

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E
INFORMÁTICA INDUSTRIAL**

AMANDA CRISTINA DOS SANTOS

**AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM E DOSE NA PACIENTE
EM MAMOGRAFIA ANALÓGICA E DIGITAL**

DISSERTAÇÃO

**CURITIBA
2011**

AMANDA CRISTINA DOS SANTOS

**AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM E DOSE NA PACIENTE
EM MAMOGRAFIA ANALÓGICA E DIGITAL**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Ciências do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin

**CURITIBA
2011**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

- S237 Santos, Amanda Cristina dos
Avaliação da qualidade da imagem e dose na paciente em mamografia analógica digital /
Amanda Cristina dos Santos.— 2011.
77 f. : il. ; 30 cm
- Orientador: Hugo Reuters Schelin.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-
graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Curitiba, 2011.
Bibliografia: f. 74-77.
1. Mamografia. 2. Radiação – Dosimetria. 3. Mamas – Imagem. 4. Dosímetros. 5. Simulação
(Computadores). 6. Engenharia elétrica – Dissertações. I. Schelin, Hugo Reuters, orient. II.
Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica
e Informática Industrial. III. Título.

CDD (22. ed.) 621.3

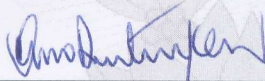
Título da Dissertação Nº 577:

**“Avaliação da Qualidade da Imagem e Dose na
Paciente em Mamografia Analógica e Digital”**

por

Amanda Cristina dos Santos

Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de MESTRE EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Campus Curitiba, às 14h do dia 30 de agosto de 2011. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:



Prof. Hugo Reuters Schelin, Dr.
(Presidente – UTFPR)



Prof. Margio Cezar Loss Klock, Dr.
(UFPR – LITORAL)



Prof. João Antonio Palma Setti, Dr.
(UTFPR)



Visto da coordenação:

Prof. Fábio Kurt Schneider, Dr.
(Coordenador do CPGEI)

Dedico este trabalho à minha mãe, Ana Luiza, que se desdobrou em muitas para me ajudar a conquistar a realização deste trabalho e dos meus estudos.

E dedico este trabalho a todos da minha família, que me seguraram nos momentos de maior provação.

Muito obrigada pelo apoio!

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, sem a vontade d'Ele nada seria possível.

À minha família, sempre disponível a apoiar e sempre torcendo pelo melhor.

Ao queridíssimo Emerson Segundo, que fez de sua tão grande paciência a minha fonte de segurança e calma a qualquer momento.

Aos pesquisadores e professores Hugo Schelin e Valeriy Denyak, pelo apoio acadêmico e sugestões de grande valia.

À Lorena Porto e à Ana Bunick, cujas idéias e sugestões alavancaram o trabalho.

Ao grande amigo Edney Milhoretto, pelo apoio sempre presente e amizade inestimável.

Ao Adriano Legnani, pela ajuda e sugestões de última hora.

Aos pesquisadores Helen Khoury e João Tilly Jr., pelo apoio operacional e auxílio científico na área da Física Médica, indispensáveis ao trabalho.

Aos doutores José Leonel e Marilu pelo apoio científico na área da Medicina, igualmente indispensáveis ao trabalho.

RESUMO

SANTOS, Amanda Cristina dos. **Avaliação da Qualidade da Imagem e Dose na Paciente em Mamografia Analógica e Digital**. 2011. 77f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2011.

Este trabalho foi motivado por um estudo maior, proposto pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA). O objetivo do trabalho foi estimar o kerma incidente (K_i) e a dose glandular média (D_G) em pacientes submetidas a mamografias nas projeções crânio-caudal (CC) e médio-lateral-oblíqua (MLO), nos sistemas de aquisição de imagens analógico e digital CR. A estimativa foi realizada através de cálculos matemáticos, tendo como base estudos computacionais utilizando simulações de Monte Carlo. Este estudo fez parte de um estudo maior em mamografia, coordenado pela IAEA, cujos dados fizeram parte da representação dos dados brasileiros no estudo da América Latina. Foram escolhidas mamografias cuja mama exposta tinha aproximadamente 50% de glandularidade e 50% de adiposidade. Dados da técnica radiográfica utilizada nos exames, assim como a espessura da mama comprimida, foram registrados em planilhas específicas e o cálculo foi realizado com base em testes de rendimento do tubo de raios X dos mamógrafos. Além disso, as mamografias acompanhadas foram analisadas quanto a critérios de qualidade da imagem. Foram acompanhadas 100 exposições, sendo 50 analógicas e 50 digitais. Os resultados mostraram que as imagens foram predominantemente aceitas quanto aos critérios de qualidade da imagem estabelecidos pela IAEA, com melhores resultados do sistema digital. Os valores de K_i e D_G encontrados para o objeto simulador estavam de acordo com o recomendado, mas os calculados para as pacientes estavam mais altos, principalmente o K_i . O sistema digital obteve doses mais baixas e melhor qualidade de imagem. Os resultados sugerem que os exames devem ser realizados com o devido cuidado, de maneira a oferecer qualidade de imagem para o diagnóstico em doses tão baixas quanto razoavelmente exequíveis. O treinamento contínuo dos profissionais da mamografia deve ser realizado de maneira a oferecer exames adequados ao diagnóstico, protegendo os pacientes e mantendo a qualidade do serviço a todos.

Palavras-chave: Mamografia. Dosimetria. Dose glandular média.

ABSTRACT

SANTOS, Amanda Cristina dos. **Evaluation of Image Quality and Patient Dosis in Analog and Digital Mammography.** 2011. 77f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2011.

This work has been motivated by a larger study, proposed by the International Atomic Energy Agency (IAEA). The aim of this work was to estimate the incident kerma (K_i) and mean glandular dose (D_G) in patients who underwent mammograms in craniocaudal projections (CC) and mediolateral-oblique (MLO), at analog and digital systems. The estimation was performed using mathematical calculations based on computational studies using Monte Carlo simulations. This study was part of a larger study in mammography, coordinated by the IAEA, whose data were included in the representation of Brazilian data in the study of Latin America. Mammograms with 50% of glandular tissue and 50% of fat were selected. Data from the radiographic technique used in the examinations, as well as the compressed breast thickness were recorded in spreadsheets and specific calculation was made based on output tests of the X-ray tube for mammography. In addition, the mammograms were analysed with the criteria of image quality. The amount of examinations was 100 mammograms, 50 analog and 50 digital. The results showed that the images were largely accepted as the criteria for image quality established by the IAEA, with better results from digital system. The values of K_i and D_G for the phantom were according to the recommended, but those calculated for the patients were higher, especially the K_i . Digital system produced lower dosis and better results on image quality. The results suggests that the examinations must be conducted with due care in order to offer image quality in dosis as low as reasonably achievable. The permanent training of mammographers should be conducted in a manner to provide exams with quality, protecting the patient and maintaining the quality of service to all patients treated.

Key-words: Mammography. Dosimetry. Mean glandular dosis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Anatomia da mama em corte sagital	18
Figura 2 – Representação esquemática e terminologia do sistema de ductos lactíferos.....	18
Figura 3 – Distribuição das taxas de incidência de câncer de mama por 100 mil mulheres.....	20
Figura 4 – Taxas de mortalidade por 100 mil mulheres para os cinco cânceres mais incidentes nessa população, nos anos de 2001 a 2008	20
Figura 5 – Incidência do câncer de mama por 100 mil mulheres por faixa etária. A seta indica a posição do gancho de Clemmesen no gráfico da esquerda. O gráfico da direita está em escala semi-logarítmica para melhor visualização do efeito.	21
Figura 6 – Espectro de emissão de um tubo de raios X com alvo de molibdênio na esquerda. À direita, espectro do mesmo tubo com filtração de molibdênio, onde há a atenuação dos raios X de freamento.....	26
Figura 7 – Efeito Heel. A radiação formada no alvo do anodo é mais intensa do lado do catodo e menos intensa do lado do anodo. Isso ocorre devido à diferença de comprimento nos caminhos percorridos pelos raios formados dentro do alvo do anodo.	28
Figura 8 – Exemplo de uma mamografia em incidência crânio-caudal.	32
Figura 9 – Exemplo de uma mamografia em incidência médio-lateral-oblíqua.	33
Figura 10 – Mamógrafo do campo de coleta A: GE Senographe DMR Plus.....	43
Figura 11 – Objeto simulador de mama Gammex RMI 156.	43
Figura 12 – Estrutura interna e disposição dos corpos de teste no interior do objeto simulador utilizado neste trabalho.	44
Figura 13 – Mamógrafo do campo de coleta B: Hologic Lorad M-IV.	46
Figura 14 – Gráfico do rendimento do mamógrafo analógico, medidos com conjunto anodo/filtro de Mo/Mo, 80 mAs e 58 cm de distância foco-câmara	54
Figura 15 – Gráfico do rendimento do mamógrafo digital, medidos com conjunto anodo/filtro de Mo/Rh, 50 mAs e 54 cm de distância foco-câmara.....	55
Figura 16 - Porcentagem de adequação aos critérios de qualidade de imagem para exames analógicos em projeção CC.....	57
Figura 17 – Porcentagem de adequação aos critérios de qualidade de imagem para exames analógicos em projeção MLO.	57
Figura 18 – Porcentagem de adequação aos critérios de qualidade de imagem para exames digitais em projeção CC.....	58
Figura 19 – Porcentagem de adequação aos critérios de qualidade de imagem para exames digitais em projeção MLO.	58
Figura 20 – Distribuição de frequências para a tensão de pico (kVp) e a carga (mAs) nos exames em projeção CC no sistema analógico.	59
Figura 21 – Distribuição de frequências para a tensão de pico (kVp) e a carga (mAs) nos exames em projeção MLO no sistema analógico.....	59
Figura 22 – Distribuição de frequências para a tensão de pico (kVp) e a carga (mAs) nos exames em projeção CC no sistema digital.	60

Figura 23 – Distribuição de frequências para a tensão de pico (kVp) e a carga (mAs) nos exames em projeção MLO no sistema digital.....	60
Figura 24 – Valores médios de kerma incidente e dose glandular média para cada faixa de espessuras em projeção CC no sistema analógico.	61
Figura 25 – Valores médios de kerma incidente e dose glandular média para cada faixa de espessuras em projeção MLO no sistema analógico.....	61
Figura 26 – Valores médios de kerma incidente e dose glandular média para cada faixa de espessuras em projeção CC no sistema digital.	62
Figura 27 – Valores médios de kerma incidente e dose glandular média para cada faixa de espessuras em projeção MLO no sistema digital.....	62

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Combinações anodo-filtro adequadas para cada faixa de espessuras de mama comprimida, assim como o kVp sugerido.....	26
Tabela 2 – Coeficientes de conversão c_{DG} , K_i , $PMMA$ usados para o cálculo da dose glandular média de uma mama de aproximadamente 5 cm de espessura comprimida com 50% de glandularidade a partir do kerma incidente no ar de um objeto simulador de PMMA.....	51
Tabela 3 – Critérios de qualidade da imagem da Comissão Européia para mamografias em incidências crânio-caudais e médio-lateral-obliquas.....	53
Tabela 4 – Valores estimados para o kerma incidente e a dose glandular média para o arranjo experimental com o objeto simulador, medidos com 28 kVp, conjunto anodo/filtro de Mo/Mo e distância foco-câmara de 59 cm	55
Tabela 5 – Análise da imagem do objeto simulador. A exposição foi realizada com 28 kVp e 88 mAs a 59 cm do foco.....	56
Tabela 6 – Valores das constantes calculados a partir dos valores de camada semi-redutora (CSR), que por sua vez, foram calculados através de arranjo experimental e da equação 7.....	56
Tabela 7 – Valores calculados de kerma incidente para a faixa de espessuras de $5,0 \pm 0,5$ cm em mamografias realizadas pelo sistema analógico. Nível de referência: 10 mGy.....	63
Tabela 8 – Valores calculados de kerma incidente para a faixa de espessuras de $5,0 \pm 0,5$ cm em mamografias realizadas pelo sistema digital. Nível de referência: 10 mGy.....	63
Tabela 9 – Valores calculados de dose glandular média para a faixa de espessuras de $4,2 \pm 0,5$ cm em mamografias realizadas pelo sistema analógico. Nível de referência: 3 mGy.....	63
Tabela 10 – Valores calculados de dose glandular média para a faixa de espessuras de $4,2 \pm 0,5$ cm em mamografias realizadas pelo sistema digital. Nível de referência: 3 mGy.....	64
Tabela 11 – Porcentagens de adequação dos valores médios de kerma incidente e dose glandular média encontrados neste trabalho com os níveis de referência estabelecidos na literatura (EC, 1996; ACR 1999).....	70

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ACR	American College of Radiology
AEC	controle automático de exposição
Al	alumínio
CC	crânio-caudal
cm	centímetro
CR	computed radiography
CSR	camada semi-redutora
D	dose absorvida
Dg	dose glandular média
DR	digital radiography
FDA	Food and Drug Administration
Gy	Gray (J/kg)
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
INCA	Instituto Nacional do Câncer
IP	<i>imaging plate</i>
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
J	Joule
K	kerma
Ke	kerma no ar na superfície de entrada
keV	quilo-elétron-volt
kg	quilograma
kgf	quilograma-força
Ki	kerma incidente no ar
kVp	tensão de pico
mAs	carga
mGy	mili-Gray
MLO	médio-lateral-oblíqua
mm	milímetro
mmAl	milímetros de alumínio
Mo	molibdênio
NCRP	National Council on Radiation Protection and Measurements
OMS	Organização Mundial da Saúde
PMMA	polimetilmetacrilato
RCBP	Registros de Câncer de Base Populacional
Rh	ródio
TLD	dosímetro termoluminescente
W	tungstênio

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
1.1 MOTIVAÇÃO	15
1.2 OBJETIVOS.....	15
1.2.1 Objetivo geral	15
1.2.2 Objetivos específicos	16
1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	16
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	17
2.1 ANATOMIA DA MAMA	17
2.2 O CÂNCER DE MAMA	19
2.3 MODALIDADES EM MAMOGRAFIA	22
2.3.1 Diagnóstico	22
2.3.2 Rastreamento.....	23
2.4 A MAMOGRAFIA.....	23
2.4.1 Técnica radiográfica.....	24
2.4.2 Combinação anodo/filtro	25
2.4.3 Ponto focal	26
2.4.4 Efeito Heel.....	27
2.4.5 Compressão das mamas	28
2.4.6 Grades	29
2.4.7 Controle Automático de Exposição	30
2.5 INCIDÊNCIAS MAMOGRÁFICAS	30
2.5.1 Crânio-caudal.....	31
2.5.2 Médio-lateral-oblíqua.....	32
2.5.3 Considerações sobre as incidências	34
2.6 A MAMOGRAFIA DIGITAL	34
2.7 DOSIMETRIA	36
2.7.1 Kerma.....	36
2.7.2 Kerma Incidente no Ar.....	37
2.7.3 Kerma no Ar na Superfície de Entrada.....	37
2.7.4 Dose absorvida	38
2.7.5 Dose glandular média	38
2.8 DOSIMETRIA EM MAMOGRAFIA.....	39
2.8.1 Medidas com objetos simuladores	39

2.8.2	Medidas com pacientes.....	40
3.	METODOLOGIA.....	42
3.1	O CAMPO DE COLETA A	42
3.2	O CAMPO DE COLETA B	45
3.3	CÁLCULO DO KERMA INCIDENTE E DOSE GLANDULAR MÉDIA.....	46
3.3.1	Determinação do Rendimento.....	47
3.3.2	Determinação do Kerma Incidente no Ar para o Objeto Simulador.....	48
3.3.2.1	Determinação do valor do mAs	48
3.3.2.2	Medição do kerma incidente no ar com o valor de mAs obtido	49
3.3.3	Determinação da Camada Semi-Redutora	49
3.3.4	Determinação do coeficiente de conversão <i>cDG, Ki, PMMA</i>	51
3.3.5	Determinação da Dose Glandular Média	51
3.3.6	Avaliação da Imagem do Objeto Simulador	52
3.3.7	Avaliação das Mamografias das Pacientes.....	52
4.	RESULTADOS	54
4.1	RENDIMENTO DOS MAMÓGRAFOS.....	54
4.2	KERMA INCIDENTE NO AR, DOSE GLANDULAR MÉDIA E AVALIAÇÃO DA IMAGEM DO OBJETO SIMULADOR.....	55
4.3	CAMADA SEMI-REDUTORA	56
4.4	QUALIDADE DAS IMAGENS MAMOGRÁFICAS.....	57
4.5	KERMA INCIDENTE NO AR E DOSE GLANDULAR MÉDIA NAS PACIENTES.....	59
5.	DISCUSSÃO E CONCLUSÕES.....	65
5.1	ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	65
5.1.1	Kerma Incidente no Ar e Dose Glandular Média no Objeto Simulador	65
5.1.2	Qualidade da Imagem em Mamografia	66
5.1.3	Técnicas Utilizadas	69
5.1.4	Kerma Incidente no Ar e Dose Glandular Média em Pacientes Reais	69
5.2	CONCLUSÕES.....	71
5.3	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	73
	REFERÊNCIAS.....	74

1. INTRODUÇÃO

A mamografia é a radiografia da mama que permite a detecção precoce do câncer, por ser capaz de mostrar lesões em fase inicial, muito pequenas, da ordem de meio milímetro (MS, 2011). No exame, a mama é comprimida para que seu achatamento possibilite a redução da dose de radiação, a uniformização dos tecidos, além de manter a mama imóvel.

O objetivo da mamografia é detectar o câncer quando ele ainda não é palpável em um exame clínico médico ou através do auto-exame realizado pela paciente. Descobertas precoces de cânceres mamários através da mamografia aumentam muito as chances de um tratamento bem-sucedido (SIEMENS, 2011).

A mamografia é isoladamente o mais importante método de obtenção de imagens para o diagnóstico de alterações na mama. Seu emprego engloba:

- Rastreamento – mamografias realizadas em pacientes assintomáticas com a finalidade de detecção precoce de anormalidades no tecido mamário;
- Diagnóstico – mamografias realizadas em mulheres com sinais ou sintomas sugestivos de câncer de mama (MS, 2007).

O aumento da detecção de casos de câncer de mama, associado à redução da mortalidade por essa causa no continente Norte-Americano e em países do Norte Europeu, tem sido atribuído, em parte, à introdução do rastreamento mamográfico e ao tratamento adequado dos casos identificados. No Brasil, a inexistência de um rastreamento estruturado gera um retardo no diagnóstico e na instituição de terapêutica adequada, ocasionando tanto um aumento de incidência dos casos quanto da mortalidade deles decorrente (MS, 2005).

Quando comparada com as demais modalidades de radiodiagnóstico, a imagem radiográfica da mama é a que requer o mais alto padrão técnico de execução. Isso 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 (COUTINHO, 2009). 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).

Os dois princípios básicos de proteção radiológica do paciente, como recomendado pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) são a justificação da prática e a otimização da proteção, considerando os níveis de referência daquela prática. Estes princípios estão incorporados por normas internacionais de segurança (IAEA, 1996), que define atualmente os requisitos internacionalmente aceitos para a segurança da radiação (IAEA, 2005).

A justificação é o primeiro passo em proteção radiológica. Nenhuma exposição diagnóstica é justificável sem uma indicação clínica válida, não importando o quão boa venha a ser a imagem obtida. Todo exame deve resultar em um benefício para o paciente. Uma vez que um exame diagnóstico tenha sido clinicamente justificado, a proteção radiológica do paciente deve ser otimizada, o que significa que as doses envolvidas no exame devem ser tão baixas quanto razoavelmente exequíveis (NCRP, 1990), desde que a imagem obtida permita o diagnóstico. Entretanto, pouca atenção tem sido dada a esse assunto (IAEA, 2005).

Na área da otimização da proteção em radiodiagnóstico, particularmente em mamografia, há uma considerável margem tanto para melhoria da qualidade da imagem quanto para a redução da dose. Medidas simples e de baixo custo estão disponíveis para reduzir as doses sem perda de informação diagnóstica. A otimização da proteção no radiodiagnóstico não significa necessariamente a redução de doses para o paciente. É fundamental que a confiança no diagnóstico com o uso da imagem não seja comprometida (IAEA, 2005).

O Basic Safety Standards (IAEA, 1996) e a ICRP (1996) defendem o uso de níveis de referência (ou de orientação) como um auxílio na otimização da proteção em exposições médicas. Níveis de referência oferecem uma indicação da dose na realização de um exame de raios X, com o uso de boas práticas, em um paciente médio, sob circunstâncias clínicas normais, utilizando de tecnologia e técnicas atuais de obtenção de imagens (IAEA, 2005).

Há a necessidade de avaliar a situação da otimização da proteção radiológica em mamografia, identificar os pontos onde é necessário agir e desenvolver ações corretivas para melhoria. A Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) tem desenvolvido pesquisas em todo o mundo, de maneira a determinar níveis de referência seguros para as exposições médicas e comparar os

valores encontrados em exames rotineiros em serviços de radiodiagnóstico com os níveis de referência estabelecidos (IAEA, 2005). Em mamografia, este estudo fez parte dos dados colhidos para a representação dos exames brasileiros, na pesquisa que envolveu os países da América Latina (IAEA, 2009).

1.1 MOTIVAÇÃO

Uma mamografia de qualidade é imprescindível para a realização de um diagnóstico correto, que mostre se a paciente está, de fato, acometida de alguma doença ou não. Entretanto, em sendo um exame que se utiliza de radiação ionizante para obter a imagem, e uma vez que a radiação ionizante poderia vir a induzir a formação de câncer, o cuidado com a técnica empregada deve ser constante em um serviço de mamografia.

A importância da realização de uma mamografia de qualidade na detecção precoce do câncer de mama e a possibilidade de um câncer radioinduzido decorrente da exposição à radiação ionizante, motiva e justifica a realização de estudos e pesquisas nessa área, dada a importância tanto da qualidade da imagem como das doses depositadas nas pacientes.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

O objetivo geral deste trabalho é a realização de medidas e cálculos dosimétricos em exames radiológicos de mamografia em dois sistemas de aquisição de imagens: o analógico e o digital.

1.2.2 Objetivos específicos

Os objetivos específicos deste trabalho são:

- Determinar o kerma incidente no ar e a dose glandular média em exposições de mamografia em projeções crânio-caudal (CC) e médio-lateral-oblíqua (MLO) nos sistemas analógico e digital;
- Análise das imagens mamográficas segundo os critérios de qualidade da imagem em mamografia, definidos pela Comissão Européia (EC, 1996).

1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

A dissertação está organizada em cinco capítulos. No primeiro é feita uma introdução sobre o tema que será abordado, enfatizando a importância deste, as motivações que levaram ao seu desenvolvimento e a definição de seus objetivos. No segundo capítulo faz-se uma revisão da literatura relacionada com o presente trabalho, bem como a fundamentação teórica necessária para a compreensão e o bom andamento do leitor ao longo da dissertação. No terceiro capítulo foi relatada a metodologia da tomada de dados e as equações utilizadas para o cálculo das grandezas definidas nos objetivos. No quarto capítulo são mostrados os resultados, que serão discutidos e concluídos no quinto capítulo, onde também serão propostas sugestões de trabalhos futuros.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 ANATOMIA DA MAMA

A mama é uma glândula modificada que se desenvolve a partir do sulco mamário do embrião. Ela consiste de três tecidos principais: fibroso, glandular e adiposo. Localiza-se na parede do tórax entre a clavícula e o sexto a oitavo arcos costais. O tecido mamário pode ser encontrado medialmente até o esterno e lateralmente até a linha axilar média, podendo o seu ápice alcançar o alto da axila. A mama encontra-se junto ao músculo peitoral maior e o curso das fibras musculares é oblíquo, das costelas ao úmero (Figura 1) (KOPANS, 2007).

A glândula mamária consiste de 15 a 20 glândulas isoladas (lobos) compostos por um número variável de ductos glandulares e lóbulos. Estes são envolvidos por um tecido conjuntivo colagenoso ou tecido de sustentação. Um lóbulo é formado por cerca de 30 brotos terminais (ácinos), que formam a porção parenquimatosa dos glóbulos glandulares. Ácinos e ductos terminais encontram-se circundados por mesênquima frouxo (tecido intralobular). O lóbulo com seus brotos terminais, assim como um curto segmento ductal intralobular e um segmento ductal extralobular mais longo, formam a unidade ductolobular terminal. Todos os ductos terminais desembocam em um ducto excretor periférico, que se conecta fora do lóbulo em direção ao mamilo, assim como os ductos excretores principais (Figura 2) (HEYWANG-KÖBRUNNER, 1999).

O corpo glandular é envolto por tecido adiposo, sendo permeado por vasos sanguíneos e linfáticos e encontrando sustentação de tecido conjuntivo através dos ligamentos de Cooper. Estes se formam a partir do tecido de sustentação do corpo glandular e inserem-se na fáscia pré-peitoral e na pele. O corpo glandular, que pode variar muito em forma, tamanho e composição, converge para o mamilo de forma geralmente simétrica, mais acentuada nos quadrantes superiores externos (HEYWANG-KÖBRUNNER, 1999).

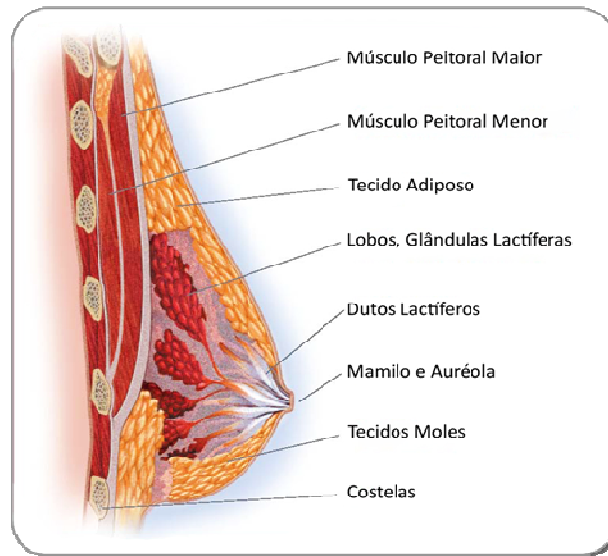


Figura 1 – Anatomia da mama em corte sagital

Fonte: Ápice Produtos Médicos, 2011.

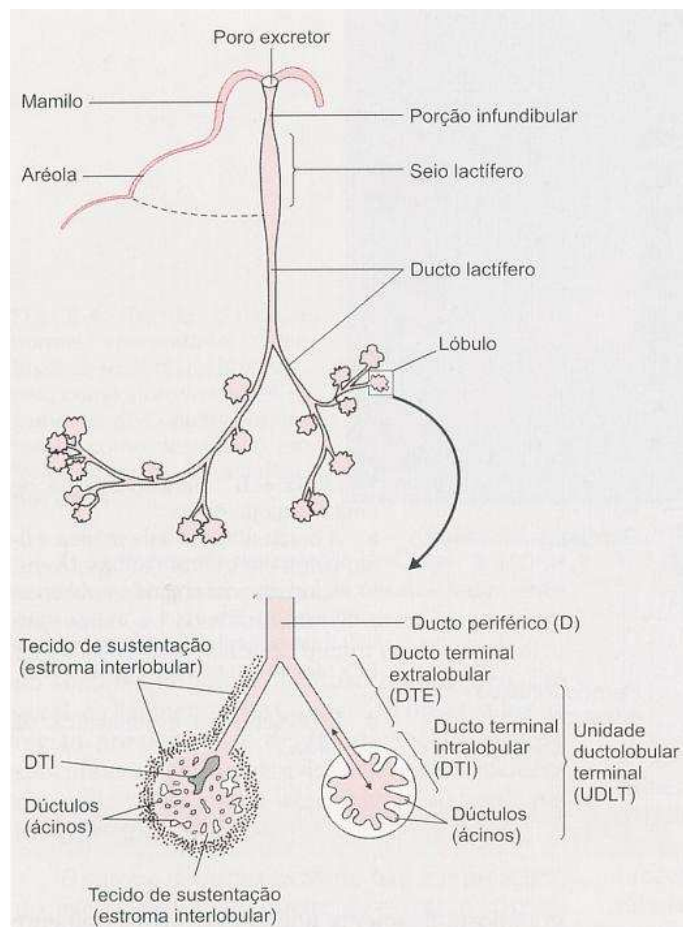


Figura 2 – Representação esquemática e terminologia do sistema de ductos lactíferos.

Fonte: HEYWANG-KÖBRUNNER, 1999, pág. 123.

2.2 O CÂNCER DE MAMA

O câncer de mama é um importante problema de saúde pública no Brasil e no mundo. A Organização Mundial da Saúde (OMS) estima que, por ano, ocorram mais de 1.050.000 casos novos de câncer de mama em todo o mundo, o que o torna o câncer mais freqüente entre as mulheres. A cada ano, cerca de 22% dos casos novos de câncer em mulheres são de mama (MS, 2009).

As áreas com maior incidência de câncer de mama são: América do Norte, Europa e Austrália. A incidência é baixa em regiões menos desenvolvidas da África subsaariana e no Sul e Leste da Ásia, incluindo Japão, onde o risco de desenvolvê-lo até a idade de 75 anos é um terço do encontrado em países ricos (MS, 2009).

No Brasil, informações processadas pelos Registros de Câncer de Base Populacional (RCBP), disponíveis para 16 cidades brasileiras, mostram que, na década de 90, este foi o câncer mais freqüente no país, à exceção de Belém, onde o câncer de colo do útero foi o mais incidente. Além da grande incidência, o câncer de mama representa a primeira causa de morte por câncer em mulheres, registrando-se um aumento de 76% nas taxas de mortalidade em pouco mais de duas décadas: a taxa de mortalidade por 100 mil mulheres aumentou de 5,77 em 1979 para 10,15 em 2002 (MS, 2009).

As estimativas nacionais para o ano de 2010 serão válidas também para o ano de 2011, e apontam para a ocorrência de 49 mil novos casos de câncer de mama. Para os RCBP analisados, os maiores valores das taxas médias de incidência anuais, ajustadas por idade por 100 mil mulheres, foram encontrados em Porto Alegre (91,8), Belo Horizonte (72,7) e São Paulo (29,1). A menor taxa foi observada na cidade de Cuiabá (49,6) (Figura 3) (MS, 2009).

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 (Figura 4), muito provavelmente porque a doença ainda é diagnosticada em estágios avançados. Na população mundial, a sobrevida média após cinco anos é de 61%, sendo que para países desenvolvidos, essa sobrevida aumenta para 73%, já nos países em desenvolvimento fica em torno de 57% (MS, 2009).

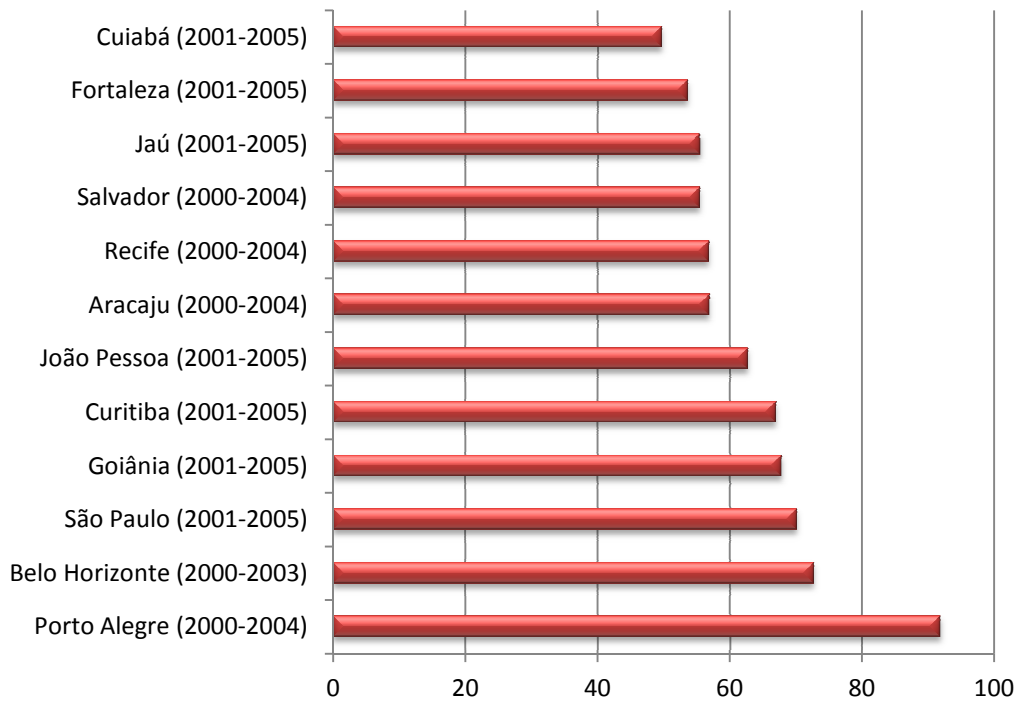


Figura 3 – Distribuição das taxas de incidência de câncer de mama por 100 mil mulheres.

Fonte: MS, 2009.

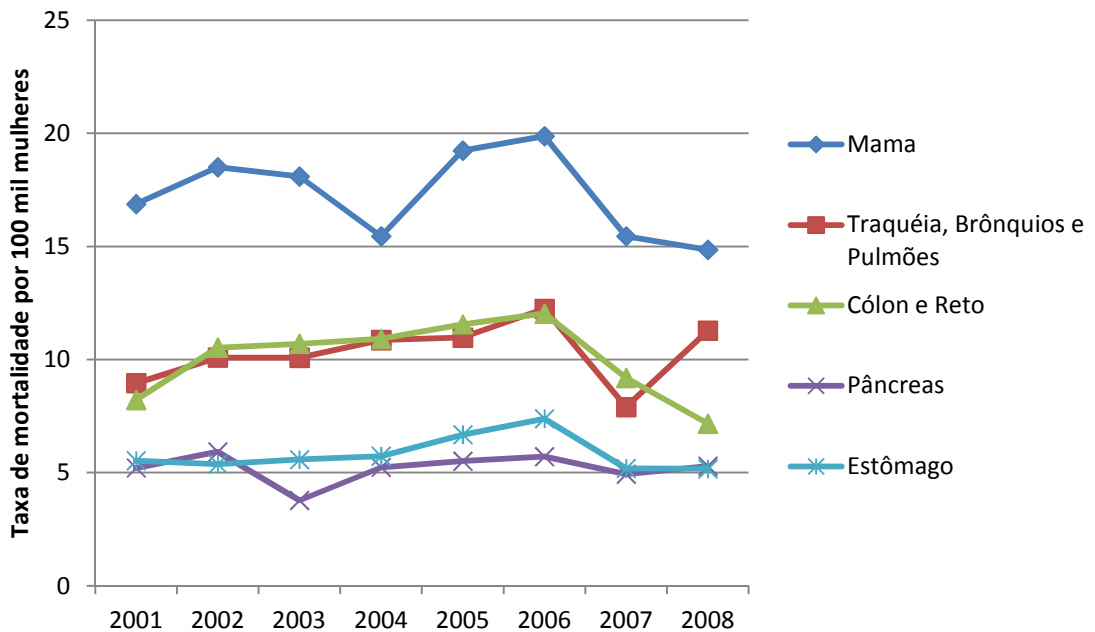


Figura 4 – Taxas de mortalidade por 100 mil mulheres para os cinco cânceres mais incidentes nessa população, nos anos de 2001 a 2008

Fonte: MS, 2009.

A etiologia do câncer de mama é multifatorial e envolve fatores individuais, ambientais, reprodutivos, hormonais e genéticos. A idade é um dos mais importantes fatores de risco, pois enquanto é relativamente raro desenvolvê-lo antes dos 35 anos, as chances aumentam rapidamente até os 50. Posteriormente, esse aumento ocorre de forma mais lenta. Essa mudança no comportamento da taxa é conhecida na literatura como “o gancho de Clemmesen” (“Clemmesen’s Hook”), que pode ser visto na Figura 5. A incidência do câncer passa a crescer em um ritmo reduzido a partir do início da menopausa. Essa característica é mais bem percebida no gráfico com eixos em escala semi-logarítmica (MS, 2009).

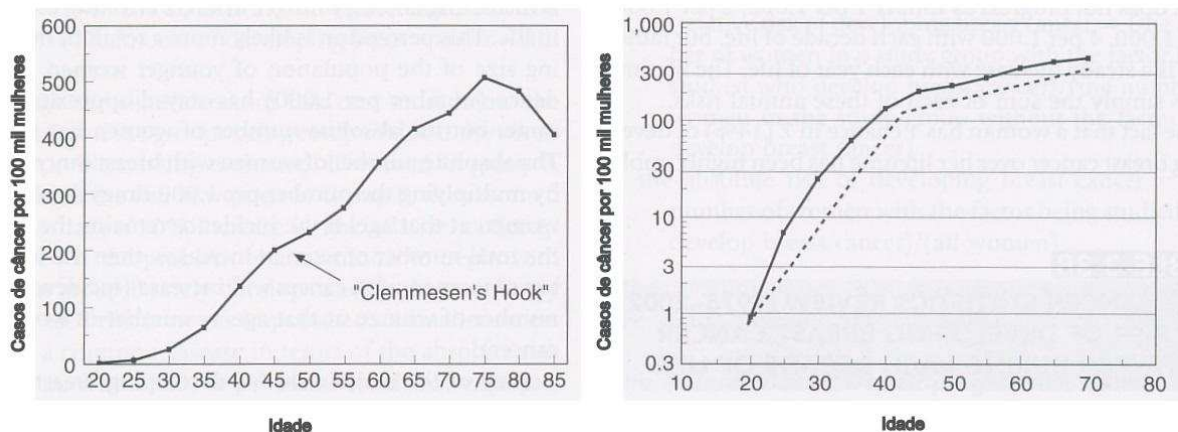


Figura 5 – Incidência do câncer de mama por 100 mil mulheres por faixa etária. A seta indica a posição do gancho de Clemmesen no gráfico da esquerda. O gráfico da direita está em escala semi-logarítmica para melhor visualização do efeito.

Fonte: Modificado de KOPANS, 2007, Pág. 90.

Outros fatores como padrão de dieta alimentar e consumo de álcool podem elevar o risco de desenvolver o câncer de mama. Exposições ambientais, como à radiação ionizante, mesmo que em baixas doses, principalmente durante a puberdade, aumentam o risco. Ao contrário do câncer do colo de útero, o câncer de mama encontra-se relacionado ao processo de urbanização da sociedade, evidenciando maior risco de adoecimento entre mulheres com elevado status socioeconômico (MS, 2009).

Os fatores de risco relacionados à vida reprodutiva da mulher (menarca precoce, nuliparidade, idade da primeira gestação a termo acima dos 30 anos, número de filhos, uso de contraceptivos orais, menopausa tardia e terapia de

reposição hormonal) já estão bem estabelecidos, porém ainda existem controvérsias em relação a abortos (induzidos ou não). A amamentação é considerada um fator de proteção e está associada a um menor risco de desenvolver esse tipo de câncer. Embora a hereditariedade seja responsável por apenas 10% do total de casos de câncer de mama, mulheres com história familiar dessa neoplasia, especialmente se uma ou mais parentes de primeiro grau (mãe, irmãs, filhas) foram acometidas antes dos 50 anos, apresentam maior risco de desenvolver a doença (MS, 2009).

A prevenção primária dessa neoplasia ainda não é totalmente possível devido à variação dos fatores de risco e às características genéticas que estão envolvidas na sua etiologia. Novas estratégias de rastreamento adequadas para países em dificuldades orçamentárias têm sido estudadas e, até o momento, a mamografia, para mulheres com idade entre 50 e 69 anos, é recomendada como método efetivo para detecção precoce da doença (MS, 2009).

2.3 MODALIDADES EM MAMOGRAFIA

2.3.1 Diagnóstico

A mamografia diagnóstica é aquela realizada em mulheres que apresentam sinais e sintomas indicativos de câncer de mama. Os sintomas mais freqüentes do câncer de mama são: nódulo palpável (no auto-exame das mamas ou no exame clínico), espessamento (presença de uma região mais endurecida na palpação da mama, sem que seja possível delimitar um nódulo), descarga papilar (secreção das mamas fora do ciclo puerperal) e controle radiológico de lesão provavelmente benigna (exames de seis em seis meses para controle no primeiro ano e anualmente nos dois anos seguintes).

A mastalgia (dor nas mamas), apesar de muito freqüente, não representa indicação de mamografia, pois o sintoma “dor”, além de não representar sintoma de câncer de mama, não tem expressão correspondente em imagens. Nos casos de mastalgia, a realização da mamografia seguirá o padrão de rastreamento, de acordo com a faixa etária da paciente (MS, 2007).

2.3.2 Rastreamento

O rastreamento refere-se a exames realizados regularmente em um grupo assintomático da população, com o objetivo de detectar câncer de mama clinicamente oculto em um estágio inicial (HEYWANG-KÖBRUNNER, 1999).

A mamografia foi a modalidade de rastreamento usada em estudos clínicos controlados que mostrou uma significativa redução da mortalidade da população com câncer de mama. A mamografia não é um exame de rastreamento ideal. É difícil de ser realizado, interpretado e muitas mulheres o consideram um procedimento desconfortável. Apesar disso, é uma ferramenta sensível para a detecção de anormalidades na mama, principalmente microcalcificações (LEE, 2003).

No Brasil, o rastreamento mamográfico para mulheres de 50 a 69 anos é a estratégia recomendada para controle do câncer de mama. As recomendações do Ministério da Saúde para detecção precoce e diagnóstico são baseadas no *Documento de Consenso para Controle do Câncer de Mama*, de 2004 (MS, 2004), que considera como principais estratégias de rastreamento um exame mamográfico, pelo menos a cada dois anos, para mulheres de 50 a 69 anos, e o exame clínico anual das mamas, para mulheres de 40 a 49 anos. Para as mulheres de grupos populacionais considerados de risco elevado para câncer de mama (com história familiar de câncer de mama em parentes de primeiro grau), recomendam-se o exame clínico da mama e a mamografia, anualmente, a partir de 35 anos (MS, 2009).

2.4 A MAMOGRAFIA

O exame de mamografia tornou-se clinicamente aceitável com a introdução do molibdênio como alvo e filtro do mamógrafo em 1966 e à utilização de receptores de imagens dedicados, com emulsão simples em 1972. A partir de 1990, técnicas com o uso de grades, ênfase na compressão, geradores de alta frequência (ripple <

5%) e o controle automático de exposição (AEC) tornaram a mamografia um excelente método de obtenção de imagens da mama (BUSHONG, 2008).

Sistemas de aquisição de imagens convencionais são inaceitáveis para mamografia, porque esta requer particularidades em termos de instrumentação, técnica e operação (BUSHONG, 2008).

Um sistema de mamografia dedicado é desenvolvido de maneira a oferecer flexibilidade no posicionamento do paciente e que tenha um sistema de compressão efetivo. Além disso, são necessários grade de baixa razão, AEC e um tubo de raios X com microfoco. Essas características são altamente desejáveis, mas sem um gerador de alta-frequência e uma combinação correta de anodo/filtro, o resultado final do exame não será satisfatório. Isso faz da mamografia um exame difícil de ser bem realizado e interpretado, uma vez que possui inúmeras variáveis que podem influenciar na obtenção da imagem final (BUSHONG, 2008).

2.4.1 Técnica radiográfica

Devido à densidade de massa e o número atômico dos tecidos que compõem a mama serem tão similares, técnicas radiográficas convencionais são inadequadas. No intervalo de 70 a 100 kVp, o espalhamento Compton predomina em tecidos moles, dessa forma, a absorção diferencial dentro de tecidos moles é mínima, assim como o contraste da imagem obtida. Baixa tensão de pico deve ser utilizada para maximizar a ocorrência do efeito fotoelétrico e, por conseguinte, aumentar a absorção diferencial (BUSHONG, 2008).

Portanto, mamografias requerem técnicas de baixa tensão de pico para tornar as estruturas da mama mais visíveis. Como a tensão é reduzida, a penetrabilidade do feixe de raios X também é reduzida, o que por outro lado requer um aumento na carga. Se a tensão é demasiado baixa, um grande aumento na carga pode ser necessário, o que pode ser inaceitável devido ao aumento da dose no paciente. Fatores de técnica de aproximadamente 23 a 28 kVp são utilizados como um compromisso efetivo entre o aumento da dose para baixas tensões e a redução na qualidade da imagem para altas tensões (BUSHONG, 2008).

2.4.2 Combinação anodo/filtro

A radiação originada nos tubos de raios X não é monoenergética, mas consiste de um espectro de energias de radiação. Como o espectro da radiação que fornece a imagem tem grande influência sobre o contraste e a dose de radiação, deve-se levar em consideração a amplitude em energias desse espectro e a intensidade máxima da radiação (HEYWANG-KÖBRUNNER, 1999).

O espectro de radiação que se origina no anodo depende da tensão aplicada e do material do anodo. As combinações de anodo/filtro que podem ser encontradas nos mamógrafos são: molibdênio/molibdênio (Mo/Mo), tungstênio/molibdênio (W/Mo), molibdênio/ródio (Mo/Rh), tungstênio/ródio (W/Rh) e ródio/ródio (Rh/Rh), sendo essa a ordem crescente de fornecimento de espectros mais ricos em energia. Os espectros mais energéticos são adequados aos exames de mamas grandes e densas, com grande quantidade de tecido glandular e conjuntivo. A combinação molibdênio/molibdênio é a mais comum, pois oferece um espectro eficiente na obtenção de imagens de qualidade de mamas de espessura padrão, mais comuns (HEYWANG-KÖBRUNNER, 1999).

O uso de um filtro do mesmo material do alvo do anodo permite que o tecido da mama seja exposto aos raios X característicos da camada K e reduz a intensidade dos raios X de freamento de baixas e altas energias, estreitando o espectro de radiação gerado. O espectro oferecido por uma combinação Mo/Mo mostra a quase ausência da formação de raios X de freamento (Figura 6). A maior parte de radiação formada é característica, com energias de 17 e 19 keV resultantes de interações na camada K. Os raios X de freamento são produzidos mais facilmente em alvos com alto número atômico em comparação com alvos de baixo número atômico. Atualmente, todos os mamógrafos possuem a combinação Mo/Mo, sendo as demais acessórios opcionais (BUSHONG, 2008).

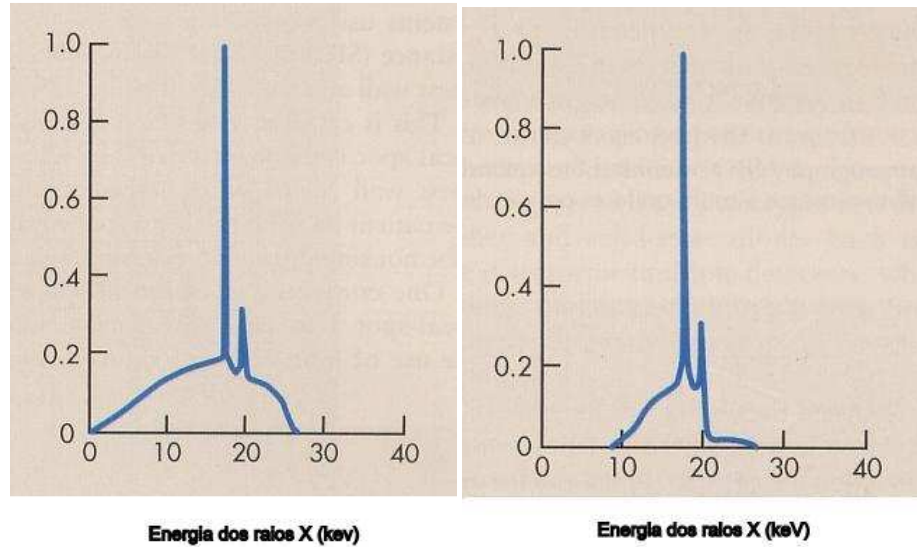


Figura 6 – Espectro de emissão de um tubo de raios X com alvo de molibdênio na esquerda. À direita, espectro do mesmo tubo com filtração de molibdênio, onde há a atenuação dos raios X de freamento.

Fonte: Modificado de BUSHONG, 2008, pág. 325.

Na Tabela 1, há exemplos de combinações anodo/filtro adequadas para cada faixa de espessuras de mama e a tensão sugerida para a obtenção de uma imagem de qualidade (BUSHONG, 2008).

Tabela 1 – Combinações anodo-filtro adequadas para cada faixa de espessuras de mama comprimida, assim como o kVp sugerido.

Espessura da mama comprimida	Combinação anodo/filtro	kVp sugerido
< 2 cm	Mo/Mo	24
3-4 cm	Mo/Mo	25, 26
5-6 cm	Mo/Rh	28
7-8 cm	Mo/Rh	32
7-8 cm	Rh/Rh	30

Fonte: BUSHONG, 2008, pág. 323.

2.4.3 Ponto focal

O tamanho do ponto focal é uma característica importante dos tubos de raios X de mamografia devido à alta demanda por resolução espacial. A obtenção de

imagens de microcalcificações, por exemplo, requer pequenos pontos focais. Tubos de raios X de mamografia geralmente têm pontos focais específicos: pequeno e grande, de 0,1 e 0,3 mm, respectivamente (BUSHONG, 2008).

Em todas as exposições é preferível a utilização do foco fino, entretanto, o desgaste do tubo seria intenso e, conseqüentemente, a sua vida útil. Dessa forma, há maneiras de reduzir o ponto focal (ponto focal efetivo) com mudanças no arranjo geométrico do anodo e inclinação do tubo. Para tanto, o ângulo do anodo deve ser de aproximadamente 23° e a inclinação do tubo de 6° . A inclinação do tubo de raios X para a obtenção de um ponto focal efetivo ainda menor assegura a exposição e obtenção da imagem dos tecidos próximos à parede torácica do paciente. Essa geometria deixa o raio central paralelo à parede torácica e não há a perda de informação de nenhum tecido adjacente (BUSHONG, 2008).

Normalmente, o catodo é posicionado do lado da parede torácica do paciente (lado mais espesso da mama). Dessa forma, pode-se tirar proveito do efeito Heel (BUSHONG, 2008).

2.4.4 Efeito Heel

O efeito Heel faz com que a intensidade do feixe de radiação emitido pelo anodo não seja uniforme. Raios que deixam o anodo em um ângulo maior são atenuados dentro do próprio material do alvo, por percorrerem um caminho mais longo em seu interior (Figura 7). Já os raios que deixam o anodo em ângulos menores são menos atenuados por percorrerem um menor caminho no interior do alvo. Dessa forma, a intensidade da radiação que sai do tubo de raios X é maior do lado do catodo do que do lado do anodo (HEYWANG-KÖBRUNNER, 1999).

Esse efeito é importante em mamografia porque o formato cônico das mamas requer que a intensidade de radiação próxima à parede torácica seja maior que a próxima dos mamilos, garantindo uma exposição uniforme. Isso pode ser conquistado através do posicionamento do catodo (lado com maior intensidade de radiação) do lado da parede torácica do paciente. Técnicas de compressão efetiva reduzem a importância desse efeito, uma vez que torna a espessura da mama mais uniforme, assim como a exposição dos tecidos (HEYWANG-KÖBRUNNER, 1999).

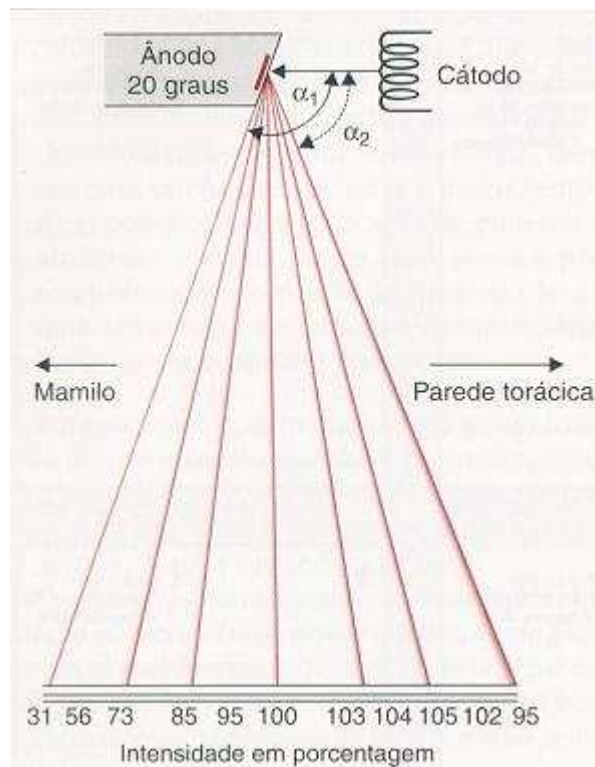


Figura 7 – Efeito Heel. A radiação formada no alvo do anodo é mais intensa do lado do cátodo e menos intensa do lado do anodo. Isso ocorre devido à diferença de comprimento nos caminhos percorridos pelos raios formados dentro do alvo do anodo.

Fonte: HEYWANG-KÖBRUNNER, 1999, pág. 18.

2.4.5 Compressão das mamas

A compressão é de extrema importância em mamografia, pois assegura bom posicionamento, imobilização do paciente, uniformidade na espessura da mama, espalhamento dos tecidos mamários, melhora na resolução e contraste da imagem e reduz a dose de radiação no paciente (MS, 2007).

Quando uma compressão vigorosa é utilizada, todo o tecido é trazido para bem próximo do filme/receptor, o que reduz o borramento e aumenta a resolução. Além disso, a compressão reduz a espessura da mama, o que reduz a radiação espalhada, contribuindo no aumento da nitidez das estruturas e melhora no

contraste da imagem. Por conseguinte, a redução da radiação espalhada reduz a dose final depositada no paciente (BUSHONG, 2008).

Segundo publicação do INCA, de 2007, preconiza-se a utilização de compressão eficiente, entre 13 e 15 kgf (MS, 2007, pág. 51).

2.4.6 Grades

O uso de grades ocorre para a redução da radiação de dispersão que não contribui para a formação da imagem e reduz o contraste. A grade fica localizada entre a mama e o receptor de imagens. Ela é formada por lamelas de chumbo que absorvem radiação incidindo transversalmente a elas, enquanto que a radiação que incide paralelamente a elas consegue passar. As lamelas são focalizadas para o ponto focal (HEYWANG-KÖBRUNNER, 1999).

Uma vez que a grade fica antes do receptor de imagem, esta poderia aparecer na imagem final, comprometendo o exame. Para que isso não aconteça, durante o período de exposição, a grade move-se rapidamente em direção vertical em relação ao percurso da radiação e posição das lamelas. Dessa forma não há a formação de linhas finas na imagem decorrentes da presença da grade no exame (HEYWANG-KÖBRUNNER, 1999).

O uso de grades com razões de 4:1 ou 5:1 é essencial para a obtenção de imagens de boa qualidade, apesar do aumento de dose que ela requer. O fator de grade deve ser menor que 2,5 para 30 kVp (LEE, 2003).

Em um exame onde uma grade de razão 4:1 é utilizada, a dose depositada no paciente praticamente dobra, em comparação a um exame realizado sem grade. Entretanto, esse aumento na dose é aceitável, devido ao significativo aumento no contraste da imagem (BUSHONG, 2008).

Com base no ganho evidente em qualidade da imagem, justifica-se completamente o aumento da dose de radiação com o uso da grade. O aumento da dose foi compensado através da utilização de sistemas filme-écran mais sensíveis, no caso da mamografia analógica (HEYWANG-KÖBRUNNER, 1999).

2.4.7 Controle Automático de Exposição

O controle automático de exposição (AEC) é um dispositivo que limita a exposição radiográfica a um nível pré-determinado. Isso é alcançado por meio de uma câmara de ionização ou um detector semi-condutor (diodo de estado sólido), cuja posição é ajustável (LEE, 2003).

O AEC desliga o feixe uma vez que tenha sido alcançada a dosagem requerida para uma densidade óptica média de 1,2-1,6. A posição do AEC deve ser tal que a mama sempre o cubra totalmente e deve estar abaixo de uma parte representativa do tecido glandular. A parte central do terço anterior da mama provou ser a melhor região para se posicionar o AEC, uma vez que é composta por tecido glandular relativamente uniforme. O posicionamento impróprio do AEC é a fonte de erro mais freqüente que causa uma exposição incorreta e a necessidade da repetição do exame (HEYWANG-KÖBRUNNER, 1999).

2.5 INCIDÊNCIAS MAMOGRÁFICAS

Na mamografia, há a diferenciação entre as incidências básicas e as incidências complementares. As incidências básicas, crânio-caudal e médio-lateral-oblíqua, representam a base de todos os exames. As incidências complementares esclarecem situações detectadas nas incidências básicas, servem para realizar manobras e estudar regiões específicas. As incidências complementares mais utilizadas atualmente são crânio-caudal forçada, *cleavage*, médio-lateral ou perfil externo, látero-medial ou perfil interno e caudo-cranial. As incidências complementares axilar e retromamária estão em desuso (MS, 2007).

Enquanto que as incidências básicas permitem a identificação ou a exclusão confiável de processos malignos na maioria dos pacientes, as incidências adicionais devem ser usadas sempre que as mamografias nos planos das incidências básicas sejam inconclusivas ou não permitam a visualização completa dos achados. É preferível qualquer incidência adicional a uma biópsia desnecessária ou a um carcinoma que não seja detectado (HEYWANG-KÖBRUNNER, 1999).

Como este trabalho baseou-se nas incidências básicas para determinar as grandezas kerma incidente e dose glandular média, apenas estas serão abordadas a seguir.

2.5.1 Crânio-caudal

A mama é projetada com o feixe de raios X indo da cabeça aos pés. Para tracionar a mama o mais afastado possível da parede torácica e, assim, obter uma maior quantidade de tecido exposto, a mama é levantada pela técnica e posicionada sobre o suporte de mama, tendo o sulco inframamário como indicação para a altura ideal do suporte. Logo após, a técnica realiza a manobra de tração e mobilização da mama enquanto realiza a compressão, soltando a mama lentamente (LOPES, 2000).

O mamilo deve estar centrado ou apontando ligeiramente em posição medial. Nessa incidência é importante visibilizar o tecido glandular medial o mais completamente possível (Figura 8). A incidência crânio-caudal serve também como segundo plano para a imagem da cauda axilar. Esta estrutura é rica em tecido glandular e deve ser analisada com cuidado, uma vez que é um sítio freqüente de neoplasias. Para maximizar a visibilização da cauda axilar, deve-se puxá-la firmemente para frente antes de realizar a compressão.

A incidência crânio-caudal deve mostrar:

- o mamilo em perfil e apontando para o centro do filme;
- a maior parte dos tecidos medial e lateral;
- a visualização do músculo peitoral maior na lateral do filme (possível de ocorrer em apenas 30% dos indivíduos);
- a profundidade do tecido mamário demonstrado deve ser igual ou não menos de um centímetro menor que a distância do mamilo ao músculo peitoral na projeção médio-lateral-oblíqua (LEE, 2003).

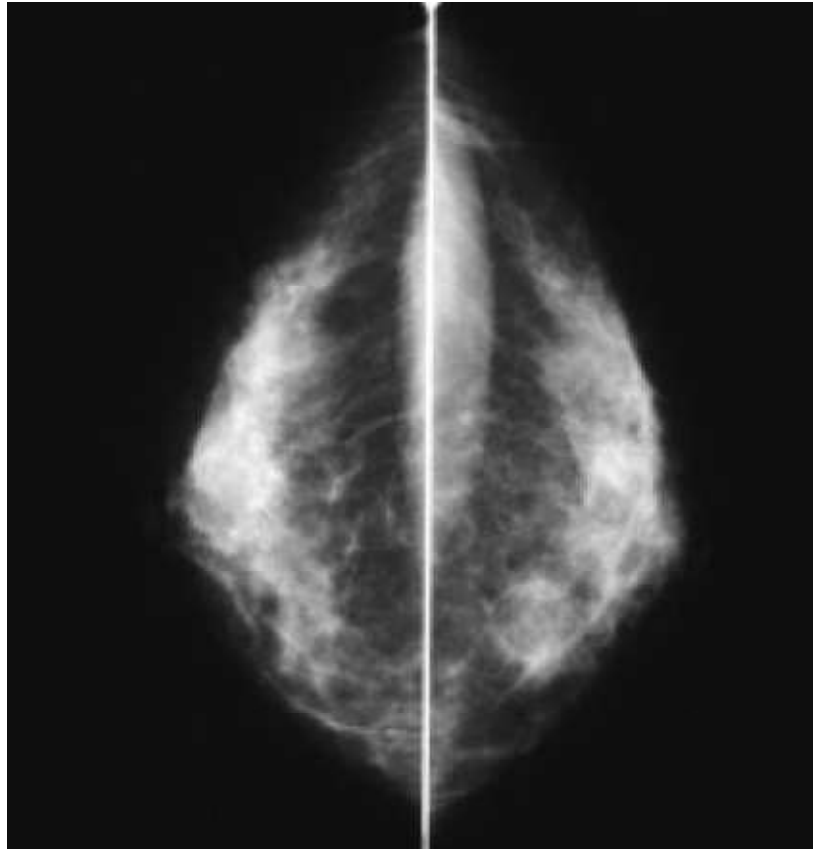


Figura 8 – Exemplo de uma mamografia em incidência crânio-caudal.

Fonte: MS, 2007, pág. 53.

2.5.2 Médio-lateral-oblíqua

A incidência médio-lateral-oblíqua (MLO) é considerada a incidência mais importante, uma vez que visibiliza melhor o tecido junto à parede do tórax e à cauda axilar. É a incidência que apresenta a maior probabilidade de incluir todo o tecido da mama. Foi concebida para maximizar a visibilização da axila inferior e do quadrante superior externo. A maioria dos carcinomas pode ser visibilizada na incidência médio-lateral-oblíqua (HEYWANG-KÖBRUNNER, 1999).

A mama é projetada com o feixe de raios X indo da região superior medial para a inferior lateral. A angulação do tubo de raios X pode variar de 45° a 60° segundo LOPES (2000, pág. 30), ou entre 30° e 70° segundo HEYWANG-KÖBRUNNER (1999, pág. 39). Isso vai depender do eixo da mama do paciente na caixa torácica, e varia bastante de pessoa pra pessoa.

O suporte da mama deve estar paralelo ao músculo peitoral maior, o que permitirá uma melhor mobilização do tecido glandular para longe da parede torácica. A mama deve ser posicionada sobre o suporte da mama, centralizada, junto à linha axilar anterior. Deve-se assegurar que na imagem apareçam as partes mediais do tecido mamário e o sulco inframamário (Figura 9). Ainda tracionando e mobilizando a mama, a técnica fará a compressão, de maneira a não permitir a formação de pregas na pele (HEYWANG-KÖBRUNNER, 1999).

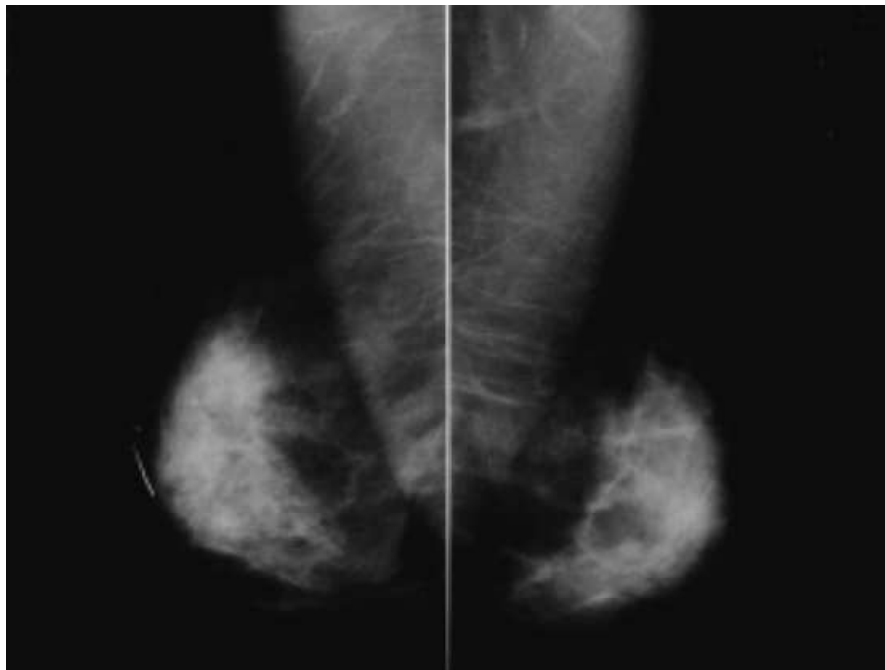


Figura 9 – Exemplo de uma mamografia em incidência médio-lateral-obliqua.

Fonte: MS, 2007, pág. 54.

A incidência médio-lateral-obliqua deve mostrar:

- o ângulo inframamário;
- o mamilo em perfil;
- o mamilo erguido ao nível da borda inferior do músculo peitoral maior;
- o músculo peitoral maior ao longo da borda do filme, em angulação apropriada para o paciente (geralmente de 20° a 35° com a vertical) (LEE, 2003).

2.5.3 Considerações sobre as incidências

Como o tecido da mama frequentemente envolve a margem lateral do músculo peitoral maior, a imagem geral da mama é melhor visualizada em projeção médio-lateral-oblíqua. A melhor maneira de obter maior quantidade de tecido na imagem é posicionando de maneira que o plano de compressão seja paralelo às fibras oblíquas da borda livre do músculo. Isso permite que uma tração máxima da mama seja feita, de maneira que ela possa ser posicionada totalmente sobre o filme ou detector e que a compressão seja mais confortável. Além disso, também há a possibilidade de avaliação da porção da mama que se encontra lateralmente ao músculo e se estende até a axila (KOPANS, 2007).

No período pré-menopausa, os tecidos fibrosos e glandulares da mama são estruturados em vários ductos, glândulas e tecido conjuntivo. Estes são rodeados por uma camada fina de gordura. A aparência radiográfica dos tecidos glandular e conjuntivo são de alta densidade óptica. Mamas de mulheres no período pós-menopausa caracterizam-se pela degeneração do tecido fibroglandular e aumento do tecido adiposo. O tecido adiposo possui menor densidade óptica e requer menos exposição. O tecido mamário mais sensível ao aparecimento de câncer radioinduzido é o tecido glandular (BUSHONG, 2008).

Se um achado maligno é encontrado, ele aparece como uma distorção do padrão normal de ductos e tecido conjuntivo. Aproximadamente 80% dos cânceres de mama são ductais e podem ter depósitos de microcalcificação associados, que aparecem como pequenos grãos de tamanhos variados. Em se tratando de detecção do câncer de mama, microcalcificações menores que aproximadamente 0,5 mm são de interesse. A incidência do câncer de mama é maior no quadrante superior externo da mama (BUSHONG, 2008).

2.6 A MAMOGRAFIA DIGITAL

O sistema écran-filme, associado a um equipamento específico para o exame de mamografia, e o registro da imagem na película através de reações de

agentes químicos, até hoje, vem sendo o método mais comum para a realização de mamografias. Entretanto, com o avanço de novas técnicas de aquisição de imagens médicas, a pesquisa de achados clínicos da mama vem passando por um avanço considerável com o diagnóstico digital (IANELLI, 2011).

A princípio, o sistema digital foi criado para a redução da dose efetiva, pois devido à placa de fósforo utilizada possuir uma latitude de exposição ampla, técnicas de menor exposição podem ser empregadas em alguns sistemas digitais, sem que ocorra a perda de informações diagnósticas (IANELLI, 2011).

A aquisição da imagem se dá por meio da utilização de um detector ao invés de um chassi com um écran e um filme radiográfico. Vários tipos de detectores são utilizados em mamografia digital, tais como detectores pontuais, de linha, de linhas múltiplas e detectores de área. No sistema CR (computed radiography), que é o sistema de um dos mamógrafos utilizados neste trabalho, o mamógrafo pode ser o mesmo do sistema analógico, do tipo écran-filme. A diferença se dá com o uso do detector no lugar do chassi (KOPANS, 2007).

O detector no sistema CR, também chamado de cassete de CR, é composto por uma placa de geração de imagens em fósforo fotoestimulável e um chip de memória para armazenar os dados inseridos no terminal de identificação do paciente (AGFA, 2011).

Na mamografia digital, a paciente é posicionada da mesma forma que na mamografia convencional (ou analógica). A mudança inicia-se pelo chassi, que no sistema CR utiliza uma placa de fósforo que armazena os raios X residuais. Essa placa é denominada *imaging plate* (IP). Após a exposição, o IP é introduzido em uma estação de leitura que faz a conversão do sinal analógico para o sinal digital. Logo após a leitura do IP, a imagem já digitalizada estará disponível no monitor do console para a realização do pós-processamento da imagem. Em seguida, há a opção de enviar a imagem final para a estação de laudos ou imprimi-la.

Assim como no sistema de mamografias analógicas, o sistema digital também requer cuidados especiais. A estação de laudo deve possuir monitores de alta resolução, tela anti-refletiva e software de manipulação de imagens com inversão de valores (positivo-negativo), mensuração de ângulos, densidades, magnificação total e localizada, alteração de brilho e contraste, recursos diferenciados de impressão e outros (IANELLI, 2011).

O FDA (Food and Drug Administration) aprovou o uso da mamografia digital em exposições clínicas em janeiro de 2000. Em setembro de 2005, os resultados preliminares de um grande ensaio clínico que comparou a mamografia digital com a analógica foram publicados (PISANO, 2005). Os resultados não mostraram diferença entre os dois sistemas de aquisição de imagens quanto à detecção do câncer de mama na população geral de mulheres que fizeram parte da pesquisa. No entanto, os pesquisadores concluíram que a mamografia digital pode ser mais precisa do que a analógica em exames de pacientes com mamas densas em período pré-menopausal ou perimenopausal (último período menstrual dentro de 12 meses após a mamografia) ou que têm menos de 50 anos de idade. Se essa maior precisão se traduzirá em uma redução do risco de morte por câncer de mama, ainda não se sabe (NCI, 2011).

Alguns serviços de saúde orientam que as pacientes que estão no grupo de risco do câncer de mama façam a mamografia pelo sistema digital. Entretanto, ainda não há estudos suficientes que demonstrem a superioridade da mamografia digital em comparação à analógica para esse grupo de pacientes (NCI, 2011).

2.7 DOSIMETRIA

A dose no paciente deve ser avaliada com cautela em mamografia. Seu estudo possibilita a avaliação do risco decorrente da exposição à qual o paciente está envolvido, a comparação de diferentes sistemas de aquisição de imagens, a aferição do desempenho do mamógrafo e a verificação do cumprimento às normas e limitações de dose em mamografia (ROTHENBERG, 1993; HOFF, 2005).

2.7.1 Kerma

A grandeza kerma (K) é definida como o quociente da soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas (dE_{tr}) liberadas por partículas

não carregadas em um material de massa determinada (dm) (equação 1) (ICRU, 1998; HOFF, 2005).

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

A unidade de medida do kerma é o Joule/quilograma (J/kg), que é denominado Gray (Gy).

2.7.2 Kerma Incidente no Ar

A grandeza dosimétrica kerma incidente no ar (K_i) é definida como o kerma no ar no eixo central do feixe de raios X incidente na distância foco-superfície de pele, ou seja, no plano de entrada da pele. Dessa forma não há a inclusão da radiação espalhada nessa grandeza. A unidade de medida do kerma incidente no ar também é o Joule/quilograma (J/kg), que é denominado Gray (Gy) (IRD, 2002).

Para este trabalho, o nível de referência adotado para o kerma incidente no ar para uma mama de 5 cm de espessura comprimida foi de 10 mGy por incidência (EC, 1996).

2.7.3 Kerma no Ar na Superfície de Entrada

A grandeza dosimétrica kerma no ar na superfície de entrada (K_e) é definida como o kerma no ar no eixo central do feixe de raios X incidente no ponto onde este entra na pele do paciente. Dessa forma, há a inclusão da contribuição da radiação espalhada nessa grandeza. A unidade de medida do kerma no ar na superfície de entrada também é o Joule/quilograma (J/kg), que é denominado Gray (Gy) (IRD, 2002).

2.7.4 Dose absorvida

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

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

A unidade da dose absorvida é também o Joule/quilograma (J/kg), que é denominado Gray (Gy).

2.7.5 Dose glandular média

A dose glandular média (D_g) é definida como sendo a dose média absorvida pelo tecido glandular no interior da mama comprimida. Representa a grandeza dosimétrica que melhor caracteriza o risco de carcinogênese induzida pela radiação ionizante. Por sua importância, essa grandeza é recomendada por órgãos internacionais e adotada pelo protocolo europeu de dosimetria em mamografia (EC, 1996).

A dose glandular média pode ser estimada através do produto do kerma incidente no ar (K_i) e do coeficiente de conversão (c_g) obtido através de cálculos de transporte de radiação em modelos matemáticos de mamas (DANCE, 1990).

$$D_g = K_i c_g \quad (3)$$

O protocolo europeu para o controle de qualidade em mamografia estabelece que os níveis sugeridos de dose glandular média em mamografia digital não devem extrapolar os definidos para a mamografia convencional (sistema analógico) (EC, 2006). Para este trabalho, o nível de referência adotado para a dose

glandular média para uma mama de 4,2 cm de espessura comprimida foi de 3 mGy por incidência (ACR, 1999).

Este trabalho seguiu o método de cálculo dosimétrico descrito no Código de Prática em Dosimetria Diagnóstica (IAEA, 2007). A dose glandular média é estimada a partir do kerma incidente no ar e coeficientes de conversão. Os coeficientes de conversão dependem da qualidade do feixe, da espessura da mama comprimida e da composição glandular da mama exposta (ROSENSTEIN, 2008).

Segundo o documento de apoio (IAEA, 2007), o kerma incidente no ar é determinado pelos dados da carga utilizada no exame (mAs). Além disso, sabendo-se o rendimento do tubo de raios X dos mamógrafos estudados e a geometria dos raios X incidentes pode-se efetuar o cálculo do kerma incidente no ar. Com isso, pode ser calculada a dose glandular média (IAEA, 2007).

2.8 DOSIMETRIA EM MAMOGRAFIA

Três grandezas dosimétricas são usadas em mamografia: o kerma incidente no ar (K_i), o kerma no ar na superfície de entrada (K_e), e a dose glandular média (D_G). O risco relacionado é de grande interesse e pode ser estimado através do kerma incidente no ar usando um coeficiente de conversão. Para medidas com objetos simuladores, o kerma incidente no ar pode ser medido com câmara de ionização e o kerma no ar na superfície de entrada pode ser medido com TLDs. Para exposições reais, o kerma incidente no ar é estimado através de parâmetros de exposição.

2.8.1 Medidas com objetos simuladores

O objeto simulador usado para a determinação do kerma incidente no ar e dose glandular média era composto por polimetilmetacrilato (PMMA) que simula uma mama de aproximadamente 5 cm de espessura comprimida e tem 50% de glandularidade.

A dose glandular média é derivada das medidas de kerma incidente no ar (sem retroespalhamento) na superfície do objeto simulador e das medidas de camada semi-redutora, usando coeficientes de conversão tabulados (DANCE, 1990).

Os coeficientes de conversão usados para estimar a dose glandular média a partir do kerma incidente no ar são dependentes da qualidade do feixe de raios X que sai do mamógrafo. Para tanto, é necessário saber a combinação anodo/filtro, a tensão no tubo e o cálculo da camada semi-redutora do feixe. Interpolações são realizadas para valores onde a CSR não foi medida (valores intermediários) (IAEA, 2007).

O kerma incidente no ar pode ser obtido de duas formas. O método desejável é a medida do kerma no ar na ausência do objeto simulador usando uma câmara de ionização acoplada a um eletrômetro ou um dosímetro semi-condutor. Isso requer conhecimento dos parâmetros de exposição do objeto simulador. O método alternativo é fazer as medidas do kerma no ar na superfície de entrada com TLDs expostos na superfície do objeto simulador. Nesse caso, o kerma incidente no ar seria calculado dividindo-se pelo fator de retroespalhamento apropriado, em tabelas disponíveis na literatura (IAEA, 2007).

Essa metodologia aplica-se da mesma forma para sistemas de mamografia écran/filme (analógica) e sistemas digitais CR (computed radiography) e DR (digital radiography) (IAEA, 2007).

2.8.2 Medidas com pacientes

A dose glandular média para um determinado paciente é estimada a partir do kerma incidente no ar para a exposição daquele paciente utilizando coeficientes de conversão. O kerma incidente no ar para cada exposição é estimado através do conhecimento dos parâmetros de exposição selecionados, da espessura da mama comprimida e do rendimento do tubo de raios X (IAEA, 2007).

Assim como no caso das medidas com objetos simuladores, os coeficientes de conversão usados para estimar a dose glandular média a partir do kerma incidente no ar são dependentes da qualidade do feixe de raios X que sai do

mamógrafo. Para tanto, é necessário saber a combinação anodo/filtro, a tensão no tubo e o cálculo da camada semi-redutora do feixe. Interpolações são realizadas para valores onde a CSR não foi medida (valores intermediários) (IAEA, 2007).

O processo de medição de algumas dessas grandezas e o cálculo de outras será detalhadamente descrito no capítulo Metodologia, a seguir.

3. METODOLOGIA

Este trabalho foi baseado no documento da IAEA que não somente sugere o modo de coletar os dados, como também mostra como deve ser aplicada a metodologia de cálculo e indica as incertezas no resultado advindas dessa metodologia empregada (IAEA, 2007).

O trabalho foi desenvolvido em dois campos de coleta, sendo um deles público com sistema de aquisição de imagens analógico e o outro privado com sistema digital CR.

3.1 O CAMPO DE COLETA A

O serviço A é um hospital da rede pública de saúde, de grande porte, com duas salas de mamografia onde são realizadas aproximadamente 30 mamografias por dia.

O serviço A conta com dois médicos radiologistas com especialização e quatro técnicas dedicadas a esse exame. Dessas, três possuem experiência de 5 a 10 anos em mamografia e uma de 2 a 5 anos. O local conta com a presença de um físico médico que realiza o controle de qualidade em mamografia através do protocolo da ANVISA (MS, 2007).

O mamógrafo do serviço A é do tipo analógico, da marca GE, modelo Senographe DMR Plus (Figura 10). O tubo de raios X é da marca Varian. O mamógrafo tem controle automático de exposição que seleciona a carga e a tensão de pico, mas não o conjunto anodo/filtro ideal. O aparelho conta com a presença de grade anti-espalhamento e possui compressão manual com indicador da espessura da mama e força da compressão utilizada. O valor máximo da força de compressão obtida no aparelho do campo A é de 20 kgf. A distância foco-suporte é de 64 cm. O mamógrafo disponibiliza valores de tensão de pico que variam de 22 a 49 kVp, e de carga de 20 a 130 mAs. O serviço conta com um objeto simulador de acreditação mamográfico Gammex 156, da Gammex RMI[®] (Figuras 11 e 12) para dosimetria e lâminas de PMMA que formam espessuras de 2 cm, 4 cm, 4,5 cm e 7 cm.



Figura 10 – Mamógrafo do campo de coleta A: GE Senographe DMR Plus.

Fonte: ACERVO PESSOAL, 2011.



Figura 11 – Objeto simulador de mama Gammex RMI 156.

Fonte: IAEA, 2005, pág 32.

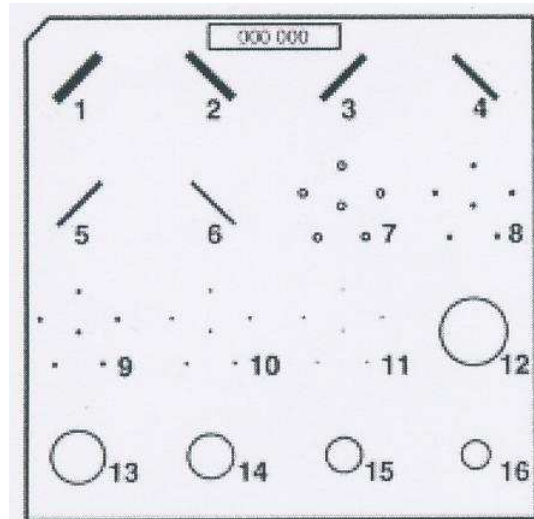


Figura 12 – Estrutura interna e disposição dos corpos de teste no interior do objeto simulador utilizado neste trabalho.

Fonte: RMI, 2002.

Quanto à manutenção do aparelho, há um programa preventivo realizado por uma empresa externa que realiza testes quatro vezes ao ano.

A sala de exames possui aparelho condicionador de ar, as paredes e portas possuem blindagem e há sinalização de presença de radiação ionizante. As técnicas utilizam dosímetro pessoal do tipo TLD.

Sendo o aparelho do serviço A do tipo analógico, este utiliza filmes radiográficos para registro das imagens. Os filmes mamográficos utilizados são da marca Kodak, modelo MIN-R e o processamento é do tipo automático. A processadora do serviço A é da marca Kodak, modelo XOMAT 3000RA, cuja temperatura do revelador é de aproximadamente 34,3°C. Os filmes revelados sugerem não haver problemas de processamento por não mostrarem evidências de manchas e/ou marcas em sua superfície.

Quanto à câmara escura, esta contém sistema de ventilação por exaustão e foi construída com piso antideslizante, impermeável e anticorrosivo, como o recomendado pela Portaria 453/98 do Ministério da Saúde (MS, 1998). Possui luz de segurança de 15 W distante mais de 120 cm da superfície da bancada e as caixas de filmes encontram-se armazenadas em posição vertical. No local foram encontradas entradas de luz vindas do exterior da câmara escura, o que pode gerar velamento do filme.

Na sala de laudos há um negatoscópio dedicado à mamografia que apresenta diferenças de luminosidade em sua superfície. O dispositivo não oferece opção de mudança de intensidade luminosa.

3.2 O CAMPO DE COLETA B

O serviço B é uma clínica radiológica privada, de médio porte, que conta com uma sala de mamografia, um médico radiologista com especialização e uma técnica de mamografia com experiência de 5 a 10 anos na área. O local não conta com a presença de um físico médico, mas tem implementado um programa de controle de qualidade em mamografia realizado pelo médico radiologista.

O mamógrafo do serviço B é do tipo digital, da marca Hologic Lorad M-IV, modelo ASI-0056 (Figura 13), e o tubo é da marca Varian, modelo M-113R. Possui controle automático de exposição, que seleciona carga, tensão de pico e conjunto anodo/filtro. O mamógrafo possui grade anti-espalhamento e possui opção de escolha entre compressão automática ou manual, mostrando no indicador a espessura da mama e a força de compressão obtida. O valor máximo da força de compressão é de aproximadamente 24 kgf. A distância foco-suporte no mamógrafo do serviço B é de 52 cm. O serviço possui lâminas de PMMA com espessuras de 2 cm, 4 cm, 4,5 cm e 7 cm. O cabeçote do mamógrafo possui indicação da localização do ponto focal, assim como a filtração total.

O serviço conta com um programa de manutenção preventiva do mamógrafo efetuado pelo fabricante do aparelho e por uma empresa externa. Esse serviço é realizado anualmente.

Assim como no serviço A, a sala de exames do serviço B possui aparelho condicionador de ar, as paredes e portas possuem blindagem e há sinalização de presença de radiação ionizante. As técnicas utilizam dosímetro pessoal do tipo TLD.

O sistema de aquisição de imagens do campo B é do tipo digital CR. As placas CR são da marca AGFA, modelo CR MD 4.0 GENERAL, e o leitor CR também é da AGFA, modelo CR 85X. O monitor da estação de aquisição de imagens é do tipo LCD de 3 megapixels da marca BARCO, modelo MF CD 1219 TS. O serviço conta com um software de manipulação de imagens. As imagens digitais

são impressas em uma impressora seca da marca AGFA, modelo DRYSTAR 5503, com filmes também da AGFA, modelo DRYSTAR DT2.



Figura 13 – Mamógrafo do campo de coleta B: Hologic Lorad M-IV.

Fonte: HOLOGIC, 2011.

3.3 CÁLCULO DO KERMA INCIDENTE E DOSE GLANDULAR MÉDIA

Como mencionado no capítulo 2, a estimativa da dose glandular média deriva das medidas do kerma incidente no ar e da camada semi-redutora, usando coeficientes de conversão tabulados. A medida do kerma incidente no ar na superfície de um objeto simulador pode ser realizada de duas maneiras, com câmara de ionização na ausência do objeto simulador para determinar o rendimento do tubo de raios X (preferível) ou o método alternativo de medição do kerma no ar na superfície de entrada com o uso de TLDs. Neste estudo, o kerma incidente no ar para o objeto simulador foi calculado pelo primeiro método, apenas no sistema analógico, por recomendação da IAEA para esta pesquisa. Esse valor foi utilizado

para posterior cálculo da dose glandular média para o objeto simulador (IAEA, 2009).

Segundo recomendação da IAEA para a realização dessa pesquisa com pacientes, fez-se o estudo do rendimento do tubo de raios X dos mamógrafos de maneira a calcular o kerma incidente no ar para utilizá-lo posteriormente no cálculo da dose glandular média em pacientes reais. Essa etapa da pesquisa foi realizada em ambos os sistemas de aquisição de imagens (IAEA, 2009).

3.3.1 Determinação do Rendimento

O rendimento do tubo de raios X dos mamógrafos foi determinado para que seja possível o cálculo do kerma incidente no ar e dose glandular média nas pacientes.

Utilizou-se de uma câmara de ionização para realizar as medidas. Esta foi posicionada 5 cm acima do suporte da mama. Neste vão foi colocado um cilindro de isopor, de maneira a evitar o retroespalhamento do suporte da mama e afetar as medidas.

No sistema analógico, os valores de tensão escolhidos foram de 25 a 30 kVp, com incrementos de 1 kVp. No sistema digital, os valores de tensão foram de 25, 28 e 31 kVp, por recomendação da IAEA para esta pesquisa. O compressor foi posicionado diante da câmara, de maneira a simular uma mama de 5 a 6 cm. Três exposições foram realizadas para cada valor de kVp. O valor médio dessas três exposições foi utilizado para calcular o rendimento $Y(d)$ (equação 4) para cada valor de kVp, onde foi feita a correção de temperatura e pressão e a distância equivalente a de um metro:

$$Y(d) = [k_{ar}m\u00e9dio \cdot k_{(T,P)}] \cdot \left[\frac{1000}{mAs} \right] \cdot \left[\frac{DFoCa}{100} \right]^2 \quad (4)$$

Onde $k_{ar}m\u00e9dio$ é a média aritmética das três medidas de kerma realizadas, $k_{(T,P)}$ é o fator de correção de temperatura e pressão (equação 5), mAs é o produto da corrente pelo tempo (carga) e a $DFoCa$ é a distância foco-câmara.

$$k_{(T,P)} = \frac{T + 273,2}{295,2} \cdot \frac{1013,2}{P} \quad (5)$$

3.3.2 Determinação do Kerma Incidente no Ar para o Objeto Simulador

Essas medidas foram necessárias para o cálculo do kerma incidente no ar e dose glandular média no objeto simulador pelo sistema analógico, por recomendação da IAEA para essa pesquisa. Além disso, da determinação da carga, obteve-se uma imagem do objeto simulador para avaliação de qualidade de imagem.

O método consiste de duas partes: a determinação da carga (mAs) necessária para a exposição adequada do objeto simulador em condições clínicas (neste caso, foi definida uma exposição com 28 kVp em combinação anodo/filtro de Mo/Mo) e a medição do kerma incidente no ar para uma exposição usando essa mesma carga. Usualmente a carga não é conhecida previamente, devido ao uso do dispositivo de controle automático de exposição. Dessa forma, alguns procedimentos são necessários para que essa grandeza possa ser conhecida.

3.3.2.1 Determinação do valor do mAs

Exposições clínicas são interrompidas automaticamente, mas em alguns casos, a tensão do tubo e os materiais do alvo e do filtro devem ser selecionados. No mamógrafo do serviço A, a seleção da combinação anodo/filtro é manual, já no serviço B é automática. Em ambos os aparelhos, a seleção de carga e tensão de pico é automática. Antes de efetuar as medidas, é importante verificar se o conjunto anodo/filtro é o apropriado para aquele tamanho de mama ao qual o objeto simulador foi desenvolvido.

O arranjo experimental consistiu em posicionar o objeto simulador sobre o suporte de mama cuja borda estava alinhada à parede torácica e centralizada lateralmente. A bandeja de compressão foi abaixada até a altura da superfície do

objeto simulador e a distância do foco à superfície foi registrada. Como o mamógrafo do serviço A dispunha de um indicador de mAs ao final da exposição, foi realizada uma exposição com o AEC e o filme foi revelado para a etapa de avaliação da imagem do objeto simulador. O valor do mAs obtido ($P_{It,auto}$) foi anotado para ser utilizado a seguir.

3.3.2.2 Medição do kerma incidente no ar com o valor de mAs obtido

O objeto simulador foi retirado do suporte, permitindo o posicionamento do centro da câmara de ionização 4,5 cm acima do suporte de mama, centralizado lateralmente e a 4 cm da borda da parede torácica. A bandeja do compressor foi abaixada para mais próxima da câmara de ionização. No modo manual, foram selecionados a combinação anodo/filtro de Mo/Mo, a tensão de pico de 28 kVp, o mAs encontrado no passo anterior e foi realizada uma exposição. O valor da medida (M_{auto}) foi anotado. Esse valor foi utilizado para o cálculo do kerma incidente no ar (K_i) através da equação 6:

$$K_i = M_{auto} N_{mammo} k_{T,P} \quad (6)$$

Onde N_{mammo} é o coeficiente de calibração da câmara e $k_{T,P}$ é o fator de correção de temperatura e pressão (equação 5).

3.3.3 Determinação da Camada Semi-Redutora

A determinação da espessura da camada semi-redutora foi feita através de medidas de kerma incidente no ar em função de diferentes valores da tensão de pico, com câmara de ionização e cálculos de correção. Essas medidas foram realizadas em ambos os sistemas de aquisição de imagens, para a determinação dos coeficientes que serão utilizados no cálculo da dose glandular média no objeto

simulador (no sistema analógico) e nas pacientes (no sistema analógico e no digital CR).

A câmara de ionização foi posicionada 5 cm acima do suporte de mama, centralizada lateralmente e distando 4 cm da região do suporte que fica em contato com a parede torácica, de maneira a posicionar a região sensível da câmara bem no centro do feixe de raios X primários. Antes da irradiação, foi feita colimação restrita ao volume sensível da câmara e foi escolhido o conjunto anodo/filtro de Mo/Mo para o sistema analógico e Mo/Rh para o sistema digital.

No sistema analógico, foram realizadas exposições para a determinação da camada semi-redutora. Para cada tensão de pico escolhida (de 25 a 30 kVp, com incrementos de 1 kVp), foram feitas três medidas em três arranjos diferenciados: sem filtro, com filtro de 0,3 mm de alumínio e com filtro de 0,4 mm de alumínio. Ao final da exposição com o filtro de 0,4 mm, foi feita uma nova exposição, sem o filtro, de maneira a verificar a reprodutibilidade da primeira medida.

No sistema digital, foram realizadas exposições assim como no analógico, inclusive quanto às espessuras de filtro. A diferença deu-se nos valores de tensão de pico, que foram, por recomendação da IAEA para esta pesquisa, de 25, 28 e 31 kVp.

Os valores de camada semi-redutora para cada tensão de pico foram calculados através da equação 7:

$$CSR = \frac{F_1 \ln\left(\frac{2L_2}{L_0}\right) - F_2 \ln\left(\frac{2L_1}{L_0}\right)}{\ln\left(\frac{L_2}{L_1}\right)} \quad (7)$$

Onde F_1 e F_2 são as espessuras dos filtros utilizados, L_1 e L_2 são os valores médios das exposições feitas com os filtros e L_0 é o valor médio da exposição feita sem filtro.

3.3.4 Determinação do coeficiente de conversão $c_{D_G, K_i, PMMA}$

O coeficiente de conversão $c_{D_G, K_i, PMMA}$ foi determinado através de cálculos dosimétricos seguindo o protocolo da IAEA (IAEA, 2007), utilizando-se dos valores obtidos de camada semi-redutora e interpolação de dados. Este coeficiente converte o kerma incidente no ar em kerma no ar na superfície de entrada no objeto simulador de PMMA para o cálculo da dose glandular média. A interpolação de dados pode ser realizada com os valores da Tabela 2:

Tabela 2 – Coeficientes de conversão $c_{D_G, K_i, PMMA}$ usados para o cálculo da dose glandular média de uma mama de aproximadamente 5 cm de espessura comprimida com 50% de glandularidade a partir do kerma incidente no ar de um objeto simulador de PMMA

CSR (mmAl)	$c_{D_G, K_i, PMMA}$ (mGy/mGy)
0,25	0,149
0,30	0,177
0,35	0,202
0,40	0,223
0,45	0,248
0,50	0,276
0,55	0,304
0,60	0,326
0,65	0,349

Fonte: IAEA 2007, pág. 162.

3.3.5 Determinação da Dose Glandular Média

A dose glandular média (equação 8) foi calculada para o objeto simulador no sistema analógico e para as pacientes em ambos os sistemas de aquisição de imagens.

$$D_G = c_{D_G, K_i, PMMA} \cdot s \cdot K_i \quad (8)$$

Onde o fator s é a correção da combinação anodo/filtro que, no caso do uso de Mo/Mo é igual a 1.

3.3.6 Avaliação da Imagem do Objeto Simulador

Utilizando a imagem do objeto simulador obtida e com a ajuda de um densitômetro, foi determinada a densidade óptica de fundo no centro geométrico da imagem do objeto simulador, a densidade na imagem do disco de acrílico e a densidade adjacente à imagem do disco (em uma direção perpendicular ao eixo anodo-catodo). Com isso, calculou-se a diferença de densidades entre a densidade óptica do disco acrílico e do ponto adjacente.

Em seguida, a médica radiologista do serviço A avaliou a imagem do objeto simulador de acordo com as especificações do fabricante e as recomendações da IAEA (IAEA, 2007, págs. 53-57), em ambiente escuro, com uso de lupa e máscara no negatoscópio onde não havia filme.

3.3.7 Avaliação das Mamografias das Pacientes

Em cada campo de coleta, foram selecionados 50 exames de mamas femininas, com aproximadamente 50% de adiposidade e 50% de glandularidade, sendo 25 deles em projeção crânio-caudal (CC) e 25 em projeção médio-lateral-oblíqua (MLO), totalizando 100 amostras. Os parâmetros do exame e da paciente foram registrados em tabelas dedicadas a esta pesquisa, de forma a permitir o posterior cálculo do kerma incidente e da dose glandular média assim como o foi para o phantom padrão. Mas antes, as imagens foram avaliadas quanto aos critérios de imagem (Tabela 3) sugeridos pela Comissão Européia (EC, 1996).

Os médicos radiologistas responsáveis pelos laudos mamográficos em cada campo de coleta realizaram esta análise na sala de laudos da mamografia, no negatoscópio do setor, em condições comuns de análise de qualquer exame. A este conjunto de mamografias não foi dispensado qualquer tipo de tratamento especial, de forma a poder oferecer um grupo representativo de exames quaisquer realizados pelo setor, não apenas em condições de pesquisa.

Os parâmetros de qualidade da imagem para cada mamografia foram registrados em tabelas dedicadas a esta pesquisa, de forma a permitir a posterior

análise estatística dos exames ótimos (com mais de 70% de adequação aos critérios) e dos exames que requerem mais cuidados. As imagens foram avaliadas quanto aos critérios de imagem sugeridos pela Comissão Européia (EC, 1996). Esses critérios são recomendados pela IAEA e utilizados em todas as pesquisas por eles desenvolvidas nessa área (IAEA, 2009).

Tabela 3 – Critérios de qualidade da imagem da Comissão Européia para mamografias em incidências crânio-caudais e médio-lateral-obliquas.

	Posicionamento	Exposição
CC	<ol style="list-style-type: none"> 1. Músculo peitoral nitidamente visível na borda da imagem; 2. Nítida visualização do tecido gorduroso retroglandular; 3. Nítida visualização do tecido mamário medial; 4. Nítida visualização do tecido mamário lateral; 5. Ausência de pregas na imagem; 6. Imagens simétricas das mamas direita e esquerda. 	<ol style="list-style-type: none"> 7. Contorno da pele visível apenas com luz intensa; 8. Reprodução das estruturas vasculares vistas através do parênquima mais denso; 9. Visualização nítida de todos os vasos e cordões fibrosos, assim como a margem do músculo peitoral; 10. Visualização das estruturas da pele (poros) ao longo do músculo peitoral.
MLO	<ol style="list-style-type: none"> 1. Músculo peitoral projetado em ângulo correto; 2. Visualização do ângulo infra-mamário; 3. Nítida visualização do tecido glandular crânio-lateral; 4. Nítida visualização do tecido gorduroso retroglandular; 5. Mamilo completamente de perfil, sem tecido sobreposto; 6. Ausência de pregas da pele na imagem; 7. Imagens simétricas das mamas direita e esquerda. 	<ol style="list-style-type: none"> 8. Contorno da pele visível apenas com luz intensa; 9. Reprodução das estruturas vasculares vistas através do parênquima mais denso; 10. Visualização nítida de todos os vasos e cordões fibrosos, assim como a margem do músculo peitoral; 11. Visualização das estruturas da pele (poros) ao longo do músculo peitoral.

Fonte: EC, 1996, p. 30-33.

4. RESULTADOS

O estudo foi realizado com 100 amostras de pacientes de dois serviços de radiologia no estado do Paraná, em dois sistemas de aquisição de imagens: o analógico e o digital CR. A coleta de dados faz parte de um estudo maior, coordenado pela IAEA e o Brasil fez parte da pesquisa da América Latina (IAEA, 2009).

4.1 RENDIMENTO DOS MAMÓGRAFOS

Como colocado no capítulo 3, foi determinado o rendimento do tubo de raios X dos mamógrafos expressos como kerma incidente no ar por carga (mAs). Foram realizadas medidas do kerma para diferentes valores de tensão de pico, que foram de 25 kVp a 30 kVp, com incrementos de 1 kVp no sistema analógico e de 25, 28 e 31 kVp no sistema digital, realizadas três vezes. Todas as medidas foram realizadas com uma câmara de ionização e em foco grosso. Os valores foram normalizados para uma distância foco-câmara de referência de um metro e corrigidos por pressão e temperatura. Os gráficos dos rendimentos podem ser vistos nas Figuras 14 e 15.

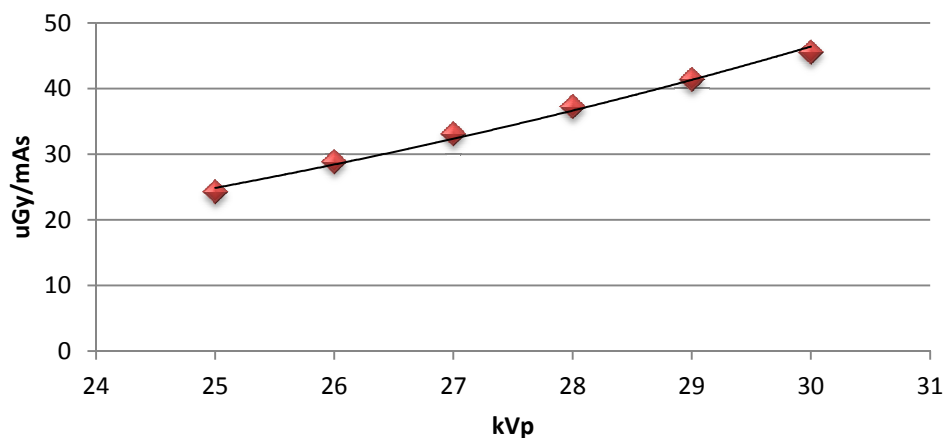


Figura 14 – Gráfico do rendimento do mamógrafo analógico, medidos com conjunto anodo/filtro de Mo/Mo, 80 mAs e 58 cm de distância foco-câmara

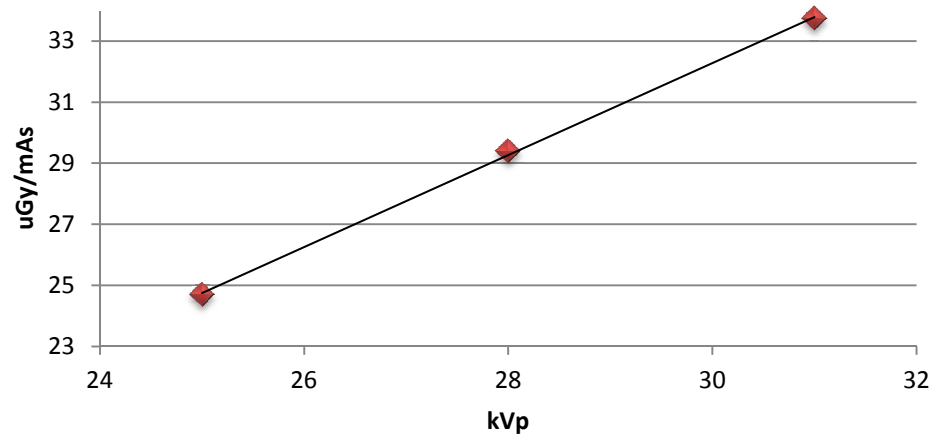


Figura 15 – Gráfico do rendimento do mamógrafo digital, medidos com conjunto anodo/filtro de Mo/Rh, 50 mAs e 54 cm de distância foco-câmara.

4.2 KERMA INCIDENTE NO AR, DOSE GLANDULAR MÉDIA E AVALIAÇÃO DA IMAGEM DO OBJETO SIMULADOR

Para a determinação do kerma incidente no objeto simulador e sua dose glandular média no sistema analógico, foi realizada uma exposição com distância foco-câmara de 59 cm e tensão de pico de 28 kVp. O valor de mAs registrado pelo AEC foi de 88 mAs. A imagem obtida foi arquivada para posterior análise.

Logo após, o objeto simulador foi retirado e o volume sensível da câmara de ionização foi posicionado a 5 cm da superfície do suporte de mama, centralizado lateralmente e a 4 cm da borda da parede torácica. Foi realizada uma exposição a 28 kVp e o valor de carga de 88 mAs encontrado no passo anterior (M_{auto}). Esse valor foi utilizado na equação 6 para a obtenção do kerma incidente no ar K_i . Com o kerma incidente no ar, pode-se calcular a dose glandular média (D_G) com a equação 8. Esses valores estão organizados na Tabela 4.

Tabela 4 – Valores estimados para o kerma incidente e a dose glandular média para o arranjo experimental com o objeto simulador, medidos com 28 kVp, conjunto anodo/filtro de Mo/Mo e distância foco-câmara de 59 cm

P_{it} (mAs)	M_{auto} (mGy)	K_i (mGy)	D_G (mGy)
88	9,11	10,13	2,21

Na Tabela 5, o resultado da análise da imagem do objeto simulador segundo as especificações do fabricante (RMI, 2002):

Tabela 5 – Análise da imagem do objeto simulador. A exposição foi realizada com 28 kVp e 88 mAs a 59 cm do foco.

Corpos de teste	Nº de corpos visualizados no objeto simulador	Mínimo recomendado pelo fabricante (RMI, 2002)
Fibras	5	4
Massas	4	3
Microcalcificações	3,5	3

4.3 CAMADA SEMI-REDUTORA

O valor da camada semi-redutora foi estimado através de medidas de kerma incidente no ar para diferentes tensões de pico com e sem o uso de filtros de alumínio. Foram utilizados filtros com espessuras de 0,3 e 0,4 mm de alumínio. Os valores de camada semi-redutora foram calculados através da equação 7. Esses valores foram utilizados para o cálculo das constantes que serão utilizadas para o cálculo da dose glandular. Os valores das constantes calculados para cada valor de tensão estão na Tabela 6:

Tabela 6 – Valores das constantes calculados a partir dos valores de camada semi-redutora (CSR), que por sua vez, foram calculados através de arranjo experimental e da equação 7.

kVp	Analogico		Digital	
	CSR (mmAl)	Constante "c"	CSR (mmAl)	Constante "c x g"
25	0,34	0,198	0,34	0,190
26	0,36	0,207	0,35	0,195
27	0,38	0,213	0,36	0,200
28	0,38	0,218	0,37	0,205
29	0,39	0,222	0,38	0,210
30	0,42	0,235	0,39	0,215

4.4 QUALIDADE DAS IMAGENS MAMOGRÁFICAS

A aferição dos critérios de qualidade nas imagens mamográficas com relação ao posicionamento e aos parâmetros de exposição foi realizada pelos médicos radiologistas de cada campo de coleta. Foram avaliados 50 exames em projeção crânio-caudal e 50 em projeção médio-lateral-obliqua. Os valores médios de aceitação desses exames com relação àqueles parâmetros podem ser vistos nos gráficos das Figuras de 16 a 19.

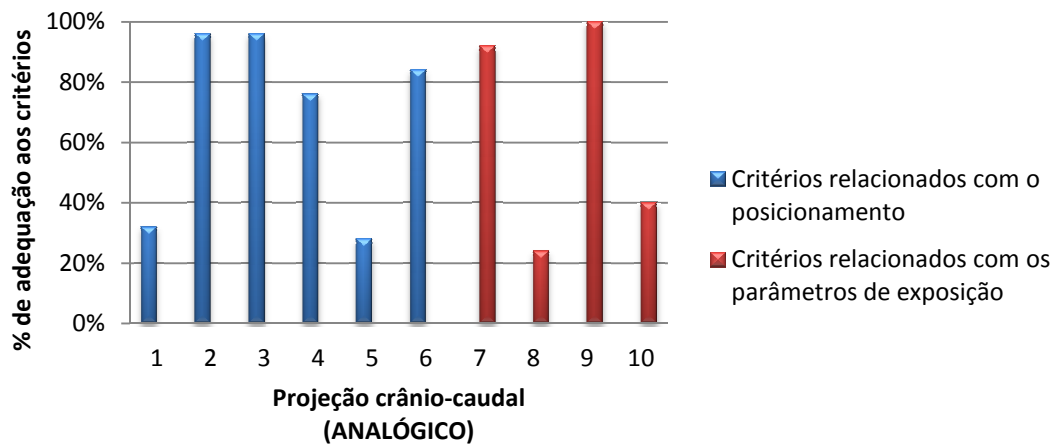


Figura 16 - Porcentagem de adequação aos critérios de qualidade de imagem para exames analógicos em projeção CC.

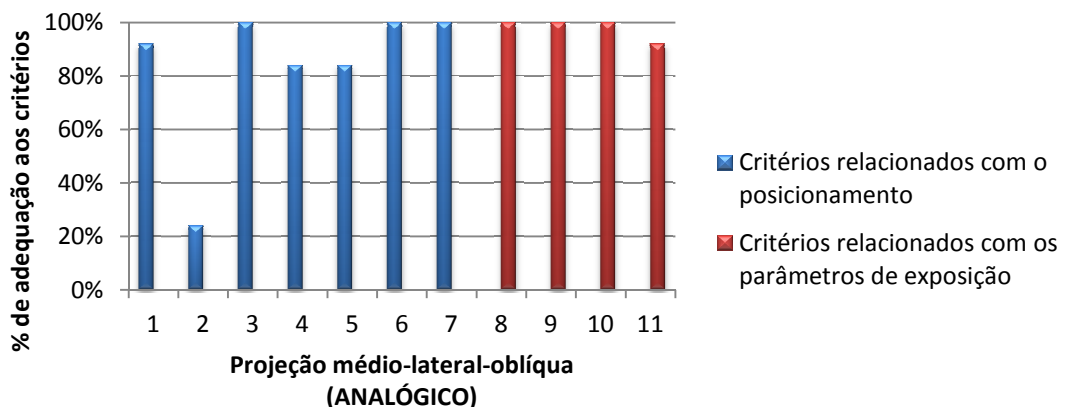


Figura 17 – Porcentagem de adequação aos critérios de qualidade de imagem para exames analógicos em projeção MLO.

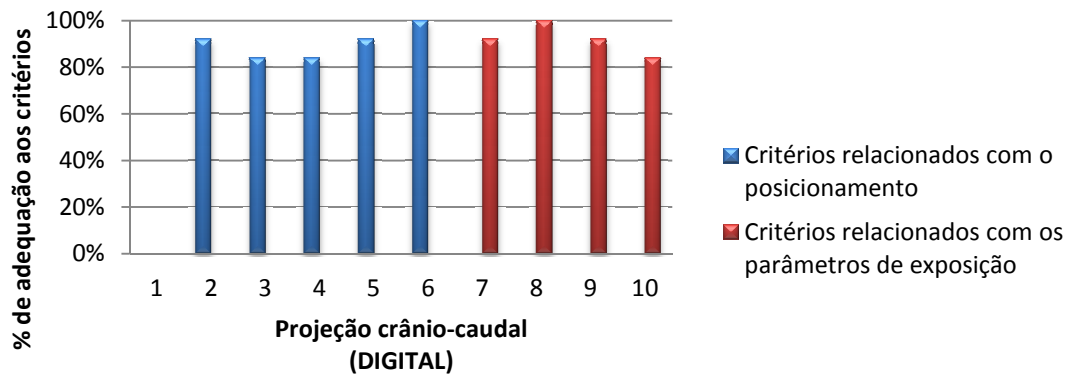


Figura 18 – Porcentagem de adequação aos critérios de qualidade de imagem para exames digitais em projeção CC.

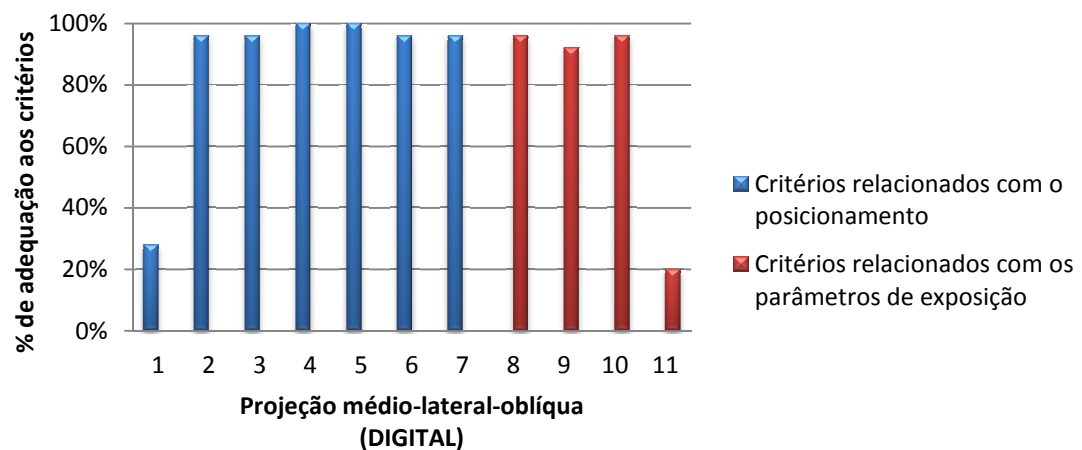


Figura 19 – Porcentagem de adequação aos critérios de qualidade de imagem para exames digitais em projeção MLO.

As mamografias analógicas realizadas em projeção crânio-caudal não tiveram mais de 70% de aprovação nos critérios 1, 5, 8 e 10. Nas projeções médio-lateral-obliquas tiveram um resultado melhor, apenas no critério 2 ficaram abaixo de 70% de aprovação. Já as mamografias digitais tiveram baixa aprovação apenas no critério 1 em projeção crânio-caudal e em 1 e 11 em projeção médio-lateral-obliqua.

4.5 KERMA INCIDENTE NO AR E DOSE GLANDULAR MÉDIA NAS PACIENTES

Após a aferição dos parâmetros de qualidade das imagens obtidas, prosseguiu-se com o estudo utilizando-se dos dados anteriores para serem feitos os cálculos de kerma incidente no ar (equação 6) e dose glandular média (equação 8).

As distribuições de freqüências para a tensão de pico e a carga do exame podem ser vistas na Figuras 20 a 23 a seguir:

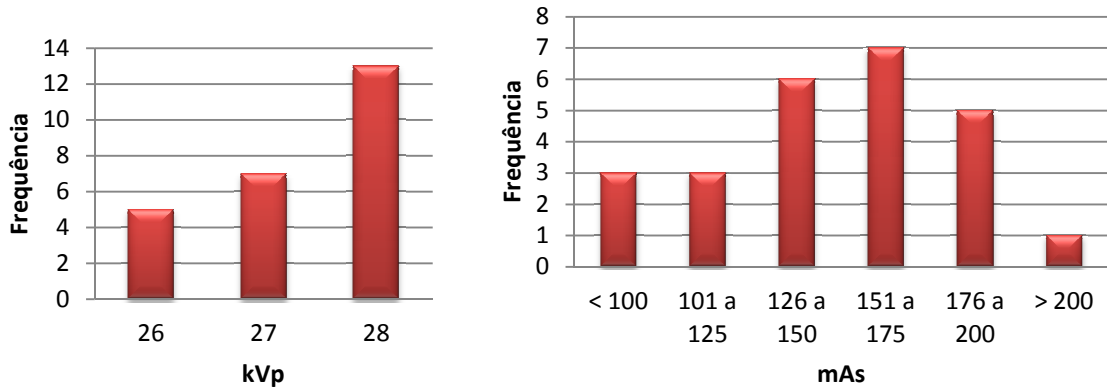


Figura 20 – Distribuição de freqüências para a tensão de pico (kVp) e a carga (mAs) nos exames em projeção CC no sistema analógico.

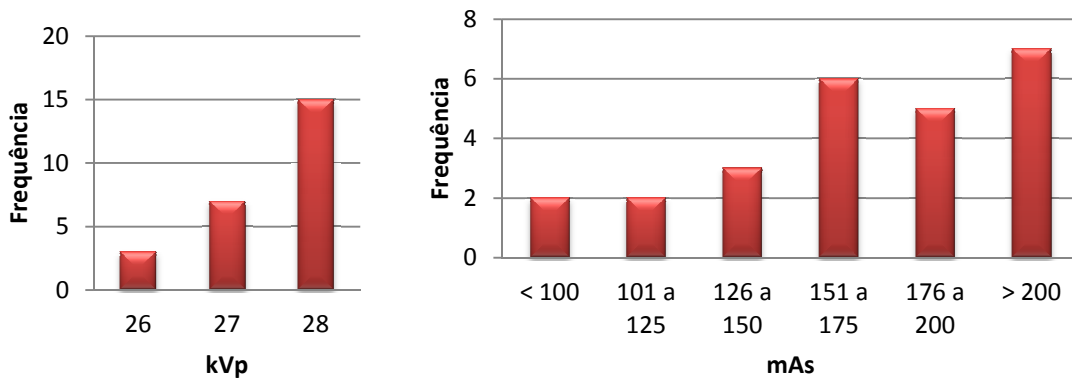


Figura 21 – Distribuição de freqüências para a tensão de pico (kVp) e a carga (mAs) nos exames em projeção MLO no sistema analógico.

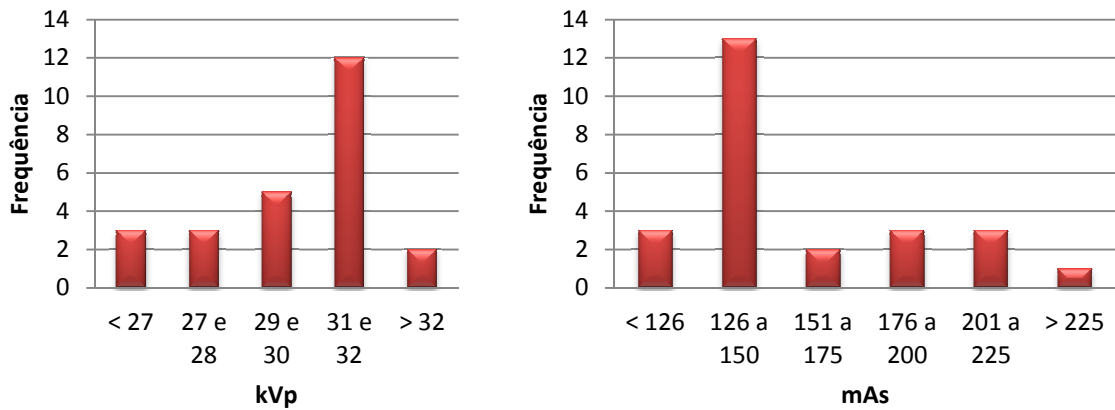


Figura 22 – Distribuição de freqüências para a tensão de pico (kVp) e a carga (mAs) nos exames em projeção CC no sistema digital.

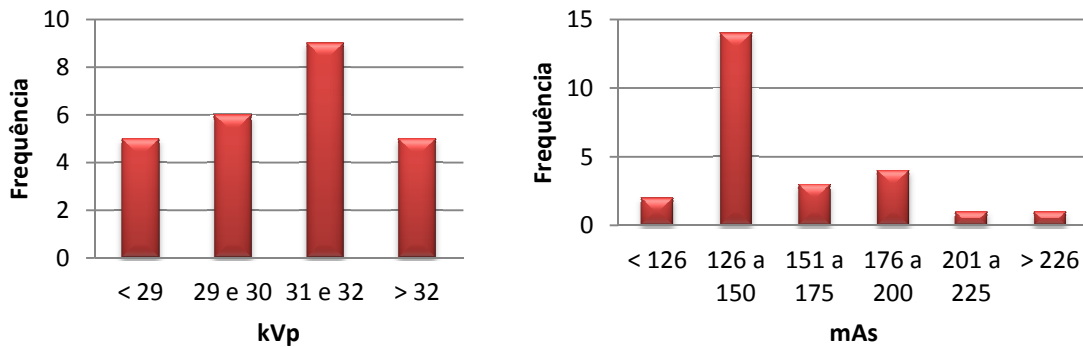


Figura 23 – Distribuição de freqüências para a tensão de pico (kVp) e a carga (mAs) nos exames em projeção MLO no sistema digital.

A freqüência maior de valores mais elevados de tensão de pico é justificada pelo perfil da amostra das pacientes que fizeram parte do estudo, cujos valores médios de espessura de mama comprimida foram maiores que 5,0 cm: (5,6 ± 1,1) cm para incidências crânio-caudais no sistema analógico; (5,7 ± 1,2) cm para médio-lateral-obliquas no sistema analógico; (6,5 ± 1,3) cm para crânio-caudais no sistema digital e (6,8 ± 1,3) cm para médio-lateral-obliquas também no sistema digital.

Tendo em vista os valores necessários para o cálculo do kerma incidente e da dose glandular, essas grandezas foram calculadas e estão nas Figuras 24 a 27.

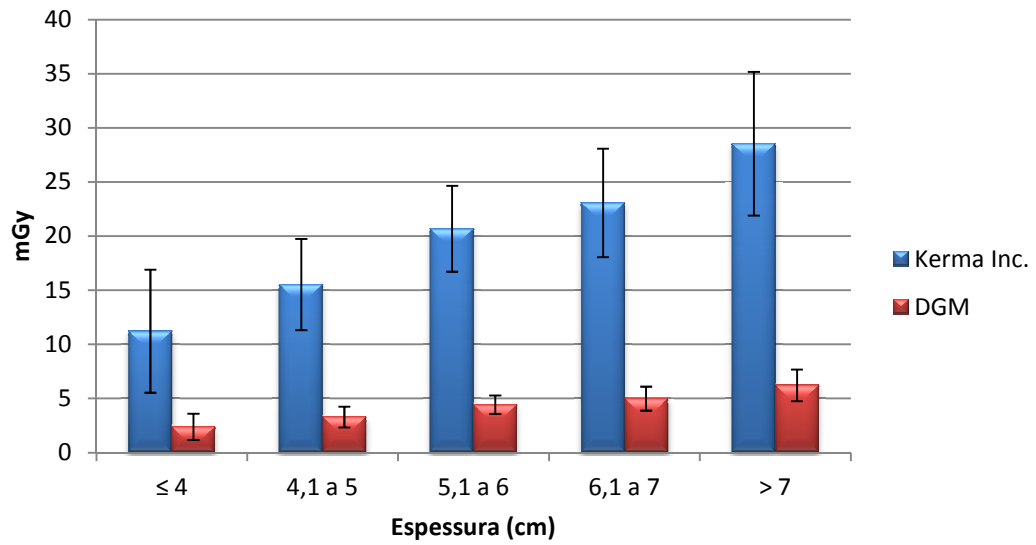


Figura 24 – Valores médios de kerma incidente e dose glandular média para cada faixa de espessuras em projeção CC no sistema analógico.

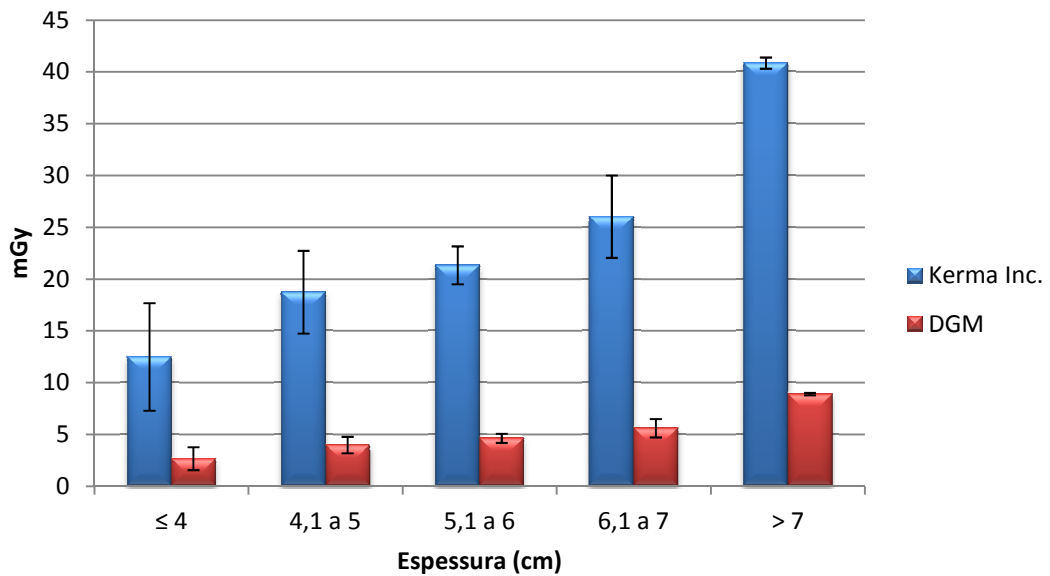


Figura 25 – Valores médios de kerma incidente e dose glandular média para cada faixa de espessuras em projeção MLO no sistema analógico.

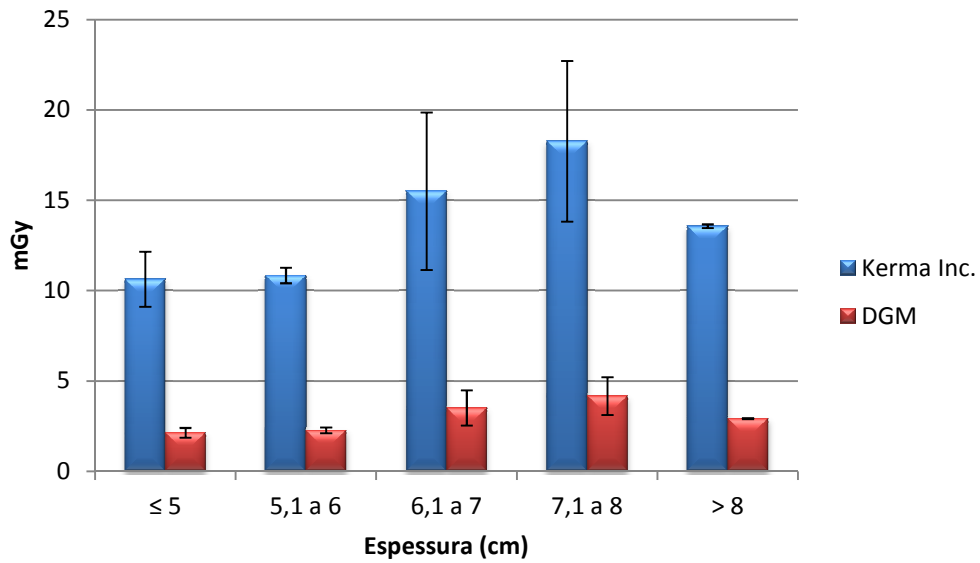


Figura 26 – Valores médios de kerma incidente e dose glandular média para cada faixa de espessuras em projeção CC no sistema digital.

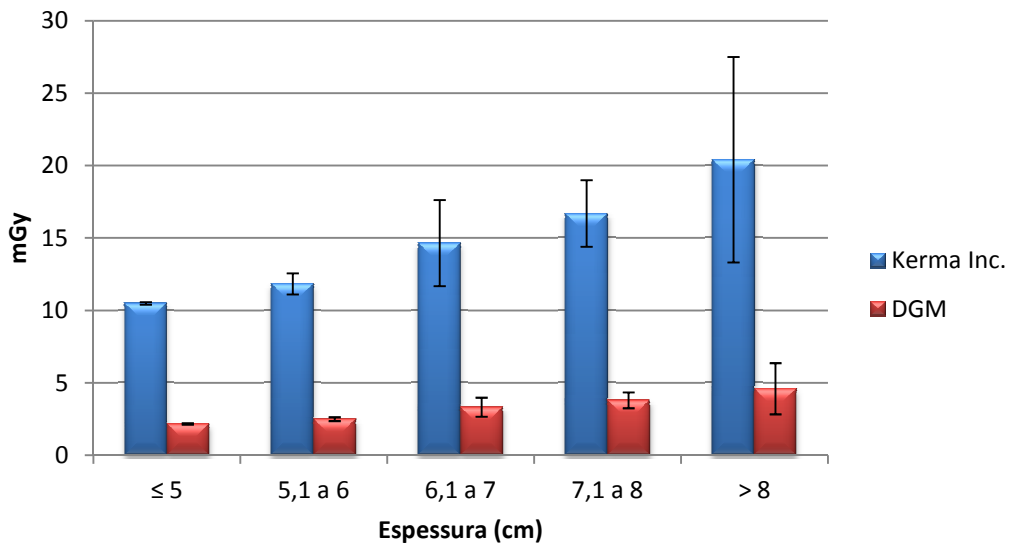


Figura 27 – Valores médios de kerma incidente e dose glandular média para cada faixa de espessuras em projeção MLO no sistema digital.

Para que fosse possível a comparação dos dados obtidos neste estudo com os níveis de referência sugeridos pela literatura (EC, 1996; ACR, 1999), mostrou-se necessária a separação dos dados conforme a espessura cuja dose possui nível de referência. Dessa forma, nas Tabelas de 7 a 10 podem ser vistos os dados:

Tabela 7 – Valores calculados de kerma incidente para a faixa de espessuras de $5,0 \pm 0,5$ cm em mamografias realizadas pelo sistema analógico. Nível de referência: 10 mGy.

		Espessura (cm)	Kerma inc. (mGy)
CC	Menor	4,5	12,76
	Média	5,2	17,78
	Maior	5,5	23,95
	Desvio Padrão	0,4	3,34
MLO	Menor	4,4	14,21
	Média	4,8	18,06
	Maior	5,2	23,84
	Desvio Padrão	0,3	4,18

Tabela 8 – Valores calculados de kerma incidente para a faixa de espessuras de $5,0 \pm 0,5$ cm em mamografias realizadas pelo sistema digital. Nível de referência: 10 mGy.

		Espessura (cm)	Kerma inc. (mGy)
CC	Menor	5,0	10,33
	Média	5,3	10,76
	Maior	5,5	11,21
	Desvio Padrão	0,2	0,44
MLO	Menor	4,4	10,43
	Média	5,1	11,36
	Maior	5,6	12,39
	Desvio Padrão	0,6	0,98

Tabela 9 – Valores calculados de dose glandular média para a faixa de espessuras de $4,2 \pm 0,5$ cm em mamografias realizadas pelo sistema analógico. Nível de referência: 3 mGy.

		Espessura (cm)	DGM (mGy)
CC	Menor	3,7	1,65
	Média	4,1	2,90
	Maior	4,5	4,15
	Desvio Padrão	0,3	1,04
MLO	Menor	3,8	1,98
	Média	4,1	3,57
	Maior	4,4	4,92
	Desvio Padrão	0,2	1,26

Tabela 10 – Valores calculados de dose glandular média para a faixa de espessuras de $4,2 \pm 0,5$ cm em mamografias realizadas pelo sistema digital. Nível de referência: 3 mGy.

		Espessura (cm)	DGM (mGy)
CC	Menor	3,9	1,85
	Média	4,0	2,12
	Maior	4,1	2,39
	Desvio Padrão	0,1	0,38
MLO	Menor	4,3	2,14
	Média	4,4	2,18
	Maior	4,4	2,22
	Desvio Padrão	0,1	0,06

O motivo pelo qual esses valores de espessuras foram escolhidos ocorreu devido a esses valores terem níveis de referência de kerma e dose estabelecidos (EC, 1996; ACR, 1999). No caso do kerma incidente, o valor de espessuras escolhido foi de 5,0 cm com intervalo de 0,5 cm para mais e para menos porque há o nível de referência de 10 mGy para o kerma incidente em mamografias em incidência crânio-caudal com o uso de grade (EC, 1996).

O valor de 4,2 cm com intervalo de 0,5 cm para mais e para menos foi escolhido seguindo estudos disponíveis na literatura onde orienta-se que mamas com espessuras comprimidas de 4,2 cm não devam ter mais de 3 mGy de dose glandular média por incidência (ACR, 1999).

5. DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

5.1 ANÁLISE DOS RESULTADOS

O rendimento dos mamógrafos foi determinado para possibilitar o cálculo do kerma incidente no ar e a dose glandular média em pacientes reais. A determinação da camada semi-redutora também foi importante e necessária, uma vez que foi utilizada para o cálculo dos coeficientes utilizados no cálculo da dose glandular média. Os cálculos dosimétricos foram realizados segundo o recomendado pela IAEA (IAEA, 2007).

5.1.1 Kerma Incidente no Ar e Dose Glandular Média no Objeto Simulador

No sistema analógico, foi calculado o kerma incidente no ar e dose glandular média também no objeto simulador, onde foram encontrados os valores de 10,13 mGy para o kerma incidente (1,3% maior que o recomendado) e 2,21 mGy (dentro do recomendado) para a dose glandular média.

Apesar de o kerma calculado ter sido ligeiramente maior que o nível de referência, esse valor foi considerado como aceitável dada à incerteza relativa expandida de 13,8% para mais e para menos, sugerida por IAEA (2007, p. 166). Essa incerteza foi determinada para a utilização em pesquisa, quando cálculos dosimétricos são realizados seguindo os métodos descritos naquele documento, utilizando-se de medições realizadas com poucas repetições e equipamentos calibrados, porém básicos e com poucos recursos (cenário 1). Caso as medições estivessem sendo realizadas com um maior número de repetições e em equipamentos de maior confiabilidade, a incerteza relativa expandida seria de 9,0% (cenário 2). E, no caso ideal, onde as condições de exposição são extremamente controladas, em que correções para diversos tipos de influência são levadas em consideração e o detector é de grande sensibilidade, exatidão e precisão, a incerteza relativa expandida seria de 7,8% (cenário 3) (IAEA, 2007, p.110-111, 166).

5.1.2 Qualidade da Imagem em Mamografia

Após as medidas para o objeto simulador (apenas no sistema analógico), procedeu-se com a análise dos exames em pacientes reais. Foram analisadas 100 mamografias em termos dos critérios de qualidade estabelecidos para cada incidência, separados em critérios de posicionamento e critérios de exposição (EC, 1996).

Quanto aos critérios de posicionamento em incidências crânio-caudais, o sistema analógico obteve reprovação no critério 1, que se refere à visualização do músculo peitoral na borda da imagem, e no critério 5, que se refere à ausência de pregas na imagem.

A pouca aceitação no critério 1 pode ser justificada como sendo, de fato, de difícil visualização o músculo peitoral em incidências crânio-caudais, sendo possível a sua visualização em apenas 30% das pacientes, segundo LEE, 2003 (pág. 35).

Já com relação ao critério 5, deve-se atentar à importância de se fazer um exame mamográfico sem a presença de pregas na pele, pois isso requer repetição do exame devido ao aumento da densidade naquela região. Isso poderia prejudicar a correta visualização de um achado mamográfico de baixa densidade e influenciar no diagnóstico. A importância de um exame bem posicionado é evidente, entretanto, como o serviço A faz somente exames de diagnóstico (não faz mamografias de rastreamento), o serviço conta com a presença constante de pacientes mastectomizadas, pós-cirúrgico com cicatrizes fibrosas, o que torna o posicionamento intimamente relacionado com a condição física da paciente. Às vezes não é possível a realização de um exame sem pregas na pele, pois a mama da paciente encontra-se tensionada e com grande retração. Dessa forma, o exame mamográfico, mesmo com a presença de pregas na pele, é laudado e liberado nessas condições, sendo que o clínico que receberá esse exame será informado dessa condição da paciente em relação ao exame, para justificar a presença de pregas na pele.

Ainda com relação às incidências crânio-caudais em mamografias analógicas, o serviço A obteve baixos índices de adequação nos critérios de exposição 8, que refere-se à visualização das estruturas vasculares através do

parênquima mais denso da mama, e o critério 10, que refere-se à visualização dos poros da pele na imagem ao longo do músculo peitoral.

A falta da visualização das estruturas vasculares pode ser interpretada como uma condição relacionada intimamente com a composição da mama. Em mamas densas, a visualização fica prejudicada, pois se trata de duas estruturas com mesma densidade, o que não permite a visualização nítida de cada uma, separadamente. Já em mamas com substituição adiposa, a visualização seria mais evidente. Entretanto, sendo ou não visível a estrutura vascular, o serviço informou que esse critério não prejudica a leitura e interpretação correta da imagem, não sendo um indicativo da exposição ótima da mama.

Com relação ao critério 10, a visualização dos poros da pele na imagem, o serviço argumentou que a estrutura da pele não oferece informação diagnóstica relevante, não sendo importante a sua demonstração na imagem. Além disso, a visualização dessa estrutura aumentaria a densidade geral da imagem, oferecendo um exame de menor contraste, segundo informações do serviço de mamografia do serviço A.

No sistema digital, as mamografias em incidência crânio-caudal analisadas tiveram reprovação apenas no critério de posicionamento 1, que se refere à visualização do músculo peitoral na borda da imagem. Em sendo difícil a obtenção da visualização do músculo nessa incidência, assim como ocorreu no serviço A, o serviço B obteve baixa adequação em relação a este critério. No caso, nenhum exame digital analisado neste trabalho, em projeção crânio-caudal, obteve a visualização do músculo peitoral na borda lateral da imagem. Nos critérios de exposição, os exames tiveram mais de 70% de aprovação em todos os critérios.

Nas projeções médio-lateral-obliquas realizadas no sistema analógico, as mamografias tiveram baixa adequação somente com relação ao critério de posicionamento 2, que refere-se à visualização do ângulo inframamário. Nesta exposição, a visualização do ângulo inframamário é de extrema importância, pois assegura que a região mais medial da mama foi visualizada por completo, permitindo o estudo da presença de algum achado mamográfico. O serviço informou que mamografias que não oferecem a visualização do ângulo inframamário requerem repetição. Entretanto, sendo o serviço de atendimento à pacientes submetidas a mamografias de diagnóstico e controle, e em sendo essas pacientes geralmente de difícil posicionamento devido a já terem feito algum procedimento

cirúrgico, a visualização correta do ângulo inframamário é, às vezes, prejudicada. Nesses casos, uma incidência adicional é realizada, com ou sem compressão, de maneira a oferecer a visualização daquela porção medial da mama da paciente.

No sistema digital, as incidências médio-lateral-obliquas tiveram baixa adequação no critério de posicionamento 1, que refere-se à visualização do ângulo peitoral em ângulo correto, e no critério de exposição 11, que refere-se à visualização dos poros da pele na imagem. O vértice do músculo peitoral (ângulo inferior) deve estar na altura do mamilo ou abaixo, o que permite uma boa avaliação do espaço mamário retroglândular. Nessas incidências, foi realizada uma repetição ou uma complementação para permitir a visualização e análise do tecido dessa região. Já a visualização dos poros da pele na imagem não ocorreu por aumentar a densidade geral da imagem e reduzir o contraste do exame, assim como no serviço A.

Nessa avaliação, o sistema digital obteve melhores resultados em termos de imagem que o sistema analógico. Entretanto, a análise foi realizada por profissionais do próprio serviço e não houve estudo com outro avaliador. O resultado final da análise das imagens ofereceria um perfil mais próximo da realidade caso houvesse uma avaliação além do médico radiologista no seu próprio serviço, como foi feita, uma complementação inter-avaliadores. Dessa forma a análise das mamografias seria feita de maneira mais impessoal, oferecendo um resultado mais representativo em termos de pesquisa.

Com relação aos critérios da qualidade da imagem, ficou clara a predominância da reprovação em critérios de posicionamento em relação aos de exposição. Sendo um parâmetro que depende exclusivamente do conhecimento dos técnicos que realizam os exames, o resultado sugere que esses podem ser realizados com mais cuidado, de maneira a oferecer um padrão mais uniforme de exames. Isso pode ser facilmente obtido com o treinamento contínuo dos profissionais envolvidos e com a atualização e manutenção no mamógrafo.

Na análise do padrão encontrado na imagem do objeto simulador (Tabela 5), foi possível a visualização de 5 fibras, 4 massas e 3,5 grupos de microcalcificações. O recomendado pelo fabricante é a visualização de pelo menos 4 fibras, 3 massas e 3 grupos de microcalcificações (RMI, 2002). Dessa forma, a imagem obtida da exposição do objeto simulador sugere que o mamógrafo e o sistema de processamento utilizados oferecem exames de qualidade diagnóstica. Segundo

informações do fabricante, este tipo de teste deve ser realizado semanalmente no serviço, de maneira a garantir o contraste ótimo que permita a distinção das estruturas para assegurar um diagnóstico seguro (RMI, 2002).

5.1.3 Técnicas Utilizadas

Com relação aos parâmetros técnicos dos exames (tensão de pico e carga), observa-se que a amostra de pacientes cujos exames foram analisados nesta pesquisa foi predominantemente composta por mamas com espessura comprimida maior que 5,0 cm, devido aos elevados valores de tensão de pico. Quanto à carga, os valores em exames analógicos foram mais homogêneos, já para exames digitais houve predominância para valores de carga entre 126 e 150 mAs.

Uma vez que os dois serviços estudados tinham controle automático de exposição com escolha de tensão de pico e carga, as diferenças nos histogramas sugerem que o perfil de pacientes atendidas nos serviços A e B são diferentes. O serviço B realizou exames com maiores valores de tensão de pico, e em sendo as pacientes com espessura de mama comprimida maiores que as do serviço A, isso sugere que no serviço B foram atendidas pacientes com mamas mais densas. Em sendo o serviço A especializado em mamografias diagnósticas e de controle, atende a pacientes usualmente com mais idade e com mamas mais lipossubstituídas, de forma a possuírem menos espessura comprimida e requererem menor tensão de pico para a realização do exame.

5.1.4 Kerma Incidente no Ar e Dose Glandular Média em Pacientes Reais

Na avaliação dos valores encontrados de kerma incidente e dose glandular média em pacientes reais, pode-se notar a prevalência de altas doses no sistema analógico, principalmente com relação ao kerma incidente (Tabela 11).

Essa análise foi realizada comparando-se os valores médios de kerma incidente no ar e dose glandular média somente das mamografias realizadas em

pacientes cuja espessura da mama comprimida era de $5,0 \pm 0,5$ cm para o kerma e $4,2 \pm 0,5$ cm para a dose. Esses valores foram escolhidos devido a terem níveis de referência para as grandezas kerma incidente e dose glandular média (EC 1996; ACR, 1999).

Tabela 11 – Porcentagens de adequação dos valores médios de kerma incidente e dose glandular média encontrados neste trabalho com os níveis de referência estabelecidos na literatura (EC, 1996; ACR 1999).

	Kerma inc.		DGM	
	Analógico	Digital	Analógico	Digital
CC	78% maior	8% maior	Aceitável	Aceitável
MLO	81% maior	14% maior	19% maior	Aceitável

Os valores médios de dose glandular média no sistema digital estavam todos menores que o nível de referência de 3 mGy, mostrando que a rotina de trabalho no serviço B está de fato protegendo as pacientes. No sistema analógico, o valor médio de dose glandular média encontrado estava dentro do recomendado em incidências crânio-caudais, e 19% maior que o nível de referência para médio-lateral-obliquas.

Quanto ao kerma incidente, ambos os serviços extrapolaram o valor recomendado para ambas as incidências. O sistema digital obteve valores mais altos que o sugerido pela literatura, mas ainda assim, menores que os encontrados em mamografia analógica. De fato, o serviço A obteve valores demasiado altos para o kerma incidente no ar, o que requer um estudo mais apurado das causas que levaram a esse aumento de dose e, se rotineiramente essas doses estão sendo depositadas às pacientes ou se foi um caso isolado.

Apesar de todos os valores médios de kerma incidente no ar estarem acima do recomendado, a grandeza que oferece alguma relação com o risco da exposição à paciente é a dose glandular média, onde os valores estiveram, em sua maioria, abaixo dos níveis de referência. Apenas para incidências médio-lateral-obliquas no sistema analógico esta ficou acima do recomendado, 19% acima. Entretanto, esse valor calculado para a dose pode ser muito menor, tendo em vista a incerteza relativa expandida de 18,5% para mais e para menos, sugerida por IAEA (2007, p.

181). Assim como no caso da dosimetria com objeto simulador, essa incerteza foi determinada para a utilização em pesquisa, quando cálculos dosimétricos de dose são realizados seguindo os métodos descritos naquele documento, utilizando-se de medições realizadas com poucas repetições e equipamentos calibrados, porém básicos e com poucos recursos. Caso as medições estivessem sendo realizadas com um maior número de repetições e em equipamentos de maior confiabilidade, a incerteza relativa expandida seria de 15,3%. E, no caso ideal, onde as condições de exposição são extremamente controladas, onde correções para qualquer tipo de influência são levadas em consideração e o detector oferece grande sensibilidade, exatidão e precisão, a incerteza relativa expandida seria de 14,6% (IAEA, 2007, p. 110-111, 181). Dessa forma, os valores de dose glandular média ficam quase todos dentro do aceitável, assim como do kerma para o sistema digital. Para o kerma no sistema analógico, os valores calculados foram bem mais altos que os níveis de referência.

Os exames analisados realizados pelo sistema analógico obtiveram resultados insatisfatórios quanto à qualidade das imagens obtidas e ao kerma incidente no ar e parte da dose glandular média na paciente. O presente estudo utilizou-se de uma quantidade reduzida de amostras devido à recomendação da pesquisa da IAEA em termos de padronização de resultados, uma vez que pesquisas semelhantes foram realizadas em outros estados do Brasil e em outros países da América Latina (IAEA, 2009).

5.2 CONCLUSÕES

O objetivo do trabalho foi determinar o kerma incidente no ar e a dose glandular média em pacientes submetidas a mamografias em incidências crânio-caudais e médio-lateral-obliquas, através de cálculos dosimétricos. Para tanto, foi necessária a determinação do rendimento do tubo de raios X dos mamógrafos envolvidos nessa pesquisa e a determinação da camada semi-redutora de cada mamógrafo. Aproveitou-se para determinar o kerma incidente no ar e a dose glandular média para o objeto simulador padrão, como recomendado para essa pesquisa pela IAEA (IAEA, 2009). Além disso, fez-se a análise da qualidade das

imagens de pacientes reais, tendo em vista os critérios de qualidade da imagem quanto ao posicionamento e à exposição, estabelecidos para as incidências crânio-caudal e médio-lateral-oblíqua (EC, 1996).

As mamografias realizadas no sistema analógico tiveram menor porcentagem de adequação aos critérios de qualidade de imagem do que as realizadas pelo sistema digital CR. Esse baixo rendimento pode ser justificado pelo perfil das pacientes lá são atendidas. A grande maioria já foi submetida a algum tipo de procedimento cirúrgico, o que muda o aspecto da mama e dificulta o posicionamento ideal segundo os critérios de aceitação. Este serviço só realiza mamografias de diagnóstico ou de controle.

Apesar de atender a pacientes com maior dificuldade para o posicionamento, os resultados desse estudo sugerem que o serviço A pode adequar-se para atender aos critérios de qualidade de imagem em mamografia, a fim de oferecer um exame que ofereça condições ótimas de laudo e de dose de radiação. O diagnóstico correto deve eliminar falsos positivos e falsos negativos, de maneira e oferecer um indicativo da real situação da paciente. Para tanto, uma mamografia bem feita é de fundamental importância, uma vez que descobertas precoces de cânceres aumentam muito as chances de um tratamento bem-sucedido.

Com relação aos valores calculados de kerma incidente e dose glandular média para o objeto simulador, estes estavam dentro do aceitável levando-se em consideração os limites de erro. Já para as pacientes reais, os valores encontrados foram bastante altos, predominantemente para o kerma, que chegou a valores 81% maiores que o recomendado para incidências médio-lateral-oblíquas, no sistema analógico. Para a dose glandular média, todos os valores calculados para o sistema digital estavam dentro do recomendado; para o analógico, estavam em torno de 19% maiores que o nível de referência. Entretanto, dada a incerteza relativa expandida de 18,5%, o valor calculado pode ter sido super estimado.

Em geral, as mamografias realizadas no sistema digital ofereceram menores doses em comparação com o sistema analógico. Entretanto, faz-se necessário um estudo com uma maior quantidade de amostras para reduzir as incertezas e oferecer uma amostra mais representativa da rotina de exames nesses campos de coleta.

5.3 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Como mencionado, um estudo mais abrangente, com uma maior quantidade de amostras seria de grande importância, de maneira a oferecer uma reprodução mais próxima à realidade do serviço e, conseqüentemente, uma comparação mais confiável com relação aos níveis de referência estabelecidos.

Além disso, um estudo com outras incidências, as complementares, também seria interessante, uma vez que com freqüência é necessária uma complementação do exame. Isso gera mais dose à paciente, apesar do evidente benefício clínico que essa incidência possa oferecer.

Mais estudos em mamografia digital também são importantes, visto que a tendência é a substituição dos aparelhos analógicos pelos digitais com o passar do tempo. Para tanto, estudos de controle de qualidade vêm a ajudar na instalação desses serviços e oferecer qualidade de exame e proteção à paciente.

REFERÊNCIAS

ACERVO PESSOAL. **Fotografia**. Tirada em 3 de agosto de 2011.

ACR, American College of Radiology. **Mammography quality control manual**. Revised edition. ACR, Reston, 1999.

AGFA, **CR MD 4.0 General Cassete**. Agfa Health Care. http://www.agfahealthcare.com/he/brazil/pt/internet/main/products_services/compute_d_radiography/cassettes_imaging_plates/cr_md40_cassete.jsp, 08/08/2001.

ÁPICE PRODUTOS MÉDICOS. **Anatomia da mama**. http://www.apicepromed.com/imagens/anatomia%20da%20mama_3.jpg, 25/07/2011.

BUSHONG, Stewart Carlyle. **Radiologic Science for Technologists**. 9 ed. St. Louis: Mosby Elsevier, 2008.

COUTINHO, Célia Maria Campos. **Avaliação da dose glandular em sistemas de mamografia convencional e digital utilizando um phantoma dosimétrico**. 2009. 116 p. Tese (Doutorado em Engenharia Nuclear) – Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa em Engenharia. Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2009.

DANCE, D. R. **Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose**. Phys. Med. Biol. V35, pp. 1211-1219. 1990.

EC, European Commission. **European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images**. EUR 16260 EN. 88 p. Luxembourg, 1996.

EC, European Commission. **European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis**. 4 ed. In PERRY N; BROEDERS M; DE WOLF C. et al. (eds): Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, 2006.

HEYWANG-KÖBRUNNER, Sylvia; SCHREER, Ingrid; DERSHAW, D; FRASSON, Antonio. **Mama – Diagnóstico por Imagem**. Rio de Janeiro: Livraria e Editora RevinteR, 1999.

HOFF, G. **Cálculo da dose em glândula mamária, utilizando o código de transporte de Monte Carlo MCNP, para as energias utilizadas em mamografia.** 2005. Tese (Doutorado). Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2005.

HOLOGIC, **Setting the benchmark for screen-film mammography.** <http://www.hologic.com/pt/breast-screening/miv-screen-film-mammography/>, 08/08/2011.

IAEA, International Atomic Energy Agency. **International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources.** Safety Series 115. 48 p. Vienna, 1996.

IAEA, International Atomic Energy Agency, **Optimization of the radiological protection of patients: Image quality and dose in mammography (coordinated research in Europe).** IAEA TECDOC 1447. 92 p. Vienna, 2005.

IAEA, International Atomic Energy Agency. **Dosimetry in diagnostic radiology: Na international code of practice.** Technical Reports Series n° 457. 372 p. Vienna, 2007.

IAEA, International Atomic Energy Agency. **Project Datasheet RLA/9/067.** <http://tc.iaea.org/tcweb/regionalsites/latinamerica/country/default.asp?cid=BRA> http://tc.iaea.org/tcweb/projectinfo/projectinfo_body.asp, 2009.

IANELLI, Douglas. **Mamografia Digital VS. Mamografia Convencional.** Tecnologia Radiológica. http://www.tecnologiaradiologica.com/materia_dianelli2.htm, 08/08/2011.

ICRP, International Commission on Radiological Protection. **Radiological protection and safety in medicine.** Publication 73, Pergamon Press, Oxford and New York, 1996.

ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements. **Fundamental quantities and units for ionizing radiation.** Journal of the ICRU, Report 60, Maryland, 1998.

IRD, Instituto de Radioproteção e Dosimetria. **Grandezas e unidades para radiação ionizante.** Comissão Nacional de Energia Nuclear. Ministério da Ciência e Tecnologia. 27 p. 2002.

KOPANS, Daniel B. **Breast Imaging**. 3 ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2007.

LEE, Linda; STICKLAND, Verdi; WILSON, Robin; EVANS, Andrew. **Fundamentals of Mammography**. 2 ed. London: Churchill Livingstone, 2003.

LOPES, Aimar Aparecida; LEDERMAN, Henrique M; DIMENSTEIN, Renato. **Guia prático de posicionamento em mamografia**. São Paulo: Editora SENAC, 2000.

MS, Ministério da Saúde. **Diretrizes de Proteção Radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Portaria nº 453/98. Diário Oficial da União nº 103, 2 de junho de 1998.

MS, Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Instituto Nacional de Câncer. **Controle do câncer de mama: Documento de consenso**. 39 p. Rio de Janeiro, RJ, 2004.

MS, Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância em Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Instituto Nacional de Câncer. **Mamografia: da prática ao controle**. 112 p. Rio de Janeiro, RJ, 2007.

MS, Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância em Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Instituto Nacional de Câncer. Coordenação de Prevenção e Vigilância. **Inquérito domiciliar sobre comportamentos de risco e morbidade referida de doenças e agravos não-transmissíveis**. Cap. 10. p. 121-131. Rio de Janeiro, RJ, 2005.

MS, Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância em Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Instituto Nacional de Câncer. **Câncer de Mama**. http://www.inca.gov.br/conteudo_view.asp?ID=336, 08/08/2011.

MS, Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância em Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Instituto Nacional de Câncer. Coordenação de Prevenção e Vigilância. **Estimativa 2010: incidência de câncer no Brasil**. 100 p. Rio de Janeiro, RJ, 2009.

NCI, National Cancer Institute. Department of Health and Human Services. United States of America. **Mammograms**. <http://www.cancer.gov/cancertopics/factsheet/detection/mammograms>, 08/08/2011.

NCRP, National Council on Radiation Protection and Measurement. **Implementation of the Principle of as low as reasonably achievable (ALARA) for medical and dental personnel**. Bethesda, MD. Dezembro, 1990.

NHSBSP, National Health Service Breast Screening Program. **Review of radiation risk in breast screening**. Publication 54. South Yorkshire, UK. 2003.

PISANO ED; GATSONIS C; HENDRICK E; et al. **Diagnostic performance of digital versus film mammography for breast cancer screening**. *New England Journal of Medicine*; 353(17):1773–1783. 2005.

RMI, Gammex 156. Mammographic Accreditation Phantom. **Manual do usuário**. Middleton, USA. 2002.

ROSENSTEIN, M. **Diagnostic reference levels for medical exposure of patients: ICRP guidance and related ICRU quantities**. *Healthy Physics*, v.95, n.5, pp. 528-534. 2008.

ROTHENBERG, L. N. **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. 1993.

SIEMENS, **Mamografia: um exame preventivo**. Siemens Health Care. <http://www.siemens.com.br/templates/coluna1.aspx?channel=3438>, 08/08/2011.