura e com o mesmo mAs usado nas medidas realizadas sem atenuador. A espessura total dos atenuadores foi selecionada tal que seu valor ultrapassasse a CSR esperada, ou seja, metade do valor da leitura sem atenuadores. A CSR do feixe foi determinada

graficamente por interpolação dos valores medidos para várias espessuras do atenuador. A Tabela III.5 abaixo mostra os valores típicos para a CSR em função da combinação alvo/filtro para 28 kV (EUROPEAN COMMISSION, 2006).

Tabela III.5: Valores típicos de CSR em função da combinação alvo/filtro para 28kV.

Combinação Alvo / Filtro	Valor mínimo da CSR para 28 kV (mm Al)	Valor máximo da CSR para 28 kV (mm Al)
Mo / Mo	0,34	0,38
Mo / Rh	0,40	0,44
Rh /Rh	0,41	0,45
W / Rh	0,51	0,57
W / Al	0,34	0,40

III.7.2 Medida do Rendimento do Tubo de Raios X no Ponto de Referência para combinações Alvo-Filtro, Tensões do Tubo (kV) e Cargas Aplicadas (mAs)

O rendimento do tubo de raios X no ponto de referência, isto é: a 5,5 cm acima do suporte da mama, 4,0 cm da borda da parede torácica e centralizado lateralmente foi medido com o dosímetro diagnóstico da marca Unfors, modelo *Mult-O-Meter* 535L e com a bandeja de compressão da mama instalada. A medida foi feita para cada combinação alvo-filtro usada nos exames e para um conjunto representativo de valores de kV e de cargas do tubo de 25, 50 e 110 mAs. O valor do rendimento para outra kV quando não determinado experimentalmente foi obtido por interpolação entre os valores medidos.

As etapas para a determinação do rendimento do tubo de raios X foram as seguintes:

1. Para cada combinação alvo-filtro usada nos exames, foram selecionados para a medida do rendimento valores de kV que abrangessem toda a faixa utilizada para radiografar as pacientes;
2. O mamógrafo foi posicionado para a incidência crânio-caudal;
3. O centro do detector foi posicionado no ponto de referência para a medida;
4. Foi selecionado o modo de exposição manual;
5. Foi selecionada a combinação alvo-filtro, como identificada no passo 1;
6. Foi selecionado um dos valores de kV escolhidos no passo 1 para a combinação alvo-filtro selecionada no passo 5. Feita a exposição, a leitura do dosímetro foi registrada;
7. Foram feitas mais duas exposições e registradas as leituras do dosímetro;
8. Os passos 6 e 7 foram repetidos para cada valor escolhido de kV e para cada combinação alvo-filtro selecionada.

Para cada combinação alvo-filtro em particular, obteve-se a média das três leituras do dosímetro, \bar{L} , no ponto de *referência para a medida* e calculado o rendimento, R a partir da média das leituras do dosímetro, \bar{L} , e da carga do tubo, mAs, usando a Eq. (III.1).

$$R = \frac{\bar{L} N_{k,Q_0} \cdot k_Q \cdot k_{TP}}{mAs} \quad (mGy / mAs) \quad (III.1)$$

Nesta equação, k_{TP} é o fator de correção para temperatura e pressão, que neste caso foi considerado igual a 1, pois o dosímetro utilizado possui detectores semicondutores e independe destes fatores. N_{k,Q_0} é o coeficiente de calibração do

detetor e k_Q é o fator que corrige as dependências da resposta do dosímetro da qualidade de calibração, Q_0 , para a qualidade Q , do feixe de raios X que está sendo usado. Esta qualidade é indicada pelo valor da CSR.

O dispositivo do mamógrafo que indica a espessura da mama foi checado antes de se fazer o registro dos parâmetros de exposição e, quando necessário, foi feita uma correção dos valores registrados de espessura da mama antes de se calcular a dose glandular média.

Registrou-se a carga aplicada ao tubo (mAs) para a exposição de cada paciente que, em geral, foi estabelecida pelo Controle Automático de Exposição (CAE). A carga aplicada ao tubo para cada exposição é mostrada no console do mamógrafo após o término da exposição.

Os coeficientes de conversão usados para calcular a dose glandular média a partir do kerma no ar incidente são dependentes da qualidade do feixe de raios X. Por isso, foi necessário observar a combinação alvo/filtro e a voltagem aplicada ao tubo e medir a camada semi-redutora, CSR, do feixe de raios X, conforme descrito no item III.7.1.

Para a seleção dos coeficientes de conversão usados no cálculo da dose glandular média a partir do kerma no ar incidente apresentados nas tabelas é necessário conhecer o conteúdo glandular de cada mama (glandularidade). No protocolo da IAEA (2007), são descritas duas abordagens. A primeira usa os coeficientes de conversão considerando que o conteúdo glandular é de 50% e a segunda permite ao usuário usar valores de conteúdo glandular entre 0,1 e 100%, estimados a partir das imagens das pacientes. A segunda abordagem foi utilizada neste trabalho, ou seja, se aplicaram os coeficientes de conversão para diferentes glandularidades.

III.7.3 Determinação do Kerma no Ar Incidente (K_i)

O kerma no ar incidente para as exposições das pacientes foi calculado a partir da medida do rendimento, em mGy/mAs, e dos registros da combinação alvo-filtro selecionada, da voltagem aplicada ao tubo (kV), da espessura da mama comprimida e do produto corrente \times tempo de exposição (mAs). Foi usada a lei do inverso do quadrado da distância para corrigir a medida do rendimento para as distâncias foco-pele de acordo com a Eq. (III.2). Nesta equação, d_p é a distância da superfície superior da bandeja de suporte da mama até o ponto focal, d_{ref} e d_B são as distâncias da superfície superior da bandeja de suporte da mama até o ponto de referência para a medida (55 mm) e até a superfície da mama, respectivamente, e mAs_{pac} é a carga do tubo registrada para a exposição da paciente.

$$K_i = R \left(\frac{d_p - d_{ref}}{d_p - d_B} \right)^2 mAs_{pac} \quad (mGy) \quad (III.2)$$

III.7.4 Cálculo da Dose Glandular Média (D_g) de Pacientes a partir da Medida do Kerma no Ar Incidente (K_i)

A dose glandular média foi calculada para cada paciente a partir dos valores de kerma no ar incidente e dos valores tabelados para os coeficientes de conversão, considerando-se o valor da camada semi-redutora, a espessura e a composição glandular da mama de cada paciente de acordo com a equação III.3, abaixo. Para cada padrão mamário foi calculado o valor da dose glandular média considerando-se a espessura de 6 cm das mamas examinadas

$$D_G = c_{D_{G50}, K_i} c_{D_{Gg}, D_{G50}} s K_i \quad (mGy) \quad (III.3)$$

Para cada exposição de paciente o coeficiente de conversão c_{D_{G50}, K_i} , em mGy/mGy, em função do valor da CSR (mm Al) do feixe de raios X usado e da

espessura da mama (mm) foi obtido por meio de valores tabelados na literatura (DANCE,1990, DANCE *et al.*, 2000). O coeficiente c_{D_{G50},K_i} converte o kerma no ar incidente na dose glandular média para uma mama de 50% de conteúdo glandular (glandularidade) e uma espessura real. O valor do coeficiente de conversão $c_{D_{Gg},D_{G50}}$ foi obtido pelos valores tabelados da literatura para os conteúdos glandulares (g) de 0,1 a 100% na região central da mama (DANCE *et al.*, 2000). O coeficiente $c_{D_{Gg},D_{G50}}$ converte a dose glandular média para uma mama de glandularidade 50% na dose glandular média para uma mama de glandularidade, g, de espessura real.

A Tabela III.6 fornece os coeficientes de conversão c_{D_{G50},K_i} usados para o cálculo da dose glandular média da mama com 50% de conteúdo glandular.

Tabela III.6 Coeficientes de conversão c_{D_{G50},K_i} (mGy/mGy) para mama com 50% de conteúdo glandular (DANCE,1990, DANCE *et al.*, 2000).

Espessura da mama (mm)	Camada semi-redutora, HVL (mm Al)						
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
20	0,390	0,433	0,473	0,509	0,543	0,573	0,587
30	0,274	0,309	0,342	0,374	0,406	0,437	0,466
40	0,207	0,235	0,261	0,289	0,318	0,346	0,374
50	0,164	0,187	0,209	0,232	0,258	0,287	0,310
60	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261
70	0,114	0,130	0,145	0,163	0,177	0,202	0,224
80	0,098	0,112	0,126	0,140	0,154	0,175	0,195
90	0,086	0,098	0,111	0,123	0,136	0,154	0,172
100	0,076	0,087	0,099	0,110	0,121	0,138	0,154
110	0,069	0,079	0,089	0,099	0,109	0,124	0,139

As Tabelas III.7 (a), (b), (c) e (d), fornecem os coeficientes de conversão $c_{D_{Gg},D_{G50}}$ interpolados para o vários padrões mamários, definindo-se o padrão de conteúdo glandular 1 sendo o valor médio entre 0,1 a 25% para cada CSR e espessura indicada na Tabela; o padrão 2, a média de 25 a 50%; o padrão 3, a média de 50 a 75% e o padrão 4, a média de 75 a 100%.

Tabela III.7 (a): Coeficientes de conversão $c_{D_{Gg}, D_{G50}}$ para Padrão 1 (0,1% a 25% glandular) de acordo com suas espessuras e camadas semi-redutoras.

Padrão 1 (0,1% a 25% glandular)							
Espessura (mm)	CSR (mmAl)						
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
20	1,095	1,091	1,083	1,031	1,074	1,065	1,067
30	1,152	1,143	1,134	1,125	1,121	1,113	1,104
40	1,187	1,178	1,166	1,156	1,152	1,145	1,138
50	1,205	1,197	1,189	1,182	1,177	1,166	1,159
60	1,219	1,213	1,201	1,196	1,192	1,184	1,176
70	1,230	1,223	1,212	1,206	1,203	1,195	1,186
80	1,234	1,226	1,219	1,218	1,211	1,202	1,195
90	1,237	1,232	1,223	1,218	1,215	1,204	1,198
100	1,238	1,232	1,225	1,222	1,220	1,162	1,202

Tabela III.7 (b): Coeficientes de conversão $c_{D_{Gg}, D_{G50}}$ para Padrão 2 (25% a 50% glandular) de acordo com suas espessuras e camadas semi-redutoras.

Padrão 2 (25% a 50% glandular)							
Espessura (mm)	CSR (mmAl)						
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
20	1,030	1,029	1,027	1,026	1,025	1,022	1,023
30	1,049	1,045	1,044	1,040	1,039	1,036	1,033
40	1,060	1,056	1,053	1,051	1,047	1,047	1,045
50	1,064	1,061	1,060	1,058	1,056	1,053	1,051
60	1,068	1,066	1,063	1,063	1,060	1,058	1,057
70	1,071	1,069	1,066	1,065	1,064	1,061	1,060
80	1,072	1,070	1,068	1,069	1,066	1,063	1,062
90	1,073	1,073	1,069	1,068	1,067	1,064	1,062
100	1,074	1,072	1,069	1,069	1,069	1,067	1,063

Tabela III.7 (c): Coeficientes de conversão $c_{D_{Gg}, D_{G50}}$ para Padrão 3 (50% a 75% glandular) de acordo com suas espessuras e camadas semi-redutoras.

Padrão 3 (50% a 75% glandular)							
Espessura (mm)	CSR (mmAl)						
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
20	0,969	0,972	0,975	0,974	0,978	0,978	0,980
30	0,958	0,960	0,961	0,962	0,964	0,966	0,967
40	0,949	0,952	0,954	0,955	0,956	0,959	0,962
50	0,943	0,945	0,950	0,949	0,952	0,953	0,955
60	0,941	0,943	0,945	0,946	0,948	0,950	0,952
70	0,941	0,943	0,944	0,946	0,945	0,948	0,950
80	0,940	0,942	0,943	0,944	0,945	0,945	0,947
90	0,940	0,942	0,942	0,943	0,944	0,945	0,947
100	0,940	0,941	0,942	0,943	0,943	0,945	0,946

Tabela III.7 (d): Coeficientes de conversão $c_{D_{Gg}, D_{G50}}$ para Padrão 4 (75% a 100% glandular) de acordo com suas espessuras e camadas semi-redutoras.

Padrão 4 (75% a 100% glandular)							
Espessura (mm)	CSR (mmAl)						
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
20	0,912	0,917	0,925	0,927	0,933	0,935	0,939
30	0,876	0,881	0,887	0,891	0,896	0,901	0,904
40	0,853	0,860	0,866	0,869	0,874	0,881	0,887
50	0,840	0,846	0,855	0,857	0,860	0,865	0,870
60	0,834	0,840	0,844	0,846	0,852	0,857	0,862
70	0,833	0,837	0,840	0,845	0,845	0,851	0,856
80	0,830	0,835	0,838	0,843	0,842	0,845	0,850
90	0,830	0,835	0,837	0,839	0,840	0,844	0,847
100	0,830	0,833	0,836	0,839	0,839	0,843	0,844

O fator de correção para o espectro, s , obtido da Tabela III.8 foi para a combinação alvo-filtro usada na exposição da paciente.

Tabela III.8: Valores de fator s para diferentes combinações alvo/filtro (IAEA, 2007).

Combinação Alvo/filtro	Fator s
Mo/Mo	1,000
Mo/Rh	1,017
Rh/Rh	1,061
Rh/Al	1,044
W/Rh	1,042

III.8 Medida de K_i e D_g com Fantoma Dosimétrico e TLDs

O fantoma dosimétrico de mama foi elaborado, para fins de avaliação do kerma no ar incidente e da dose glandular. As medições foram realizadas reproduzindo-se os parâmetros técnicos, kV, mAs, combinação alvo/filtro, espessura e composição da mama de cada paciente, por meio de dosímetros termoluminescentes – previamente selecionados e calibrados, posicionados na superfície e inseridos no interior deste fantoma a várias profundidades.

III.8.1 Calibração dos TLDS

Para a coleta de dados dosimétricos utilizou-se dosímetros termoluminescentes como detectores de radiação. Foram escolhidos os dosímetros de fluoreto de lítio ativado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti), contendo lítio na sua composição isotópica natural, conhecido comercialmente, como TLD 100, sob a forma de “chip”, pequenas pastilhas com dimensões de 3,20 x 3,20 x 1,2 mm. Os dosímetros usados são de fabricação Harshaw e foram cedidos pelo Laboratório de TLDs do

SEFRI/IRD para realização deste trabalho e precisaram ser calibrados para a faixa de energias da mamografia.

III.8.1.1 Tratamento Térmico

O tratamento térmico ou recozimento em forno, para aquecimento a 400°C durante 1 hora e a 100°C durante duas horas, restabelece a estrutura inicial do TLD, para que este possa ser novamente utilizado. Além disso, o recozimento reprodutível mantém a estabilidade dos parâmetros termoluminescentes e, conseqüentemente, a estabilidade de sua resposta (reprodutibilidade). Este recozimento é tanto mais importante quanto maior tiver sido a dose recebida pelo TLD, até o patamar de saturação. Os fornos utilizados para o recozimento devem ser reservados somente para esta finalidade e a temperatura deve ser controlada dentro de ± 2 graus Celsius, com convecção forçada, evitando-se, assim, os gradientes de temperatura, de forma que todos os TLDs atinjam a temperatura de recozimento independentemente de sua posição dentro do forno. Para o tratamento térmico os TLDs foram acomodados em bandeja de aço, inoxidável, como mostrados na Figura III.7, com capacidade para cento e vinte dosímetros, que garante um aquecimento uniforme do lote.



Figura III.7: TLDs dispostos em placa para tratamento térmico.

III.8.1.2 Determinação dos Fatores de Sensibilidade dos TLDs

Foi determinado o fator de sensibilidade individual para um lote de 240 dosímetros tipo LiF:Mg,Ti (TLD 100) (EUROPEAN COMMISSION, 2000, MAURÍCIO, 1993, DA ROSA, 1999). Cada dosímetro foi previamente numerado de 1 a 240 e o procedimento descrito a seguir foi efetuado para a determinação dos fatores de sensibilidade individuais.

Inicialmente foi efetuado o tratamento térmico durante 1 hora a 400°C seguido de 2 horas a 100°C. Após o tratamento térmico o lote de dosímetros foi irradiado no feixe de césio 137 (¹³⁷Cs) para o kerma no ar incidente a 10 mGy. Este procedimento foi repetido 5 vezes. Os TLDs foram posicionados a um metro de distância da fonte de césio. Após cada irradiação foi feito novamente o tratamento térmico a 100°C durante 15 minutos e então foi realizada a leitura. Calculou-se a média das seis leituras para cada TLD e a média geral das leituras de todos TLDs. Em seguida, a média geral foi dividida pela média individual, determinando assim o fator de sensibilidade individual, F_s .

III.8.1.3 Determinação do Fator de Calibração dos TLDs

Os TLDs foram calibrados em comparação com um dosímetro diagnóstico clínico com detector de estado sólido para radiodiagnóstico calibrado marca Unfors, modelo *Multi-O-Meter* 535L utilizando o método de substituição (IAEA, 2007).

Foram separados dez TLDs, com fator de sensibilidade individual o mais próximo da unidade, para serem irradiados no feixe de raios X do mamógrafo do SEFRI/IRD, em arranjo geométrico próprio para a irradiação. Após a irradiação destes TLDs foi posicionado o dosímetro diagnóstico específico para mamografia na mesma posição dos TLDs em relação ao ponto focal do tubo de raios X.

Foram feitas três exposições com os mesmos parâmetros (28 kV, 80 mAs, sobre 3 cm de placas de PMMA) resultando em valor de kerma no ar incidente (K_i), próximo a 10 mGy. O valor médio de K_i medido em mGy e os resultados de leitura média (\bar{L}) dos TLDs em nC foram utilizados para determinar o fator de calibração, denominado F_c , conforme a equação III.4:

$$F_c = \frac{K_i}{\bar{L}} \quad (mGy/nC) \quad (III.4)$$

III.8.1.4 Procedimento de Controle da Resposta do Sistema de Leitura dos TLDs e de Avaliação da Radiação de Fundo (*Background*)

Para estudos da reprodutibilidade da resposta termoluminescente foi utilizado o irradiador de césio 137 pertencente ao SEMEX/IRD. A distância fonte-dosímetros foi de 100 cm.

Para garantir a resposta do sistema de tratamento térmico e leitora de TLDs (Figura III.3) foi introduzido durante as leituras de cada grupo dos TLDs irradiados nos serviços de mamografia, um grupo com 10 TLDs de controle, irradiados no irradiador de césio 137. Logo na primeira leitura realizada para este estudo, o valor médio das leituras em nanoCoulomb deste grupo serviu como parâmetro para correção das leituras seguintes até o final das avaliações. Portanto, todos os valores de leituras medidos em cada serviço foram corrigidos em função de possíveis variações no sistema de leitura. Este fator de correção foi determinado através da divisão do valor médio das leituras obtido inicialmente pelo do valor médio obtido durante a leitura dos TLDs utilizados em cada serviço. Este fator de correção de resposta do sistema foi denominado de F_{crs} .

Um grupo com cinco dosímetros foi utilizado para avaliar a radiação de fundo. Estes TLDs não sofreram exposições aos raios X e também foram lidos durante as leituras de cada grupo dos TLDs irradiados nos serviços de mamografia. O valor médio das leituras deste grupo de TLDs, denominado \overline{L}_0 , foi subtraído das leituras de cada TLD exposto nos serviços.

III.8.2 Medida do Kerma no Ar Incidente (K_i), usando-se TLDs na Superfície do Fantoma

Para a medida do kerma no ar incidente, K_i , na superfície do fantoma, o mamógrafo foi ajustado para a incidência crânio-caudal, com a placa de compressão instalada e um cassete inserido no Bucky, no caso de um sistema tela filme ou radiografia computadorizada.

O fantoma foi montado sempre com a espessura de 6 cm e de acordo com o padrão da mama simulada. Depois foi posicionado sobre a bandeja de suporte da mama com sua borda reta alinhada com a borda da parede torácica da bandeja e centralizado lateralmente, vide Figura III.8. Três TLDs foram inseridos nos orifícios na superfície do fantoma a 55 mm da borda da parede torácica. Um grupo de cinco TLDs não expostos foi reservado para leitura de fundo (background)

A placa de compressão foi levada até a superfície do fantoma, tomando cuidado para não danificar os TLDs e, a seguir, fez-se a exposição do fantoma nas condições usadas clinicamente para a mama simulada, para kV e combinação alvo/filtro. Para não sobrecarregar o tubo de raios X a carga aplicada foi de 50 mAs em todas as medições.

Após a exposição no mamógrafo os TLDs foram removidos do fantoma e em seguida foram avaliados na leitora de TLDs obtendo-se as leituras dos TLDs denominadas L_i , a média das leituras dos cinco TLDs que avalia a radiação de fundo,

\overline{L}_0 e o fator de correção de resposta do sistema, F_{crs} . Foram registradas as leituras (L_1 , L_2 , L_3) dos dosímetros expostos e as leituras (L_{01} , L_{02} , L_{03} , L_{04} , L_{05}) dos dosímetros não expostos. Foi calculado então o valor de kerma no ar incidente K_i (mGy), multiplicando-se o valor de cada leitura em nC, subtraída a leitura média de fundo (background), pelo fator de conversão (F_{conv}) que é obtido multiplicando-se o fator de sensibilidade individual pelo fator de calibração e, pelo fator de correção de resposta do sistema. Foi calculado o valor médio das três leituras para se obter o K_i (equação III.5).

$$K_i = \left(\sum_{i=1}^3 (L_i - \overline{L}_0) \cdot F_{conv} \cdot F_{crs} \right) / 3 \quad (mGy) \quad (III.5)$$

O valor de K_i de cada paciente, foi calculado, corrigindo-se os resultados de K_i obtidos com 50 mAs, para os valores reais de mAs encontrados nos exames.

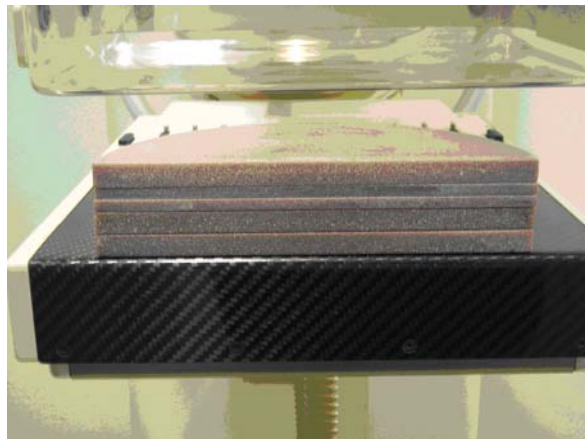


Figura III.8: Posicionamento do fantoma sobre o suporte da mama no mamógrafo.

III.8.3 Medida da Dose Glandular (D_g), usando-se TLDs no Interior do Fantoma

O procedimento para medição da dose glandular média foi similar ao do item III.8.2. Os TLDs foram irradiados ao mesmo tempo que os TLDs usados para medir o K_i . Neste caso, três TLDs foram inseridos nos orifícios no interior do fantoma a 60 mm da borda da parede torácica e, centralizado lateralmente. As medidas foram realizadas nas profundidades de 2,5 cm e 3,5 cm. A média da D_g foi calculada (equação III.6) para as três leituras nas profundidades de 2,5 cm e 3,5 cm.

$$D_g = \left(\sum_{i=1}^3 (L_i - \overline{L_0}) \cdot F_{\text{conv.}} \cdot F_{\text{crs}} \right) / 3 \quad (\text{mGy}) \quad (\text{III.6})$$

Com os valores das doses glandulares determinadas nas profundidades de 2,5 cm e 3,5 cm, a partir da curva exponencial de dose glandular versus profundidade, foi possível calcular o valor da dose glandular média na profundidade estabelecida como a profundidade efetiva representativa da dose glandular média para cada um dos quatro padrões de mama (ver item III.8.3.1). Da mesma forma, depois de obtido o valor de D_g para 50 mAs todos os dados foram corrigidos para o valor real da carga do tubo aplicada para cada mama simulada. A Figura III.9 ilustra os TLDs posicionados na superfície e no interior do fantoma dosimétrico.



Figura III.9. Posicionamento dos TLDs na superfície e interior do fantoma

III.8.3.1 Determinação de Profundidade Efetiva no Fantoma para Medida da Dose Glandular Média

As medidas de dose glandular no fantoma dosimétrico foram efetuadas em duas profundidades: 2,5 e 3,5 cm, como descrito no item anterior, III.8.3. Isto foi necessário porque a profundidade que representa o ponto de medida para a dose glandular média, *profundidade efetiva*, não é o centro geométrico do conteúdo glandular (3,0 cm) devido à natureza exponencial da atenuação da radiação pela matéria.

Para a determinação da profundidade efetiva, em cada padrão de composição mamária, foram montados fantomas de 6 cm e de composições glandulares nos quatro padrões. Os fantomas foram expostos com tensão do tubo de 28 kV e combinações alvo-filtro Mo/Mo e Mo/Rh. Para o padrão 1 foi estabelecido que a profundidade para a medida seria a 3cm, sempre a partir da superfície da mama em contacto com a bandeja de compressão. Para o padrão 2 foram inseridos TLDs nas profundidades 2,5; 3,0 e 3,5 cm, cobrindo-se toda a faixa de tecido glandular, e foram medidas as doses, D_i , nestes pontos. Foi levantada então uma curva exponencial com o melhor ajuste. Ao mesmo tempo calculou-se o produto dos valores de dose obtidos em cada ponto, D_i , com os valores de massas das placas adjacentes àquele ponto, m_i . Pelo somatório de todos os produtos de dose e massas e, dividindo-se pela soma das massas de todas as placas glandulares obteve-se então o valor médio de dose glandular, como na equação III.7.

$$D_g = \frac{\sum_i D_i . m_i}{\sum_i m_i} \quad (\text{mGy}) \quad (\text{III.7})$$

Onde:

D_i é a dose determinada para cada profundidade do fantoma

m_i é a massa das placas adjacentes

Com este valor e a partir da curva levantada, pôde-se determinar a profundidade na qual a dose medida representa a dose glandular média. Para o padrão 3, foram posicionados TLDs a 1,5; 2,0; 2,5; 3,0; 3,5; 4,0 e 4,5 cm de profundidade, cobrindo-se também toda a faixa de tecido glandular. Para o padrão 4, os TLDs foram inseridos nas placas a 1,0; 1,5; 2,0; 2,5; 3,0; 3,5; 4,0; 4,5 e 5,0 cm. Como pode-se observar na Figura III.5, a medida que o conteúdo glandular tornava-se maior era possível aumentar os pontos de medidas dos TLDs. A Tabela III.9 apresenta os valores das profundidades efetivas para os quatro padrões mamários, que foram utilizados nas determinações de dose glandular média, D_g , item III.8.

Tabela III.9: Profundidades efetivas para medida da dose glandular média para os diversos padrões mamários.

Padrão	Profundidade Efetiva (cm)
1	3,0
2	2,9
3	2,6
4	2,3

III.8.4 Estimativa das incertezas de D_g a partir da medida de K_i

A Tabela III.10 (IAEA, 2007) lista os fatores que contribuem para a medida de incerteza na estimativa da dose glandular média da mama usando um fantoma e um dosímetro para radiodiagnóstico. A tabela apresenta as incertezas padrão, decorrentes de cada contribuição, sua combinação quadrática e o valor da incerteza expandida.

Tabela III.10. Fatores que contribuem para a medida da incerteza na determinação da dose glandular média usando o fantoma dosimétrico de PMMA de 60 mm de espessura.

Fonte da incerteza	Incerteza (k=1) (%)
Cenário de medida	6,3
Precisão da leitura	0,6 ^a
Incerteza na posição de medida ^b	0,4
Incerteza na espessura do fantoma de 0,5 mm ^c	1,7
Incerteza padrão combinada relativa (k=1)	6,6
Incerteza expandida relativa (k=2)	13,3

a. desvio padrão da média de três leituras

b. corresponde a ± 2 mm da distância foco-superfície de 600 mm

c. incerteza devido ao efeito de atenuação do fantoma

A incerteza expandida relativa (k=2) de 10% foi adotada na medida feita com TLDs (IAEA, 2007). Neste trabalho, com base no Guia Europeu (IAEA, 2007) a incerteza padrão combinada relativa foi estimada como 6,6%. O valor da incerteza expandida relativa (k=2) nas medidas de kerma no ar na superfície de entrada usando TLDs foi estimada em 14%.

A Tabela III.11 lista os fatores que contribuem para a medida de incerteza na estimativa da dose glandular média para a exposição de pacientes, baseados no Guia Europeu (IAEA, 2007). A tabela apresenta incertezas padrão decorrentes de cada contribuição, sua combinação quadrática e o valor da incerteza expandida. Para dosímetros de radiodiagnóstico, a incerteza relativa expandida (k=2) no cálculo da dose glandular média para uma única exposição da paciente foi estimada em 18,4%.

O valor da dose glandular média obtida aplica-se somente ao modelo simulado nos cálculos pelo método de Monte Carlo. Alterações no modelo e na distribuição do tecido glandular no interior da mama podem produzir grandes diferenças na estimativa da dose glandular média.

Tabela III.11. Fatores que contribuem para a medida da incerteza na determinação da dose glandular média para pacientes.

Fonte da incerteza	Incerteza (k=1) (%)
Cenário de medida	6,3
Precisão da leitura ^a	0,6
Incerteza na posição de medida ^b	0,4
Precisão da indicação da carga do tubo	1,0
Incerteza no coeficiente de conversão devido à incerteza de 3% na medida de HVL	1,7
Incerteza no coeficiente de conversão devido à incerteza na espessura de mama de 5 mm ^c	6,4
Incerteza padrão combinada relativa para um único paciente (k=1)	9,2
Incerteza expandida relativa para um único paciente (k=2)	18,4

(a) desvio padrão da média de três leituras

(b) corresponde a ± 2 mm da distância foco-superfície de 600 mm

(c) o erro inclui uma correção pela lei do inverso do quadrado da distância

III.9 Metodologia de Avaliação dos Resultados

O fantoma dosimétrico confeccionado foi verificado em relação à densidade e composição elementar para cada tipo de placa, 100% de tecido adiposo e 100% de conteúdo glandular e os dados comparados com a literatura.

Foram determinados os valores do kerma no ar incidente, K_i , e da dose glandular média, D_g , para 392 pacientes com mamas comprimidas de espessura entre 5,5 e 6,5 cm por meio de medidas com dosímetros termoluminescentes e o fantoma dosimétrico, simulando as técnicas radiográficas a que estas pacientes foram submetidas para a realização das suas mamografias.

Inicialmente foram tabelados os valores encontrados de dose glandular média e também do kerma no ar incidente, pelos dois métodos descritos no item III.1, para semelhantes condições de técnicas de exposição, composições e espessuras de mamas das pacientes observadas. Desta forma, pôde-se avaliar os dois métodos experimentais. Especificamente no caso dos dois sistemas digitais os dados obtidos

foram adicionalmente comparados com os valores de kerma no ar na superfície de entrada, K_e , e das doses glandulares médias, D_g , que foram calculados pelos próprios *softwares*. Neste caso o K_i foi calculado dividindo-se o K_e , pelo fator de retroespalhamento.

Após esta primeira comparação, foram avaliados por métodos estatísticos, os valores encontrados de dose glandular média entre os sistemas convencionais, computadorizados e digitais, a fim de se verificar se existe diferença entre as tecnologias disponíveis atualmente, amplamente discutido em literatura internacional. Os métodos estatísticos utilizados para comparação de 2 amostras foi o “Teste de Student de Comparação de Médias para Dados Pareados”. Para comparação um número de amostras maior ou igual a 3, foi aplicado o “Teste de Análise de Variância” e o “Teste de Comparação de Médias de Student – Newman e Keuls”.

Foi realizado um levantamento das idades, espessuras e composições glandulares para todas as pacientes observadas e para o grupo específico de pacientes com a faixa de espessura de mama estudada.

Capítulo IV

RESULTADOS E DISCUSSÃO

IV.1 Caracterização dos Materiais do Fantoma Dosimétrico

Os valores obtidos de composição elementar para os materiais que simulam os tecidos 100% adiposo e 100% glandular pelo método de Análise Elementar e das densidades (ρ) calculadas pelos valores médios das massas e volumes das peças “F” e “G”, indicados na Tabela III.4 são mostrados na Tabela IV.1.

Tabela IV.1: Valores de composição elementar e densidade para os materiais de composição 0% (100% adiposo) e 100% glandular do fantoma e valores da literatura.

	Elemento				Densidade
	(%)				(g/cm ³)
	H	C	O	N	
100% Tecido Adiposo					
Este trabalho	9,30	73,40	15,0	1,50	0,96
Ref. CIRS, 1995	11,76	75,95	9,82	1,23	0,92
Ref. ICRU 44, 1989	11,40	59,80	27,80	0,70	0,95
Ref. Hammerstein, 1979	11,20	61,90	25,10	1,70	0,93
100% Tecido Glandular					
Este trabalho	8,50	66,50	23,00	1,60	1,01
Ref. CIRS, 1995	10,93	70,21	12,51	1,15	1,04
Ref. ICRU 44, 1989	10,60	33,20	52,70	3,00	1,02
Ref. Hammerstein, 1979	10,20	18,40	67,70	3,20	1,04

A comparação com os dados da literatura indica que os materiais fabricados neste trabalho reproduzem as densidades dos dois tipos de tecidos mamários e que as composições elementares de nitrogênio, carbono e oxigênio obtidas encontram-se dentro da faixa de valores apresentados por outros trabalhos (CIRS, 1995, ICRU, 1989, HAMMERSTEIN *et al*, 1989). A composição elementar do hidrogênio nos dois materiais simuladores ficou cerca de 19% abaixo dos valores encontrados na literatura. Tendo em vista que a atenuação dos raios X é dependente da densidade e do número atômico dos materiais, esta diferença no percentual de hidrogênio nos materiais não deve afetar a deposição de energia em profundidade do simulador.

É importante ressaltar que o padrão ouro para a composição elementar de materiais simuladores de tecidos humanos é fornecido pelo Relatório 44 da ICRU (ICRU, 1989) e que tanto este trabalho como os demais da literatura apresentam diferenças importantes dos percentuais para o nitrogênio, o carbono e o oxigênio quando comparados aos valores fornecidos por este relatório.

IV.2 Idade das Pacientes e Espessura das Mamas Comprimidas

Foram coletados no total 1183 dados de exames de pacientes que se submeteram à mamografia em seis serviços na cidade do Rio de Janeiro. Em um dos serviços de mamografia digital a idade das pacientes não ficou registrada nos arquivos dos exames e, dessa forma, a amostra de dados da idade ficou reduzida para 987 pacientes. Os dados registrados de idade das pacientes e espessura da mama comprimida na incidência crânio-caudal de todas as pacientes submetidas ao exame nos serviços são apresentados na Tabela IV.2.

Tabela IV.2 – Idade e espessura da mama comprimida das pacientes submetidas à mamografia nos 6 Serviços .

Serviço	Idade (anos) Média ± DP (min.-máx.)		Espessura (cm) Média ± DP (min.-máx.) para todas as pacientes
	Todas as pacientes	Pacientes com mamas de espessura entre 5,5 e 6,5 cm	
1	55,0 ± 8,9 (N = 195) (23 – 78)	54,4 ± 6,9 (N = 71) (35 – 72)	4,8 ± 1,3 (N = 195) (1,5 – 9,5)
2	53,7 ± 11,3 (N = 181) (30 – 80)	51,7 ± 10,1 (N = 85) (30 – 79)	5,3 ± 1,0 (N = 181) (2,0 – 7,5)
3	61,3 ± 12,0 (N = 202) (30 – 89)	59,0 ± 11,1 (N = 69) (30 – 80)	5,6 ± 1,2 (N = 202) (2,3 – 9,0)
4	54,8 ± 12,8 (N = 208) (29 – 89)	54,3 ± 10,3 (N = 56) (36 – 78)	5,1 ± 1,1 (N = 208) (1,6 – 8,3)
5	NR (N = 196)	NR (N = 77)	5,6 ± 1,4 (N = 196) (1,5 – 9,1)
6	61,4 ± 12,3 (N = 201) (35 – 96)	58,4 ± 10,8 (N = 78) (36 – 77)	5,7 ± 2,0 (N = 201) (2,2 – 17,7)
TOTAL	57,3 ± 12,0 (N = 987) (23 – 96)	55,6 ± 10,1 (N = 359) (30 – 80)	5,4 ± 1,4 (N = 1183) (1,5 – 17,7)

NR – Não foi registrado.

As Figuras IV.1 e IV.2 mostram as distribuições das idades de todas as pacientes e das pacientes com espessura da mama comprimida entre 5,5 e 6,5 cm, respectivamente.

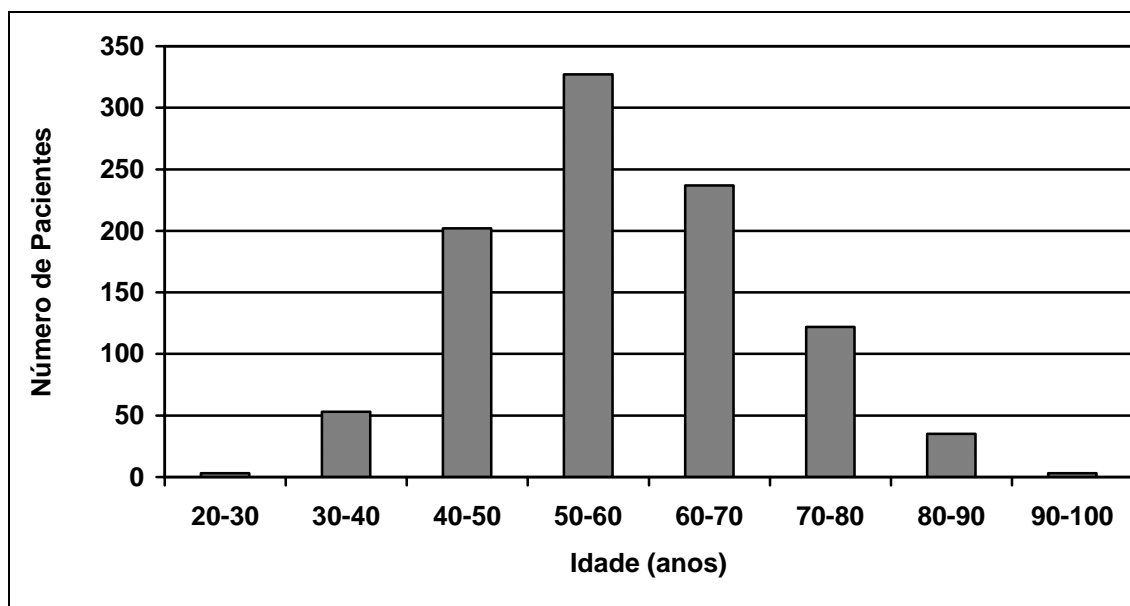


Figura IV.1: Distribuição das idades para todas as 987 pacientes.

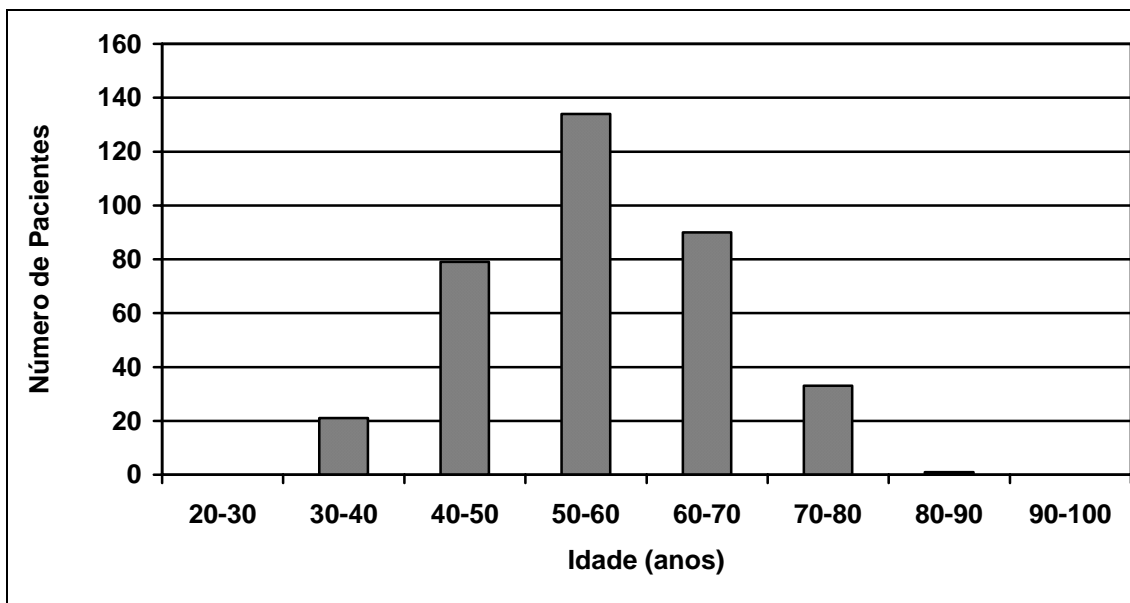


Figura IV.2: Distribuição das idades para as pacientes com espessura da mama entre 5,5 e 6,5 cm.

Os dados coletados mostram que a faixa etária da amostra inicial de 987 pacientes foi da idade mínima de 23 anos até a máxima de 96 anos, sendo a média 57 anos e o desvio padrão 12 anos. As faixas etárias predominantes foram as 40 a 50 anos, 50 a 60 anos e 60 a 70 anos com 20,5%, 33,1% e 24,1% do total das pacientes, respectivamente. Na faixa etária de menos de 40 anos, na qual não há indicação da mamografia em mulheres assintomáticas e que estejam fora de algum grupo de risco, o percentual de pacientes foi de 5,7%. É provável que estas pacientes apresentavam algum sinal ou sintoma indicativo da necessidade de realizar a mamografia. É interessante observar na Figura IV.1 que 16,3% das pacientes estavam na faixa etária de 70 anos ou mais.

A distribuição da idade das 987 pacientes nos 5 serviços do Rio de Janeiro, RJ, mostra uma predominância de pacientes em faixas etárias mais elevadas quando comparada com os dados obtidos para 849 pacientes na cidade de Santa Maria, RS (FIGUEIRA *et al*, 2003) com média de 49,7 anos e desvio padrão de 10,7 anos.

Na literatura, o estudo realizado na Espanha com 5034 pacientes (MORÁN *et al*, 2005) apresenta dados para a idade média das pacientes de 56 ± 11 anos, semelhante aos dados encontrados neste trabalho. Por outro lado, estudos realizados na Grécia com 250 pacientes (TSAPAKI *et al*, 2008) e na Malásia com 300 pacientes (JAMAL *et al*, 2003) apresentam valores para as médias de idade de 52 ± 9 anos e 51 ± 8 anos, respectivamente. Isto indica que, nesses países, as pacientes que fazem mamografia estão em faixas etárias mais baixas.

Os dados de idade das pacientes foram separados em dois grupos: um de mulheres com espessura da mama comprimida entre 5,5 e 6,5 cm, que apresentou média de $55,6 \pm 10,1$ anos e outro grupo de mulheres com as demais espessuras, que apresentou média de $58,4 \pm 12,9$ anos. Foi verificada diferença estatisticamente significativa entre as médias dos dois grupos, indicando que as mulheres do grupo de 5,5 a 6,5 cm de espessura são, em média, mais jovens do que as demais.

Não é de se esperar que a idade da paciente seja um fator importante para a dose glandular média, já que os parâmetros de técnica radiográfica (kV, mAs e combinação alvo/filtro) são determinados pelos protocolos dos mamógrafos em função da espessura da mama quando comprimida e da sua densidade.

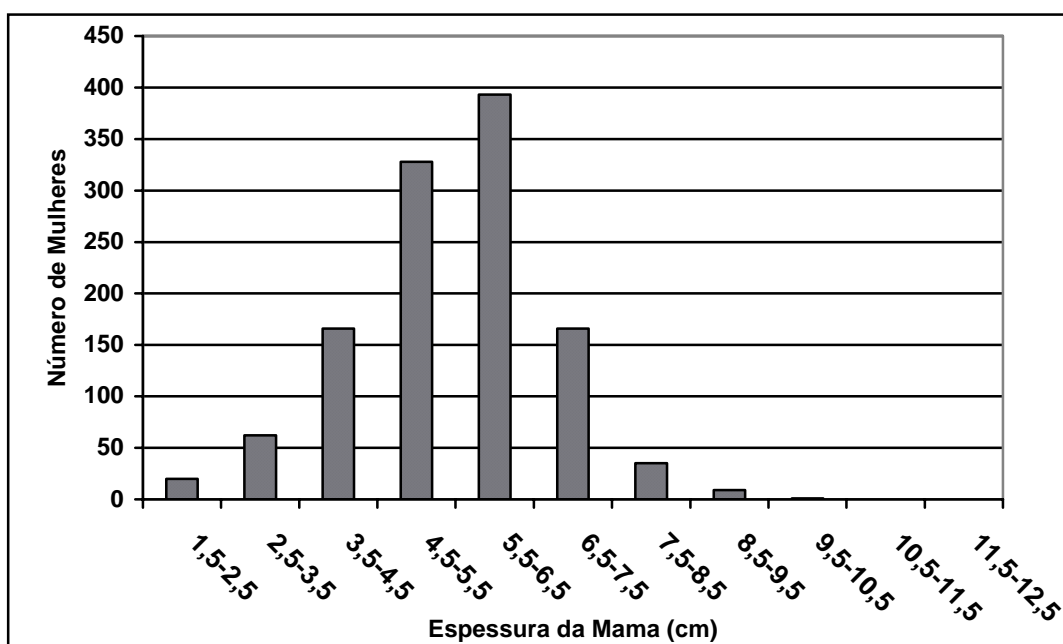


Figura IV.3: Distribuição das espessuras das mamas para todas as pacientes.

Neste trabalho, a distribuição das espessuras das mamas comprimidas apresentou média de $5,4 \pm 1,4$ cm, variando do mínimo de 1,5 cm até o máximo de 17,7 cm. Outros trabalhos que tiveram como objetivo a determinação de D_g foram realizados com amostras de pacientes com médias de espessuras de mama de 5,6 cm (HERMANN, 2002), 5,2 cm (MÓRAN, 2005), 5,8 cm (ZOETELIEF, 2006) e 5,4 cm (YOUNG, 2005) semelhantes ao valor encontrado neste trabalho. Por outro lado, outros autores relatam os resultados de determinação de D_g para amostras de pacientes com espessuras das mamas comprimidas inferiores à deste estudo, como por exemplo: 4,8 cm (GENNARO, 2004), 3,9 cm (TSAPAKI, 2008) e 3,8 cm (JAMAL, 2003).

Tendo em vista que a espessura da mama comprimida é a característica principal para a seleção da técnica radiográfica (kV, alvo/filtro e mAs), do total de 1183 pacientes, foram utilizados no estudo comparativo de K_i e D_g os dados dos exames de pacientes que estavam na faixa de espessura da mama comprimida de 5,5 a 6,5 cm. O motivo da escolha desta faixa de espessuras teve como objetivo reduzir a influência

deste parâmetro nos valores de K_i e D_g de modo que os estudos comparativos pudessem ser realizados, além dela ser a de maior freqüência observada nos exames de todas as pacientes, vide Figura IV.3.

IV.3 Composições Mamárias ou Padrões das Mamas das Pacientes

A Tabela IV.3 mostra os valores percentuais dos padrões mamários das 392 pacientes com espessura de mama comprimida entre 5,5 e 6,5 cm que formam a amostra utilizada neste estudo comparativo de K_i e D_g e os dados de FIGUEIRA *et al* (2003).

Tabela IV.3: Padrão mamário de 392 pacientes com mamas entre 5,5 e 6,5 cm de espessura submetidas a exames de mamografia nos 6 Serviços neste trabalho e de 849 pacientes do trabalho de FIGUEIRA (2003).

Este trabalho	PADRÃO MAMÁRIO				TOTAL
	1	2	3	4	
Serviço 1	N = 1 1,4%	N = 40 57,1%	N = 28 40,0%	N = 1 1,4%	70
Serviço 2	N = 21 24,7%	N = 38 44,7%	N = 19 22,4%	N = 7 8,2%	85
Serviço 3	N = 7 10,6%	N = 36 54,6%	N = 20 30,3%	N = 3 4,6%	66
Serviço 4	N = 5 11,1%	N = 23 51,1%	N = 15 33,3%	N = 2 4,4%	45
Serviço 5	N = 8 16,3%	N = 21 42,9%	N = 18 36,7%	N = 2 4,1%	49
Serviço 6	N = 14 18,2%	N = 50 64,9%	N = 11 14,3%	N = 2 2,6%	77
TOTAL	N = 56 14,3%	N = 208 53,1%	N = 111 28,3%	N = 17 4,3%	392
FIGUEIRA (2003)	N = 400 47,1%	N = 226 26,6,1%	N = 173 20,4%	N = 50 5,9%	849

A comparação estatística da média da distribuição de padrões mamários entre todas as 1183 pacientes da amostra inicial e a média da distribuição para as 392 pacientes com espessura de mama comprimida entre 5,5 e 6,5 cm apresentou diferença estatisticamente significativa, o que permite formular a hipótese de que pode existir algum tipo de relação entre a espessura da mama e o conteúdo de tecido glandular. Este aspecto não foi investigado neste trabalho porque, *a priori*, foi estabelecido que a amostra para os estudos comparativos de K_i e D_g seria composta por pacientes com mamas entre 5,5 e 6,5 cm.

Os resultados mostram que o valor percentual médio de conteúdo glandular para as 392 pacientes foi de 39%, valor semelhante aos apresentados por outros autores. KLEIN *et al* (1997) apresentaram o valor de $39,2 \pm 22,4\%$ para uma amostra de 2623 pacientes, KRUGER e SCHUELLER (2001) apresentaram o valor de 28% para 6006 pacientes e GENTRY (1996) apresentou a média de 30% para 4400 pacientes. Em estudo realizado com 4199 pacientes em quatro centros de rastreamento mamográfico na Holanda, ZOETELIEF *et al.* (2006) apresentaram a média de $32,8 \pm 21,8\%$ para o conteúdo glandular. Os resultados deste trabalho e dos demais autores acima permitem afirmar que o conteúdo glandular médio das pacientes que se submetem à mamografia é inferior ao valor de 50% utilizado pelos protocolos de dosimetria, muitas vezes, utilizado como base para a confecção de simuladores radiográficos de mama.

Pode ser visto na Tabela IV.3 que no trabalho de FIGUEIRA *et al* (2003) a média para o conteúdo glandular foi de 33,7% para uma amostra de 849 pacientes que, embora esteja próxima do valor encontrado neste trabalho, apresenta uma distribuição bastante distinta, principalmente no que se refere aos padrões 1 e 2 que caracterizam as mamas lipossustituídas. Observa-se uma nítida inversão de freqüência nestes padrões entre os dados dos autores e os deste trabalho.

IV.4 Camada Semi-Redutora (CSR) e Rendimento (R) dos Mamógrafos

Os valores para a camada semi-redutora, CSR, em milímetros de alumínio (mm Al), determinada nos equipamentos de mamografia nos seis serviços, por tensão, kV, e combinação alvo/filtro iguais aos empregados nos exames para radiografar mamas de espessuras entre 5,5 e 6,5 cm, são apresentados na Tabela IV.4.

Pode ser observado que os valores obtidos da CSR para as combinações alvo/filtro de Mo/Mo e Mo/Rh acompanharam a elevação da kV aplicada ao tubo de raios X, como era esperado. Tendo em vista que para a combinação W/Rh foram medidas as CSRs somente para as tensões de 28 kV e 32 kV e que os valores obtidos foram idênticos, 0,55 mm, é possível afirmar que nesta faixa de kV e para esta combinação alvo/filtro não foi possível detectar, por meio da CSR, alteração importante no espectro de energias dos dois feixes de raios X.

Nas linhas sombreadas da Tabela IV.4 é possível verificar que as CSR medidas nos serviços para a técnica de 28 kV e Mo/Mo se encontram dentro dos valores 0,32mm Al e 0,40mm Al estabelecidos como limites máximo e mínimo para este parâmetro (ver Tabela III.5). O mesmo ocorre para as técnicas de 28 kV e Mo/Rh e 28 kV e W/Rh.

Tabela IV.4: Valores medidos de camada semi-redutora (CSR), em milímetros de alumínio (mm Al), dos feixes de raios-X utilizados nos serviços de mamografia para radiografar mamas de espessura entre 5,5 e 6,5 cm, para diferentes kV e combinações alvo/filtro.

Técnica kV/Alvo/Filtro	CAMADA SEMI-REDUTORA (mm Al)					
	FILME-TELA		CR		DR	
	Serviço 1 GE Senographe 600T	Serviço 2 GE Senographe 700T	Serviço 3 Siemens/ CR: Agfa	Serviço 4 Siemens/ CR: Kodak	Serviço 5 GE 2000D	Serviço 6 Siemens Mammomat Novation
25 / Mo/Mo					0,33	
26 / Mo/Mo	0,34			0,33		
27 / Mo/Mo	0,35	0,37	0,34	0,34	0,36	
28 / Mo/Mo	0,36	0,37	0,35	0,36	0,37	
29 / Mo/Mo	0,37	0,39	0,36	0,37	0,37	
30 / Mo/Mo	0,38	0,40		0,38		
31 / Mo/Mo	0,38					
27 / Mo/Rh			0,36		0,39	
28 / Mo/Rh			0,38			
29 / Mo/Rh			0,39		0,42	
30 / Mo/Rh			0,41		0,42	
29 / Rh/Rh					0,44	
32 / Rh/Rh					0,47	
28 / W/Rh						0,55
32 / W/Rh						0,55

A Tabela IV.5 apresenta para todos os mamógrafos utilizados nos seis serviços os valores do rendimento por unidade de carga aplicada ao tubo, em mGy/mAs, para as diversas combinações alvo/filtro usadas e uma distância foco-detector (DFD) de 59,2 cm. Assim, o rendimento no ar no ponto representativo da entrada da pele para cada paciente foi calculado a partir destes valores, multiplicado pelo mAs e corrigido para a distância foco-pele (DFP).

Tabela IV.5: Rendimento, em mGy/mAs, para a distância foco-detector 59,2 cm e diferentes tensões, kV, e combinações alvo/filtro usadas nos exames realizados nos 6 serviços.

Rendimento (mGy/mAs)						
FILME-TELA			CR		DR	
Técnica	Serviço 1	Serviço 2	Serviço 3	Serviço 4	Serviço 5	Serviço 6
kV alvo/filtro	GE Senographe 600T	GE Senographe 700T	Siemens CR: Agfa	Siemens CR: Kodak	GE 2000D	Siemens Mammomat Novation
25/Mo/Mo					0,0696	
26/Mo/Mo	0,0924			0,0863		
27/Mo/Mo	0,1056	0,0881	0,0736	0,0983	0,0905	
28/Mo/Mo	0,1188	0,0997	0,0831	0,1108	0,1019	
29/Mo/Mo	0,1309	0,1109	0,0924	0,1243	0,1138	
30/Mo/Mo	0,1449	0,1228		0,1387		
31/Mo/Mo	0,1620					
27/Mo/Rh			0,0614		0,0756	
28/Mo/Rh			0,0694			
29/Mo/Rh			0,0784		0,0959	
30/Mo/Rh			0,0867		0,1065	
29/Rh/Rh					0,0926	
32/Rh/Rh					0,1255	
28/W/Rh						0,0399
32/W/Rh						0,0551

Os valores medidos do rendimento dos mamógrafos nos 6 serviços que participaram deste estudo para todas as técnicas radiográficas apresentaram, quando comparados entre si, variação máxima de 15% em relação à média. Quando comparados com a literatura, os valores de rendimento apresentaram boa concordância com os resultados de outros autores (GENNARO *et al*, 2004, TSAPAKI *et al.*, 2008, ZOETELIEF *et al.*, 2006).

IV.5 Kerma no Ar Incidente (K_i) e Dose Glandular Média (D_g) em Função do Método de Determinação dessas Grandezas.

A Tabela IV.6 mostra os valores de K_i para as técnicas radiográficas empregadas para radiografar as 392 pacientes nos 6 serviços. São apresentados os valores medidos com TLDs posicionados na superfície do fantoma dosimétrico, os valores medidos com o dosímetro de estado sólido (dosímetro clínico) e os valores gerados pelo software dos mamógrafos, no caso dos sistemas DR. É também apresentada a comparação estatística entre as medidas com TLDs e com dosímetro, bem como o valor da diferença, quando ela existe.

Tabela IV.6 - Média, desvio padrão e intervalo dos valores de K_i medidos com TLD e fantoma, medidos com dosímetro clínico e gerados pelos mamógrafos, significância (p) e diferença percentual entre as médias dos valores medidos com TLD e fantoma e dos valores medidos com dosímetro, por serviço.

Serviços	K_i (mGy) Média \pm DP (min. – max.)			Significância (p)	Diferença entre as médias (%)
	Medido com TLD e fantoma	Medido com dosímetro	Softwares dos mamógrafos		
1	11,75 \pm 3,68 (5,96 – 30,71)	12,11 \pm 3,81 (5,79 – 30,29)	-	0,000	- 3,0
2	8,58 \pm 2,77 (2,97 – 17,03)	8,47 \pm 2,76 (2,86 – 16,80)	-	0,000	+ 1,3
3	11,45 \pm 3,21 (5,81 – 20,31)	11,42 \pm 3,34 (6,06 – 21,30)	-	0,589	Não significativa
4	12,92 \pm 3,92 (6,39 – 25,47)	12,84 \pm 3,70 (6,34 – 24,64)	-	0,262	Não significativa
5	6,14 \pm 1,00 (4,61 – 9,87)	5,75 \pm 0,90 (4,53 – 9,06)	5,89 \pm 0,76 (4,80 – 8,40)	0,000	+ 6,8
6	4,21 \pm 0,67 (2,65 – 6,45)	3,90 \pm 0,61 (2,55 – 5,80)	3,91 \pm 0,60 (2,68 – 5,36)	0,000	+ 7,9

Pode ser observado na Tabela IV.6 que nos serviços em que há diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as médias das medidas com TLD e com o dosímetro clínico, elas foram inferiores a $\pm 10\%$ e, portanto se encontram dentro das

incertezas associadas a estas medidas. Conclui-se que os dois métodos de determinação de K_i são concordantes e, além disso, os softwares dos mamógrafos DR geram valores de K_i concordantes com os valores medidos.

A Tabela IV.7 mostra os valores de D_g para as técnicas radiográficas empregadas para radiografar as 392 pacientes nos 6 serviços. São apresentados os valores medidos com TLDs posicionados no interior do fantoma dosimétrico, os valores calculados a partir de K_i e os valores gerados pelos softwares dos mamógrafos, no caso dos sistemas DR. É também apresentada a comparação estatística entre as medidas com TLDs e os valores calculados a partir de K_i , bem como o valor da diferença, quando ela existe.

Tabela IV.7 - Média, desvio padrão e intervalo dos valores de D_g medidos com TLD e fantoma, calculados a partir de K_i e gerados pelos mamógrafos, significância (p) e diferença percentual entre as médias dos valores medidos com TLD e fantoma e dos valores calculados a partir de K_i , por serviço.

Serviços	D_g (mGy) Média \pm DP (min. – max.)			Significância (p)	Diferença entre as médias (%)
	Medido com TLD e fantoma	Calculado a partir de K_i	Softwares dos mamógrafos		
1	1,46 \pm 0,50 (0,79 – 4,44)	2,10 \pm 0,63 (1,11 – 4,66)	-	0,000	- 30,5
2	1,26 \pm 0,44 (0,41 – 2,62)	1,49 \pm 0,43 (0,55 – 2,73)	-	0,000	- 15,4
3	1,66 \pm 0,46 (0,83 – 2,90)	1,93 \pm 0,56 (0,84 – 3,86)	-	0,000	- 14,0
4	1,74 \pm 0,52 (0,97 – 3,28)	2,08 \pm 0,51 (0,82 – 3,46)	-	0,000	- 16,3
5	0,96 \pm 0,31 (0,58 – 2,22)	1,07 \pm 0,13 (0,87 – 1,54)	1,42 \pm 0,17 (1,11 – 1,86)	0,000	- 10,8
6	0,87 \pm 0,17 (0,51 – 1,52)	1,02 \pm 0,13 (0,71 – 1,46)	1,01 \pm 0,15 (0,70 – 1,50)	0,000	- 14,7

A comparação dos dois métodos dosimétricos de determinação de D_g apresentou diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) para todos os serviços e tecnologias de mamografia. O modelo que determina D_g a partir do K_i usando os

parâmetros de exposição registrados para o exame e fatores de conversão tabelados (DANCE, 1990, DANCE *et al.*, 2000) produz resultados maiores em até 30% do que o modelo que utiliza o fantoma confeccionado neste trabalho para a dosimetria em mamografia por medições diretas, com o uso de dosímetros termoluminescentes no seu interior.

Em trabalho anterior realizado por HOFF (2005) são apresentados resultados semelhantes obtidos com um modelo para o cálculo de D_g que usa um código de Monte Carlo de transporte de radiação e um simulador matemático de voxel de mama real composto de 57% de tecido adiposo e 43% de tecido glandular. A autora relata reduções do coeficiente de conversão de K_i para D_g , para esta mama em particular, de 58% para a técnica de 30 kV e Mo/Rh e de 70% para a técnica de 28 kV e Mo/Mo, considerando o modelo não antropomórfico como padrão (Dance, 1990, DANCE *et al.*, 2000). Resultados apresentados por DANCE *et al.* (2005) para esses mesmos coeficientes, obtidos também pelo método de Monte Carlo e o modelo de simulador de voxel estruturado com separação entre os tecidos adiposo e glandular mostram diferenças que vão de -10% para mama de 4 cm de espessura e 100% de glandularidade até -48% para mama de 8 cm de espessura e 25% de glandularidade, quando comparados com o modelo não antropomórfico.

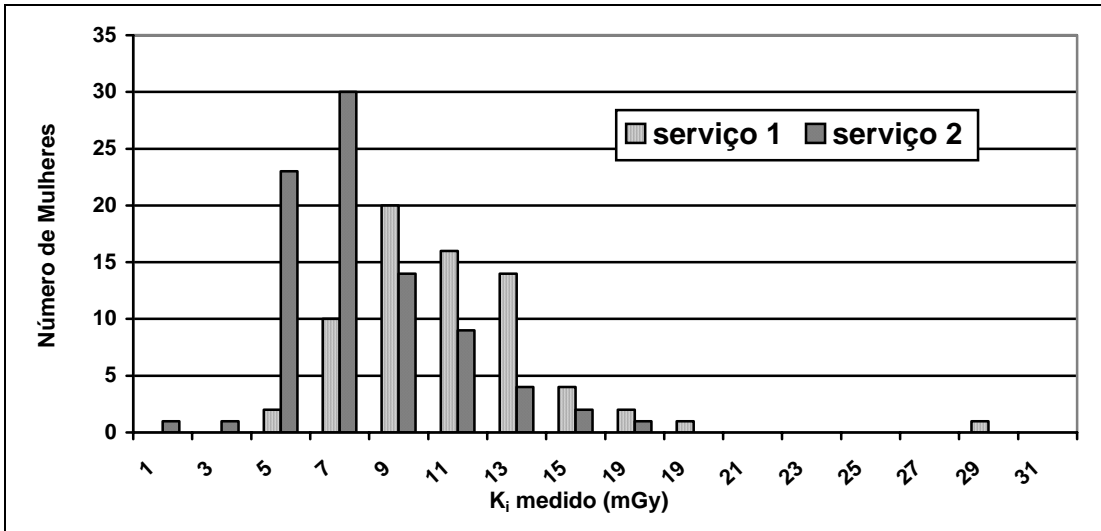
HOFF (2005) e DANCE *et al.* (2005) atribuem as diferenças significativas entre os coeficientes de conversão de K_i para D_g dos seus trabalhos com os existentes na literatura ao modo de distribuição realística do tecido glandular dentro do corpo mamário usado nos seus modelos e a distribuição homogênea de tecido adiposo e glandular usadas pelos outros autores.

A comparação das médias dos valores de D_g medidos com TLD e o fantoma dosimétrico com as médias dos valores gerados pelos softwares dos dois sistemas DR apresentam reduções de 32% para o equipamento do serviço 5 e 14% para o equipamento do serviço 6. É possível que os softwares considerem, para os cálculos de D_g , um único valor de conteúdo glandular para todas as pacientes ou que

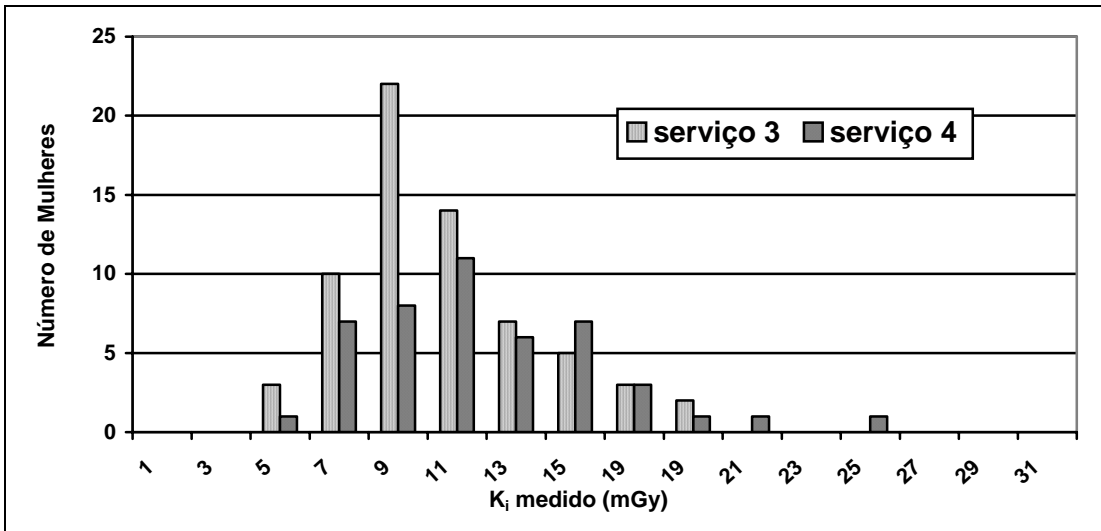
atribuam uma glandularidade em função da espessura da mama comprimida. De qualquer forma, as estimativas de D_g feitas por eles estão maiores do que os valores medidos com o fantoma dosimétrico. Os fabricantes de mamógrafos DR devem rever seus protocolos de cálculo de D_g com vistas à adequá-los a modelos dosimétricos mais realistas.

IV.6 Kerma no Ar Incidente (K_i) e Dose Glandular Média (D_g) em Função da Tecnologia.

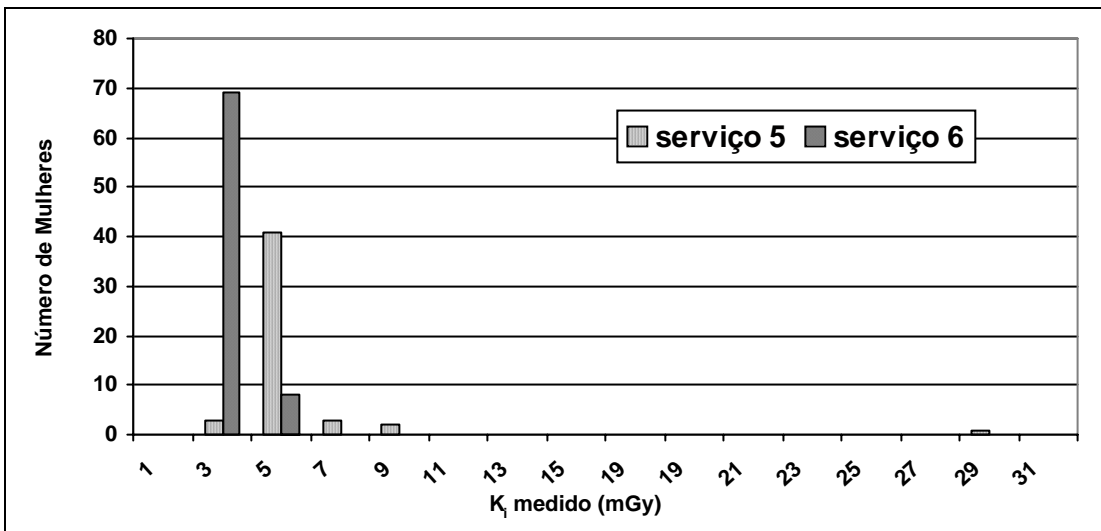
As Figuras IV.4.a, IV.4.b e IV.4.c mostram as distribuições de K_i medido com TLD e fantoma dosimétrico para as pacientes com espessura de mama comprimida entre 5,5 e 6,5 cm dos serviços 1 e 2 que usam o sistema SFM, dos serviços 3 e 4 que usam o sistema CR e dos serviços 5 e 6 que usam o sistema DR, respectivamente. A comparação entre as médias das duas distribuições de cada um dos três sistemas tecnológicos apresentou diferenças estatisticamente significativas para todos os sistemas. A comparação das médias das distribuições de K_i para os dois serviços que utilizam o sistema tela-filme, SFM, mostrou que a média do serviço 2 (8,58 mGy) é inferior em 27% à média do serviço 1 (11,75 mGy). Para os sistemas CR, o serviço 3 (11,45 mGy) apresentou média inferior em 11% quando comparada com a do serviço 4 (12,92 mGy) e para os sistemas DR o serviço 6 (4,21 mGy) apresentou média inferior em 31% quando comparada com a do serviço 5 (6,14 mGy). Estas diferenças entre as médias das distribuições de K_i para mamas de mesma espessura para as três tecnologias são uma indicação de que existe a necessidade de otimização das técnicas radiográficas com vistas à redução das doses e a qualidade dos exames.



(a)



(b)



(c)

Figura IV.4: Distribuição de K_i medido com TLD e fantoma dosimétrico para as pacientes dos serviços 1 e 2 que usam o sistema SFM (a), dos serviços 3 e 4 que usam o sistema CR (b) e dos serviços 5 e 6 que usam o sistema DR (c).

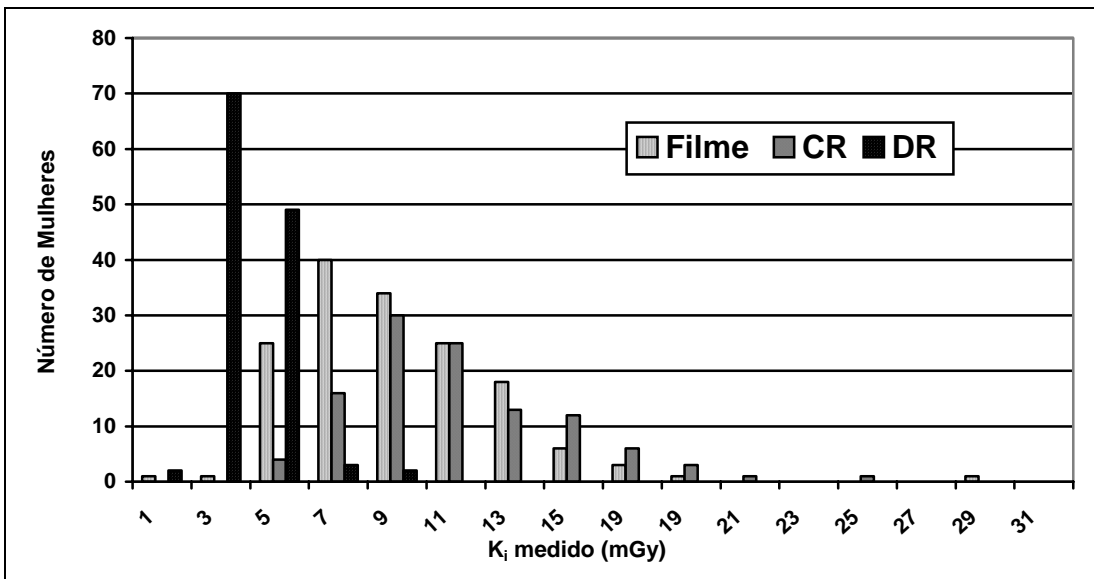


Figura IV.5: Distribuição de K_i medido com TLD e fantoma dosimétrico para os três tipos de tecnologias utilizados em mamografia.

A comparação entre as médias das três distribuições de K_i para os sistemas tecnológicos (SFM, CR e DR) mostradas na Figura IV.5 mostrou haver diferença estatisticamente significativa. A média da distribuição de K_i para o sistema SFM foi de $10,01 \pm 3,57$ mGy, para o sistema CR foi de $12,05 \pm 3,58$ mGy e para o sistema DR foi de $4,96 \pm 1,25$ mGy.

Todas as 126 pacientes radiografadas nos dois equipamentos DR receberam doses de entrada na pele inferiores ao valor de referência de 12 mGy estabelecido pelo terceiro quartil da distribuição de K_i obtida para os sistemas filme-tela convencional, SFM.

Para 42,9% das pacientes radiografadas no equipamento SFM do serviço 1, foi verificado que receberam K_i acima do valor de referência de 12 mGy e para as pacientes do serviço 2, também com o equipamento SFM, este percentual foi de 10,6%. Isto indica a necessidade de otimização das técnicas radiográficas empregadas nestes serviços.

Para 34,8% das pacientes radiografadas no equipamento CR do serviço 3, foi verificado que receberam K_i acima do valor de referência de 12 mGy e para as

pacientes do serviço 4, também com o equipamento CR, este percentual foi de 53,3%. Isto indica a necessidade de otimização das técnicas radiográficas e, principalmente o ajuste da sensibilidade dos digitalizadores de imagem nestes serviços.

A Tabela IV.8 apresenta os valores médios e desvios padrões de K_i , encontrados no presente trabalho, medidos com TLDs e o fantoma dosimétrico, assim como os valores mínimos e máximos, comparados aos estudos de outros autores, para os sistemas tela-filme, CR e DR.

Para o sistema tela-filme, o valor médio encontrado para K_i , foi de $10,01 \pm 3,57$ mGy para pacientes com espessuras de mama comprimida entre 5,5 e 6,5 cm. Em estudos realizados por KRUGER e SCHUELER (2001), MIETTINEN e PIRINEN (2003) e KLEIN *et al.* (1997) nesta faixa de espessura foram observados valores de médios de K_i variando desde 7,2 até 16,7 mGy. Portanto, o valor obtido neste trabalho encontra-se dentro da faixa de valores apresentados pelos demais autores.

Para o sistema DR GE, o valor médio encontrado de K_i foi $6,14 \pm 1,00$ mGy, ficou próximo ao apresentado por GENNARO e DI MAGGIO (2006) que foi de 6,06 mGy, porém determinado para uma espessura média de 4,8 cm. Entretanto, foi menor do que o obtido por GENNARO (2004) de 6,8 mGy para uma espessura também de 4,8 cm e por MORÁN *et al* (2005), 7,62 mGy para uma espessura de 5,2 cm.

No caso dos sistemas CR, Agfa e Kodak, e do sistema DR Siemens não foram encontrados dados na literatura para comparação. É importante observar que foi encontrada uma redução em torno de 57% para os valores de K_i obtidos para a média dos valores dos sistemas DR em comparação aos valores médios dos sistemas CR. Quando comparada ao sistema tela-filme esta redução foi de aproximadamente 49%.

Tabela IV.8: Comparação do kerma no ar incidente, K_i , com dados de outros estudos.

Origem dos Dados	Kerma no Ar Incidente, K_i (mGy)				
	(min. – máx)				
	Sistema Tela-Filme	Sistema CR Agfa 35.0	Sistema CR Kodak 850	Sistema DR GE 2000D	Sistema DR Novation
Este trabalho, 2009 ¹	10,01 ± 3,57 (2,97 – 30,71)	11,45 ± 3,21 (5,81 – 20,31)	12,92 ± 3,92 (6,39 – 25,47)	6,14 ± 1,00 (4,61 – 9,87)	4,21 ± 0,67 (2,65 – 6,45)
GENNARO, DIMAGGIO, 2006 ²	8,25	-	-	6,06	-
KRUGER e SCHUELER, 2001 ³	16,7 ± 9,5	-	-	-	-
MIETTINEN e PIRINEN, 2003 ⁴	7,2 (2 – 18,3)	-	-	-	-
BARBERO, 2003 ⁵	8,3 ± 4,8	-	-	-	-
GENNARO <i>et al</i> 2004 ⁶	-	-	-	6,8 ± 2,3	-
MORÁN <i>et al</i> , 2005 ⁷	-	-	-	7,62 ± 0,06 (1,8 – 35)	-
KLEIN <i>et al</i> , 1997 ⁸	9,70	-	-	-	-

1 - valores medidos com TLD em fantoma de 6 cm de espessura, 392 pacientes.

2 - valores medidos com CI, para as técnicas radiográficas de 596 pacientes, espessura média 4,8 cm.

3 - valores medidos com CI, para as técnicas radiográficas de 6006 pacientes, espessura média 5,1 cm.

4 - valores medidos com CI, para 4,5 cm de PMMA (equivalente a mama de 5,3 cm), em 144 serviços.

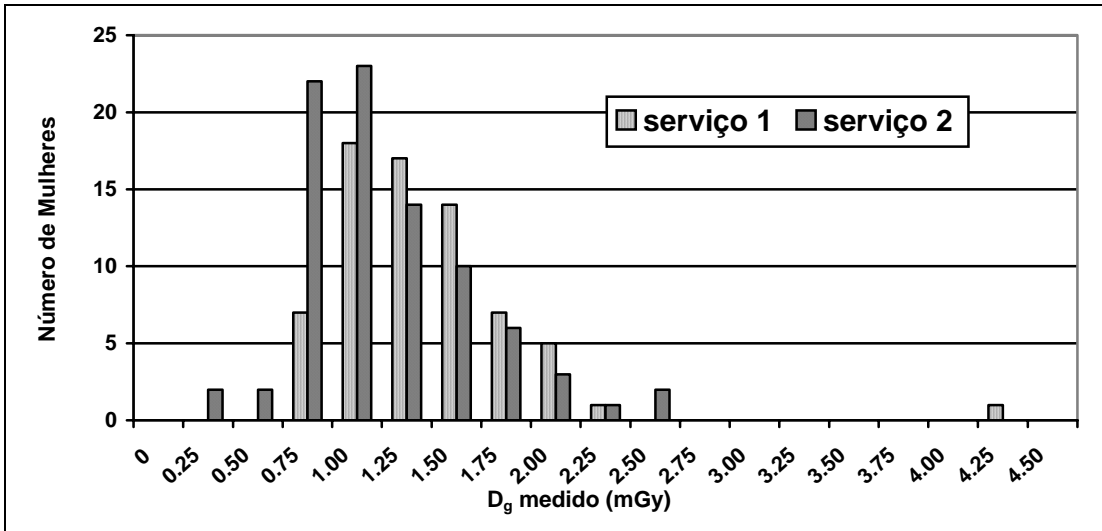
5 - valores medidos com TLDs, em 1210 pacientes (projeção crânio-caudal), espessura média 4,9 cm.

6 - valores medidos com CI, para as técnicas radiográficas de 800 pacientes (projeção crânio-caudal), espessura média 4,8 cm.

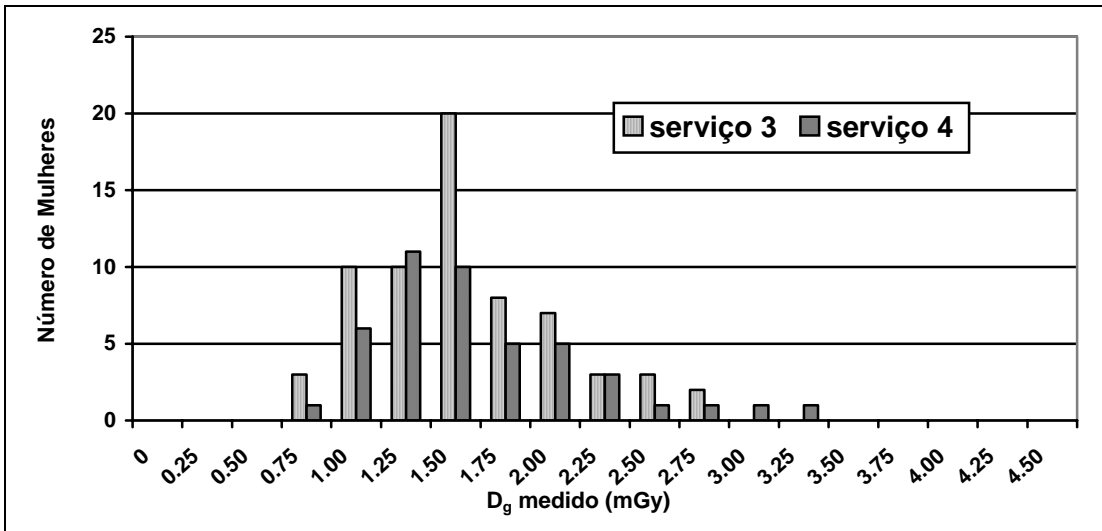
7 - valores medidos com CI, para as técnicas radiográficas de 5034 pacientes, espessura média 5,2 cm.

8 - valores medidos com CI, para as técnicas radiográficas de 2623 pacientes, espessura média 5,4 cm.

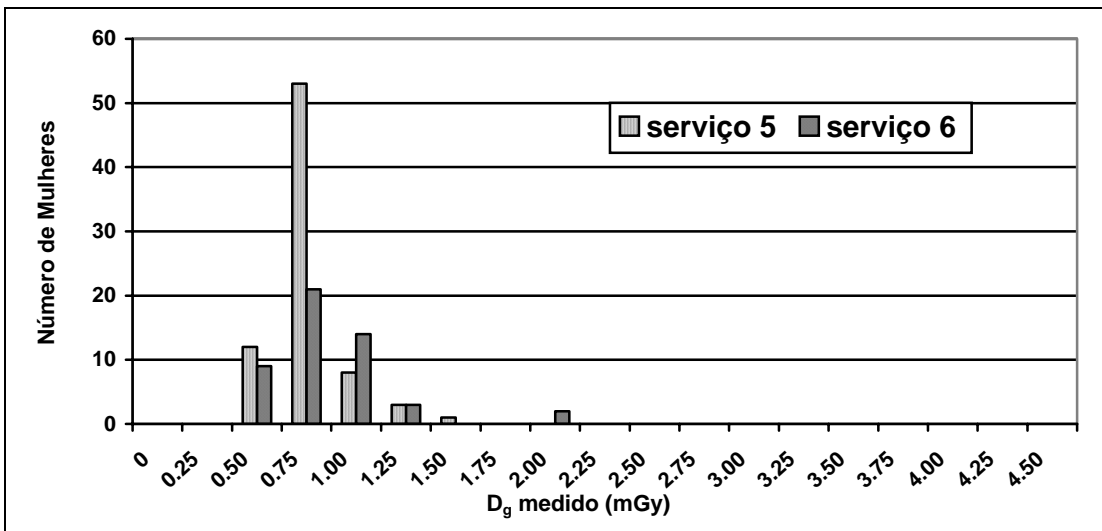
As Figuras IV.6.a, IV.6.b e IV.6.c mostram as distribuições de D_g medida com TLD e fantoma dosimétrico para as pacientes com espessura de mama comprimida entre 5,5 e 6,5 cm dos serviços 1 e 2 que usam o sistema SFM, dos serviços 3 e 4 que usam o sistema CR e dos serviços 5 e 6 que usam o sistema DR, respectivamente.



(a)



(b)



(c)

Figura IV.6: Distribuição de D_g medido com TLD e fantoma dosimétrico para as pacientes dos serviços 1 e 2 que usam o sistema SFM (a), dos serviços 3 e 4 que usam o sistema CR (b) e dos serviços 5 e 6 que usam o sistema DR (c).

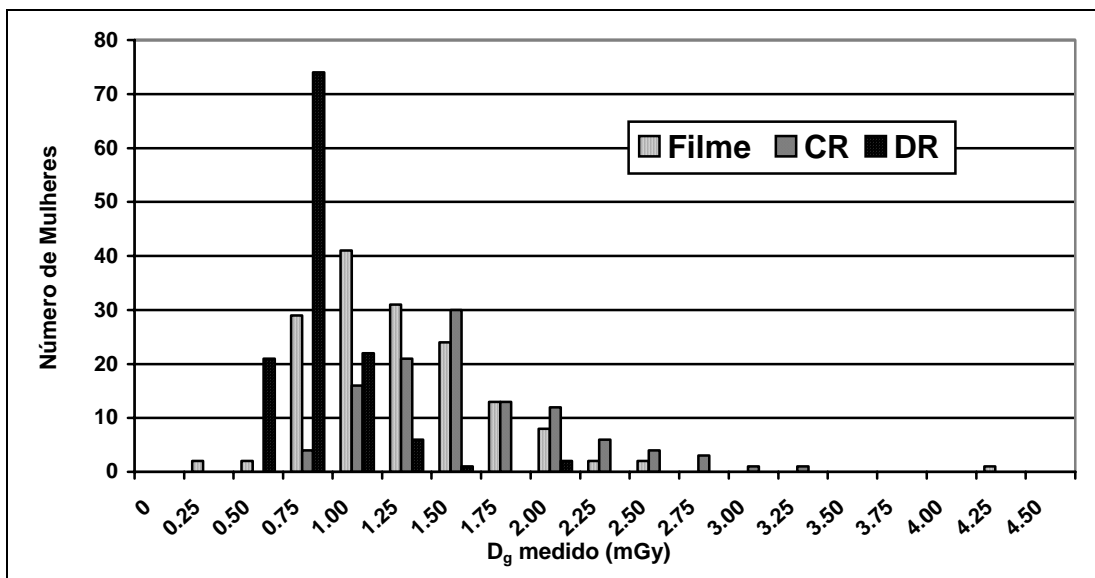


Figura IV.7: Distribuição de D_g medido com TLD e fantoma dosimétrico para os três tipos de tecnologias utilizados em mamografia.

A comparação entre as médias das duas distribuições de cada um dos três sistemas tecnológicos apresentou diferenças estatisticamente significativas para os sistemas SFM e DR. A comparação das médias das distribuições de D_g para os dois serviços que utilizam o sistema tela-filme, SFM, mostrou que a média do serviço 2 (1,26 mGy) é inferior em 14% à média do serviço 1 (1,47 mGy). Para os sistemas CR, não foi verificada diferença estatisticamente significativa entre as médias do serviço 3 (1,66 mGy) e do serviço 4 (1,74 mGy) e para os sistemas DR o serviço 6 (0,88 mGy) apresentou média inferior em 9% quando comparada com a do serviço 5 (0,97 mGy). Estas diferenças entre as médias das distribuições de D_g para mamas de mesma espessura para as três tecnologias foram todas inferiores às verificadas para K_i . Com a adoção de técnicas radiográficas otimizadas e o ajuste dos mamógrafos e os digitalizadores dos sistemas CR é de se esperar uma redução dos valores de D_g para as pacientes que fazem mamografia nos serviços 1, 2, 3 e 4.

Entre os dois equipamentos de mamografia DR foi observada uma diferença estatisticamente significativa tanto para K_i como para D_g . O equipamento que emprega técnicas radiográficas exclusivamente com a combinação alvo/filtro de W/Rh

produziu uma distribuição de valores de D_g com média 9,4% abaixo da distribuição produzida pelo outro equipamento que emprega técnicas radiográficas com Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh.

A comparação entre as médias das três distribuições de D_g para os sistemas tecnológicos (SFM, CR e DR) mostradas na Figura IV.7 mostrou haver diferença estatisticamente significativa. A média da distribuição de D_g para o sistema SFM foi de $1,36 \pm 0,48$ mGy, para o sistema CR foi de $1,70 \pm 0,49$ mGy e para o sistema DR foi de $0,91 \pm 0,24$ mGy.

Para os equipamentos DR, somente 2 das 49 pacientes (4%) do serviço 5 recebeu receberam D_g acima do valor de referência de 1,6 mGy estabelecido pelo terceiro quartil da distribuição de D_g obtida para os sistemas filme-tela convencional, SFM.

Para 28,6% das pacientes radiografadas no equipamento SFM do serviço 1, foi verificado que receberam D_g acima do valor de referência de 1,6 mGy e para as pacientes do serviço 2, também com o equipamento SFM, este percentual foi de 18,8%. Para 45,5% das pacientes radiografadas no equipamento CR do serviço 3, foi verificado que receberam D_g acima do valor de referência e para as pacientes do serviço 4, também com o equipamento CR, este percentual foi de 51,1%. Isto indica claramente a necessidade de otimização das técnicas radiográficas e, principalmente o ajuste da sensibilidade dos digitalizadores de imagem nestes serviços.

As doses glandulares médias, D_g , para as pacientes que fazem o exame em equipamentos de mamografia digital de campo total DR são, em média, 33% mais baixas do que as que fazem em equipamentos de filme-tela convencional (SFM). As doses glandulares médias, D_g , para as pacientes que fazem o exame em equipamentos de mamografia computadorizada (CR) são, em média, 25% mais altas do que as que fazem em equipamentos de filme-tela convencional (SFM).

A Tabela IV.9 apresenta os valores médios e desvios padrões de D_g , encontrados no presente trabalho, medidos com TLDs e o fantoma dosimétrico, assim

como os valores mínimos e máximos, comparados aos estudos de outros autores, para os sistemas tela-filme, CR e DR.

Tabela IV.9: Comparação da dose glandular média, D_g , com outros estudos

Origem dos Dados	Dose glandular média, D_g (mGy)				
	(min. – máx)				
	Sistema Tela-Filme	Sistema CR Agfa 35.0	Sistema CR Kodak 850	Sistema DR GE 2000D	Sistema DR Novation
Este trabalho ¹	1,36 ± 0,48 (0,41 – 4,44)	1,66 ± 0,46 (0,83 – 2,90)	1,74 ± 0,52 (0,97 – 3,28)	0,96 ± 0,31 (0,58 – 2,22)	0,87 ± 0,17 (0,51 – 1,52)
NHSBSP, 2008 ²	1,17	2,00	2,29	1,01	0,63
NHSBSP, 2009 ³	-	2,10	2,70	1,40	0,90 – 1,20
HERMANN, 2002 ⁴	-	-	-	1,51 (0,66 – 4,05)	-
GENNARO, 2004 ⁵	-	-	-	1,25 – 1,73	-
OLIVEIRA, 2007 ⁶	1,32 ± 0,44 (0,41 – 2,73)	-	-	-	-
MÓRAN, 2005 ⁷	-	-	-	1,80 ± 0,01 (0,40 – 6,90)	-
GENNARO, 2006 ⁸	1,92	-	-	1,40 ± 0,01 (0,50 – 2,50)	-
ZOETLIEF, 2006 ⁹	1,32 ± 0,49	-	-	-	-
JAMAL, 2003 ¹⁰	1,54 (0,40 – 3,60)	-	-	-	-
TSAPAKI, 2008 ¹¹	1,40 ± 0,60 (0,20 – 5,00)	-	-	-	-
YOUNG, 2005 ¹²	1,96 ± 0,01	-	-	-	-

1 - valores medidos com TLD em fantoma de 6 cm de espessura, 392 pacientes

2 e 3 - valores calculados a partir de K_i para 5 cm de PMMA (equivalente a mama de 6 cm) em laboratório

4 - valores calculados a partir de K_i para as técnicas radiográficas de 591 pacientes, espess. média 5,6 cm

5 - valores calculados a partir de K_i para as técnicas radiográficas de 800 pacientes, espess. média 4,8 cm

6 - valores calculados a partir de K_i para 4,5 cm PMMA (equivalente a mama de 5,3 cm) em 134 serviços

7 - valores calculados a partir de K_i para as técnicas radiográficas de 5034 pacientes, espess. média 5,2 cm

8 - valores calculados a partir de K_i para as técnicas radiográficas de 596 pacientes, espess. média 4,9 cm

9 - valores calculados a partir de K_i para as técnicas radiográficas de 1126 pacientes, espess. média 5,8 cm

10 - valores calculados a partir de K_i para as técnicas radiográficas de 300 pacientes, espess. média 3,8 cm

11 - valores calculados a partir de K_i para as técnicas radiográficas de 250 pacientes, espess. média 3,9 cm

12 - valores calculados a partir de K_i para as técnicas radiográficas de 6943 pacientes, espess. média 5,4 cm

Os trabalhos encontrados na literatura referente à determinação da dose glandular média, D_g , adotam três abordagens distintas: a) D_g é determinada em condições de laboratório para a técnica radiográfica que fornece, para o simulador radiográfico CDMAM (ARTINIS, 2007) uma imagem que atende aos requisitos estabelecidos pelo protocolo europeu de qualidade em mamografia (EUROPEAN COMMISSION, 2006) para os limiares de resolução espacial e contraste (NHSBSP, 2008 e 2009), b) D_g é determinada a partir da medida de K_i para as técnicas radiográficas registradas para uma amostra de pacientes (HERMANN, 2002, GENNARO, 2004, MÓRAN, 2005, GENNARO, 2006, ZOETLIEF, 2006, JAMAL, 2003, TSAPAKI, 2008 e YOUNG, 2005) ou c) D_g é determinada a partir da medida de K_i para os parâmetros de exposição de um fantoma de PMMA de 4,5 cm de espessura para uma amostra de serviços (OLIVEIRA, 2007).

Os valores médios de D_g obtidos neste trabalho estão em concordância com os resultados de outros autores porém, é importante lembrar que nestes trabalhos foram usados os parâmetros de exposição empregados para radiografar pacientes de todas as espessuras de mama e neste estudo foram determinadas as distribuições de D_g para as pacientes com espessura de mama comprimida entre 5,5 e 6,5 cm. Além disso, a diferença entre os resultados pode ser atribuída aos modelos dosimétricos adotados nos vários trabalhos.

Os resultados deste trabalho confirmam a tendência de doses mais elevadas para os sistemas de mamografia computadorizada, CR e de doses mais baixas relatadas pelas publicações do NHSBSP (2008 e 2009) para os sistemas DR, quando comparadas com os sistemas de mamografia de tela-filme, SFM.

Pode ser visto na Tabela IV.9 que nenhum dos demais trabalhos da literatura apresenta resultados de D_g medidos diretamente em fantoma dosimétrico com TLDs posicionados nas profundidades correspondes ao tecido glandular no corpo

mamário para uma amostra de pacientes representativas da população que se submetem aos exames nos serviços de mamografia.

IV.7 Kerma no Ar Incidente (K_i) e Dose Glandular Média (D_g) em Função do Padrão Mamário.

A Tabela IV.10 mostra as médias do kerma no ar incidente, K_i , e a dose glandular média, D_g , para 392 pacientes com mamas comprimidas de espessura entre 5,5 e 6,5 cm em função do conteúdo de tecido glandular para os três sistemas mamográficos.

Tabela IV.10: Comparação estatística de K_i e D_g entre os quatro padrões mamários para os três sistemas de mamografia.

Sistema	Padrão Mamário							
	Kerma no Ar Incidente, K_i (mGy)				Comparação			
	1	2	3	4	1	2	3	4
SFM (N = 155)	8,28 ± 2,26	9,58 ± 3,25	11,38 ± 2,96	11,05 ± 8,15	*	*	***	***
CR (N = 111)	10,31 ± 2,61	11,58 ± 2,99	13,48 ± 4,08	11,77 ± 5,66	NS	NS	NS	NS
DR (N = 126)	4,41 ± 0,86	4,69 ± 1,04	5,64 ± 1,02	7,89 ± 2,22	*	*	**	***
	Dose Glandular Média, D_g (mGy)							
SFM (N = 155)	1,13 ± 0,31	1,23 ± 0,36	1,59 ± 0,42	1,85 ± 1,09	*	*	***	***
CR (N = 111)	1,40 ± 0,39	1,65 ± 0,39	1,86 ± 0,56	1,75 ± 0,88	NS	NS	NS	NS
DR (N = 126)	0,76 ± 0,12	0,84 ± 0,12	1,07 ± 0,14	1,83 ± 0,44	*	*	**	***

NS - a diferença entre as 4 médias não é significativa

* - menor valor de K_i e D_g

** - valor intermediário de K_i e D_g

*** - maior valor de K_i e D_g

A comparação estatística dos dados de K_i e D_g em função do conteúdo de tecido glandular mostrou que para as duas grandezas dosimétricas foram verificadas diferenças significativas entre o grupo de pacientes com glandularidade entre 0 e 50%

e o grupo de pacientes com glandularidade entre 50 e 100% para os sistemas SFM. Para os sistemas DR, foram observados três grupos distintos, os padrões 1 e 2 formando um único grupo e os padrões 3 e 4 formando grupos individuais. Para os sistemas CR não foi verificada diferença estatisticamente significativa entre os quatro padrões, tanto para K_i como para D_g . A razão pela qual isto ocorre para os sistemas CR não ficou clara ao longo deste trabalho. É necessário continuar o levantamento de dados para esses sistemas com o objetivo de esclarecer esta questão, principalmente pelo fato de que para os outros dois sistemas, são observadas diferenças de D_g entre os valores obtidos para os padrões 1 e 4 de 64% para os sistemas SFM e de 240% para os sistemas DR.

Capítulo V

CONCLUSÕES

Os resultados deste trabalho permitem elaborar as seguintes conclusões:

Os materiais confeccionados para o fantoma dosimétrico, simulam tanto a densidade como a atenuação do tecido adiposo e do tecido glandular constituintes da mama. A composição glandular e a espessura da mama comprimida pôde ser reproduzida dispondo-se as peças confeccionadas de conteúdo 0% e 100% glandular de forma variada. Desta forma pôde-se medir a dose glandular média, D_g , em várias profundidades, com o uso de dosímetros termoluminescentes, inseridos no interior deste fantoma.

A comparação dos modelos dosimétricos de determinação de D_g apresentou resultados estatisticamente diferentes. O modelo que determina D_g a partir do K_i usando os parâmetros de exposição registrados para o exame e fatores de conversão tabelados produz resultados maiores do que o modelo que utiliza o fantoma confeccionado neste trabalho para a dosimetria em mamografia por medições diretas, com o uso de dosímetros termoluminescentes no interior do fantoma.

As doses glandulares médias, D_g , para as pacientes que fazem o exame em equipamentos de mamografia digital (DR) são, em média, 33% mais baixas do que as que fazem em equipamentos de filme-tela convencional (SFM). As doses glandulares médias, D_g , para as pacientes que fazem o exame em equipamentos de mamografia computadorizada (CR) são, em média, 25% mais altas do que as que fazem em equipamentos de filme-tela convencional (SFM).

A análise estatística da diferença das médias tanto de K_i como de D_g entre os sistemas de mamografia mostrou um efeito significativo das características técnicas ($p < 0.05$).

Entre os dois equipamentos de mamografia digital (DR) foi observada uma diferença estatisticamente significativa tanto para K_i como para D_g . O equipamento que emprega técnicas radiográficas exclusivamente com a combinação alvo/filtro de W/Rh produziu uma distribuição de valores de D_g com média 9,4% abaixo da distribuição produzida pelo outro equipamento que emprega técnicas radiográficas com Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh.

Não foi observada diferença estatisticamente significativa de D_g entre os equipamentos de mamografia computadorizada (CR). Por outro lado, os dois equipamentos de mamografia convencional (SFM) apresentaram médias para o valor de D_g estatisticamente diferentes.

Para todas as 126 pacientes radiografadas nos dois equipamentos DR os valores de K_i foram inferiores ao valor de referência de 12 mGy estabelecido pelo terceiro quartil da distribuição de K_i obtida para os sistemas filme-tela convencional.

Para 42,9% das pacientes radiografadas no equipamento SFM do serviço 1, os valores de K_i foram acima do valor de referência de 12 mGy e para as pacientes do serviço 2, também com o equipamento SFM, este percentual foi de 10,6%. Isto indica a necessidade de otimização das técnicas radiográficas empregadas nestes serviços.

Para 34,8% das pacientes radiografadas no equipamento CR do serviço 3, os valores de K_i foram acima do valor de referência de 12 mGy e para as pacientes do serviço 4, também com o equipamento CR, este percentual foi de 53,3%. Isto indica a necessidade de otimização das técnicas radiográficas e, principalmente o ajuste da sensibilidade dos digitalizadores de imagem nestes serviços.

A comparação estatística dos dados de K_i e D_g para as 392 pacientes com espessura da mama comprimida entre 5,5 e 6,5 cm em função do conteúdo de tecido glandular mostrou que para as duas grandezas dosimétricas foram verificadas diferenças significativas entre o grupo de pacientes com glandularidade entre 0 e 50% e o grupo de pacientes com glandularidade entre 50 e 100%.

Sugestões para trabalho:

- Aperfeiçoar e desenvolver o fantoma dosimétrico, acrescentando os objetos de teste para avaliação da qualidade da imagem.
- Realizar medidas em outras faixas de espessura e também em outras marcas de equipamentos nos vários sistemas disponíveis.
- Incluir na legislação brasileira, “Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico” (MS, 1998) os níveis de referência para a Dose Glandular Média, conforme os protocolos internacionais.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AAPM (American Association of Physicists in Medicine), 2006, "Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems", **AAPM Report 10**. College Park, MD (USA).
- AAPM (American Association of Physicists in Medicine), 1990, "Equipments Requirements and Quality Control for Mammography", **AAPM Report 7**. College Park, MD (USA).
- ABNT (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS), 1998, **Guia para a Expressão da Incerteza de Medição**. 2ª edição Brasileira, Rio de Janeiro.
- ACR (AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY), **Mammography Accreditation Program, Submitting Clinical Images**. – Disponível em <http://www.acr.org>. Acesso em: 09.01.2009.
- ACR (AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY), 1999, **Mammography Quality Control Manual**. Reston, VA, Seção 2, pp. 225-330.
- ALMEIDA, B. L., BACK, D. F. , LANG, E. , FELCMAN, J., 2009, "Two new copper(II) polyamine compounds: Synthesis, characterization and crystal structure", **Inorganica Chimica Acta**, v. 362, p. 346-350, 2009.
- ALVARENGA, F. L., OLIVEIRA, P. M. C., SQUAIR, P. L., *et al*, 2005, "Análise Metrológica de Testes de Constância em Aparelhos de Raios X Médico e Convencional", **International Nuclear Atlantic Conference (INAC)**, Santos, Brasil.

- ARGO, W. P., HINTENLANG, K., HINTENLANG, D., 2004, "A tissue-equivalent phantom series for mammography dosimetry", ***Journal of Applied Clinical Medical Physics***, vol.5, n. 4, Fall.
- BARBERO, M. P., 2004, ***Image Quality and Dose in the Piemonte Mammographic Screening Program***. Tese de D.Sc., Dipartimenti di Fisica/Università Degli Studi Di Torino, Itália.
- BICRON (BICRON RADIATION MEASUREMENTS PRODUCTS), 2000, ***Model 5500 Automatic TLD Reader with WinREM'***. Operator's Manual, Publication No. 5500-W-O-0900-002, Saint-Gobain Ceramics & Plastics, USA.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer, 2004, ***Controle do Câncer de Mama: Documento de Consenso***. Rio de Janeiro, Brasil.
- BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A., LEIDHOLDT, JR. *et al.*, 2002, ***The Essencial Physics of Medical Imaging***. 2nd ed., Philadelphia, USA, Lippincott Williams & Wilkins.
- CIRS (COMPUTERIZED IMAGING REFERENCE SYSTEMS INC.), 1995, "Tissue Equivalent Breast Phantom Research Set", ***Technical Paper, Model 12A***, Virginia, April.
- CnesWeb - CADASTRO NACIONAL DE ESTABELECIMENTOS DE SAÚDE, 2009. Disponível em: <http://cnes.datasus.gov.br/> Acesso em: 06 de fevereiro de 2009, 16:56h.
- DA ROSA, L.A.R., 1999, ***Dosimetria Termoluminescente Aplicada à Física Médica***. Apostila do Curso de Radioproteção em Radioterapia, Instituto de Radioproteção e Dosimetria, IRD, CNEN, Rio de Janeiro, Brasil.

- DANCE, D.R., 1990, Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose, *Phys. Med. Biol.*, v35, pp. 1211–1219.
- DANCE, D.R., SKINNER, C.L., YOUNG, K.C., BECKETT, J.R., KOTRE, C.J., 2000, “Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol”, *Phys. Med. Biol.*, v. 45, pp. 3225–3240.
- DANCE, D. R., HUNT, R. A., BAKIC, P. R., *et al.*, 2005, “ Breast Dosimetry Using High-Resolution Voxel Phantoms”, *Radiat. Prot. Dosimetry*, v. 114, pp. 354-363.
- EUROPEAN COMMISSION, 1996, “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.
- EUROPEAN COMMISSION, 2000, “Recommendations for Patient Dosimetry in Diagnostic Radiology Using TLD”, ZOETELIEF, J., JULIUS, H. W., CHRISTENSEN, P., *Report EUR 19604 EN*, The British Library, Luxembourg.
- EUROPEAN COMMISSION, 2006, *European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis*. 4th edition. In PERRY N., BROEDERS M., DE WOLF C. *et al.* (eds): Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- FIFE, I., 1991, “The Physical Dimensions of the Compressed Breast”, *Br. J. Radiol.*, v. 64, pp. 73–74.
- FIGUEIRA, R. N. M., DOS SANTOS, A. I., CAMARGO, M. E., KOCH, H. A., 2003, “Fatores que Influenciam o Padrão Radiológico de Densidade das Mamas”, *Radiologia Brasileira*, v.36(5), pp.287-291, Brasil.

- FREITAS, A.G., KEMP, C., LOUVEIRA, M.H., *et al.*, 2006, Mamografia Digital: Perspectiva Atual e Aplicações Futuras. **Radiologia Brasileira**, v. 39(4): pp.287-296, Brasil.
- FUJISAK, T., KIMURA, M., SAYITO, H., *et al.*, 2006, "Production Design and Evaluation of a Novel Breast Phantom with Various Breast Glandular Fractions", **Radiat Med.**, v. 24, pp. 647-652.
- GAONA, E., 2002, **Los Rayos X en Mamografía: Cáncer, Física y Control de Calidad**. 1ª. ed., México, Distribuidora y Editora Mexicana S.A. de C.V.
- GEISE, R. A., 1996, "Composition of Mammographic Phantom Materials", **Radiology**, v. 198 (February), pp. 347-350.
- GENNARO, G., BALDELLI, P., TAIBI, A. *et al.*, 2004, "Patient Dose In Full-Field Digital Mammography: An Italian Survey", **European Radiology**, v 14: pp. 645-652.
- GENNARO, G., DI MAGGIO, C., 2006, "Dose Comparison Between Screen/Film and Full-Field Digital Mammography", **Eur Radiol**, v.16, pp.2559-2566.
- GENTRY, J. R., DEWERD, L. A., 1996, "TLD Measurements of *in vivo* Mammographic Exposures and the Calculated Mean Glandular Dose Across the United States", **Med. Phys.**, v. 23, n. 6, pp. 899-903.
- HAMMERSTEIN, G. R., MILLER, D. W., WHITE, D. R. *et al.*, 1979 "Absorbed Radiation Dose in Mammography", **Radiology**, v. 130 (February), pp. 485-49.
- HAUS AG, YAFFE MJ., 2000, "Screen- Film and Digital Mammography", **Radiologic Clinics of North America**, Volume 38, Number 4, July.

HEMDAL B., ANDERSSON I, THILANDER KLING, A et al., 2002, "Mammography – recent technical developments and their clinical potential". **Swedish radiation Protection Authority**, Report 2002:08.

HERMANN, K., OBENAUER, S., MARTEN, K., *et al.*, 2002, "Average Glandular Dose with Amorphous Silicon Full-Field Digital Mammography: Clinical Results", **Rofo, Fortschr auf dem Geb der Rontgenstr und der Bildgebenden Verfahren**, v. 174, n. 6, pp. 696-699.

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.

IAEA (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY), 1996 "International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources", **Safety Series No. 115**, Vienna.

IAEA (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY), 2005, "Optimization of the radiological protection of patients: Image quality and dose in mammography" (coordinated research in Europe) - **IAEA TECDOC-1447**, MAY.

IAEA (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY), 2007, "Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice", **Technical Reports Series No. 457**, Vienna.

ICRP (INTERNACIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION), 1987, Statement from the 1987 Como Meeting of the ICRP, **ICRP Publication 52**, Pergamon Press, Oxford and New York.

ICRP (INTERNACIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION), 1996, Radiological Protection and Safety in Medicine, **ICRP Publication 73**, Pergamon Press, Oxford and New York.

ICRP (INTERNACIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION), 2002, Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values, **ICRP Publication 89**, Pergamon Press, Oxford and New York.

ICRU (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS), 1989, "Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement", **Journal of the ICRU**, Report 44, Maryland.

ICRU (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS), 1998, "Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation", **Journal of the ICRU**, Report 60, Maryland.

ICRU (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS), 2005, "Measurement Methods", **Journal of the ICRU**, Report 74, v.5, n.2, pp. 35-53.

IEC (INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION), 2007, "Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments – Part 3-2:Acceptance Tests – Imaging Performance of Mammographic X-Ray Equipment", **Report IEC 61223-3-2**, Second Edition, Geneva.

INCa (INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER), 2009. Disponível em <http://www.inca.gov.br> Acesso em 23 de fevereiro de 2009, às 19:40h.

IPSM (INSTITUTE OF PHYSICAL SCIENCES IN MEDICINE), 1989, “The Commission and Routine Testing of Mammographic X-Ray Systems”, Topic Group, **Report 59**.

IRD/CNEN/MCT (INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA/COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR/MINISTÉRIO DA CIÊNCIA E TECNOLOGIA), 2002, **Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante**, Brasil.

JAMAL, N., NG, K.-H., MCLEAN, I.D., 2003, “A study of mean glandular dose during diagnostic mammography in Malaysia and some of the factors affecting it”, **Br. J. Radiol.** **76**, pp. 238–245.

JAMES J. J., 2004, “The Current Status of Digital Mammography”, **Clinical Radiology**, **59**, pp. 1-10.

KLEIN, R., AICHINGER, H., DIERKER, J., *et al.*, 1997, “Determination of Average Glandular Dose with Modern Mammography Units for Two Large Groups of Patients”, **Phys. Med. Biol.**, v. 42, pp. 651-671.

KOCH, H.A., 1996, AZEVEDO, C. M., BOECHAT, A. L., *et al.*, “Radiologia da Mama- Qualidade em Mamografia”, **Radiologia Brasileira**, v.27, pp.257-259.

KRUGER, R. L., SCHUELER, B. A., 2001, “A Survey of Clinical factors and Patient Dose in Mammography”, **Med. Phys.**, v. 28 (7), pp. 1449-1454.

LEITZ, Leitz W. and Jönsson H. 2001, “Patientdoser från röntgenundersökningar i Sverige – sammanställning av resultaten från sjukvårdens rapportering 1999”. SSI Rapport 2001:1. **Swedish Radiation Protection Authority**, Stockholm, Sweden.

- MAHADEVAPPA M., AAPM/RSNA, 2004, "Physics Tutorial for Residents: Digital Mammography: An Overview". *RadioGraphics*, v.24: pp. 1747-1760.
- MAURÍCIO, C. L. P., 1993, **Noções de Dosimetria Termoluminescente: Aplicação em Dosimetria Individual**. Instituto de Radioproteção e Dosimetria, IRD, CNEN, Rio de Janeiro, Brasil.
- MENEZES, C. J. M., 2008, **Modelo Computacional para Desenvolvimento do Sistema de Avaliação para Aparelhos de Raios X Odontológicos Intra-Orais - "Cartão Dosimétrico Odontológico"**. Tese de D.Sc., CTG/UFPE, Recife, PE, Brasil.
- MICHIELSEN, K., JACOBS, J., LEMMENS, K., *et al.*, 2008, "Results of a European Dose Survey for Mammography", *Radiation Protection Dosimetry*, v. 129, n. 1-3, pp. 199-203.
- MIETTINEN, A., PIRINEN, M., 2003, "The Dose and Image Quality in Mammography Practice in Finland", **STUK-B-STO 52**, Finland.
- MILANO, F. *et al.*, 2000, "Evaluation of the Effect of a Quality Control Programme in Mammography on Technical and Exposure Parameters", *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 90, Nos. 1-2, pp. 263-266.
- MÓRAN, P., CHEVALIER, M., TEN, J., *et al.*, 2005, "A Survey of Patient Dose and Clinical Factors in a Full-Field Digital Mammography System", *Radiation Protection Dosimetry*, v. 114, n. 1-3, pp. 375-379.
- MS (MINISTÉRIO DA SAÚDE), 1998, **Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico** – Portaria nº. 453- Diário Oficial da União nº 103, 02 de junho de 1998.

MS/INCa (MINISTÉRIO DA SAÚDE – INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER), 2007, ***Mamografia: da Prática ao Controle***. Rio de Janeiro, Coordenação de Ensino e Divulgação Científica - Serviço de Divulgação Científica.

MS/ANVISA (MINISTÉRIO DA SAÚDE – AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA), 2005, ***Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança***. Brasília, Brasil, Editora Anvisa.

MURPHY, C., 2005, “An Overview of Radiological Technology in the Management of Breast Cancer”, ***The Canadian Journal Of Medical Radiation Technology***.

NCRP (NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS), 1986, “Mammography: A User’s Guide”, ***Report 85***, Bethesda.

NCS (NETHERLANDS COMMISSION ON RADIATION DOSIMETRY), 1993, “Dosimetric Aspects of Mammography”, ***Report 6***, Delft.

NHSBSP (NHS CANCER SCREENING PROGRAMMES), 2000, “Guidelines on Quality Assurance Visits”, ***NHSBSP Publication No. 40***, October.

NHSBSP (NHS CANCER SCREENING PROGRAMMES), 2003, “Review of Radiation Risk in Breast Screening”, ***NHSBSP Publication No. 54***, February.

NHSBSP (NHS CANCER SCREENING PROGRAMMES), 2008, “Technical Evaluation of the GE Essential Full Field Digital Mammography System”, ***NHSBSP Equipment Report 0803***, May.

OBENAUER, S., HERMANN, K. P., GRABBE, E., 2005, “Applications and literature review of the BI-RADS classification”, ***Eur. Radiol.***, v.15, pp. 1027-1036.

- PASQUALETE, H., KOCH, H.A., SOARES-PEREIRA, P.M. *et al*, 1998, **Mamografia Atual**. Revinter, Rio de Janeiro, Brasil.
- PARKIN D.M., BRAY F.I., DEVESA S.S., 2001, “Cancer Burden in the Year 2000. The Global Picture”, **Eur. J. Cancer**, Oct; v.37 Suppl. 8: pp. 54-66.
- PEIXOTO, J. E., 1993, Qualidade da Imagem em Mamografia, **Rev. Bras. Cancerol.**, v. 39 (3): pp.127-133.
- PERNICKA, F., MCLEAN, I. D., 2006, **Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice**. International Atomic Energy Agency.
- ROSENSTEIN, M., 2008, “Diagnostic Reference Levels for Medical Exposure of Patients: ICRP Guidance and Related ICRU Quantities”, **Healthy Physics**, v.95, n.5, pp.528-534.
- ROTHENBERG, L. N., 1993, “Exposures and Doses in Mammography”. In. **Syllabus; A Categorical Course in Physics Technical Aspects of Breast Imaging**. 2.ed RSNA e AAPM, pp. 111-117, Eds. HAUS, A. G., YAFFE, M.J.
- SALGADO, M. F., 2005, **Desenvolvimento de um Instrumento de Medida para Controle da Qualidade de Aparelhos de Raios X Odontológico**. Dissertação de Mestrado, UFMG – Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil.
- TOMON, J. J., JOHNSON, T. E., SWENSON, K. N. *et al.*, 2006, “Applicability of ACR Breast Dosimetry Methodology to a Digital Mammography System”, **Med. Phys.** 33 (3), March.
- TSAPAKI, V., TSALAFOUTAS, I. A., POGA, V., *et al*, 2008, “Investigation of Breast Dose in Five Screening Mammography Centres in Greece”, **J. Radiol. Prot.**, v.28, pp. 337-346.

- WHITE, D. R., MARTIN, R.J., DARLISON, R., 1977, "Epoxy Resin Based Tissue Substitutes", *British Journal of Radiology*, 50, 814-821.
- WU, X., BARNES, G.T., TUCKER, D.M., 1991, "Spectral Dependence of Glandular Tissue Dose in Screen–Film Mammography", *Radiol.*, v.179, pp. 143–148.
- YOUNG, K.C., BURCH, A., 2000, "Radiation Doses Received in the UK Breast Screening Programme in 1997 and 1998", *Br. J. Radiol.* 73, pp. 278–287.
- YOUNG, K.C., BURCH, A., ODUKO, J. M., 2005, "Radiation Doses Received in the UK Breast Screening Programme in 2001 AND 2002", *Br. J. Radiol.*v. 78, pp. 207–218.
- YOUNG K.C., 2006, "Recent developments in digital mammography", *Imaging*; v.18 (2): pp. 68-74.
- ZANGRANDI, M. L., 2005, *Calibração de Dosímetros Termoluminescentes para a Avaliação de Dose em Pacientes em Radiodiagnóstico*. Dissertação de Bacharelado, UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- ZOETELIEF, J., VELDKAMP, W. J. H., THIJSSSEN, M.A.O., *et al*, 2006, "Glandularity and Mean Glandular Dose Determined for Individual Women at Four Regional Breast Cancer Screening Units in The Netherlands", *Phys. Med. Biol.*, v. 51, pp. 1807-1817.