

ESTIMATIVA DO KERMA NO AR NA SUPERFÍCIE DE ENTRADA EM
EXAMES MAMOGRÁFICOS

Larissa Conceição Gomes Oliveira

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS
PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA
NUCLEAR.

Aprovada por:

Prof. Ricardo Tadeu Lopes, D.Sc

Dra. Simone Kodlulovich, D.Sc

Prof. Delson Braz, D.Sc

Dra. Linda Viola Ehlin Caldas, D.Sc

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL
JANEIRO DE 2007

OLIVEIRA, LARISSA CONCEIÇÃO
GOMES

Estimativa do kerma no ar na
superfície de entrada em exames
mamográficos [Rio de Janeiro] 2007

XIII, 89p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ,
M.Sc., Engenharia Nuclear, 2007)

Dissertação – Universidade Federal
do Rio de Janeiro, COPPE

1. Mamografia

2. Kerma no ar na Entrada da Pele
(ESAK)

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

"Eu escrevo sem esperança de que o que eu escrevo altere qualquer coisa. Não altera em nada... Porque no fundo a gente não está querendo alterar as coisas. A gente está querendo desabrochar de um modo ou de outro..."

Clarice Lispector

AGRADECIMENTOS

A Deus, por iluminar meu caminho e dar força para percorrê-lo.

À minha família, pelo apoio, carinho, compreensão e incentivo constante.

À Simone Kodlulovich, por aceitar realizar o trabalho de orientação desta Dissertação, pela amizade, paciência, gentileza e disponibilidade.

Ao Professor e orientador Ricardo Tadeu, pela orientação acadêmica, disponibilidade, atenção durante todo o desenvolvimento da Dissertação.

Aos amigos Jaime, Caetano, Luisa, Bruno, Gilberto, Sielso e Alessander, pela ajuda, incentivos e força indispensáveis à realização deste trabalho.

As minhas queridas amigas Aline e Elaine, que demonstraram grande carinho, compreensão e ajuda em cada passo da minha vida.

Ao amigo Maciel Ramos, por sua dedicação e sugestões que contribuíram muito para o desenvolvimento do trabalho.

Aos amigos do IRD, Cláudia, Carlos Lacerda, Cláudio Domingues, Célia Regina, Éster, Leslie, João Feital e Antonio Mario, o meu sincero agradecimento.

As Clínicas e às técnicas de mamografia, em especial à Patrícia, Cláudia, Vanilza, Maria da Graça e Daniele, sem as quais não seria possível a realização deste trabalho.

Aos médicos radiologistas, em especial ao Dr. Eduardo, Dr. Sérgio e Dr. Cristiano, pela dedicação e oportunidade de compartilhar seus conhecimentos.

Ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) e à UFRJ/COPPE, pela possibilidade de realizar este trabalho.

Ao CNPq, pela concessão da bolsa de mestrado.

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

ESTIMATIVA DO KERMA NO AR NA SUPERFÍCIE DE ENTRADA EM EXAMES MAMOGRAFICOS

Larissa Conceição Gomes Oliveira

Janeiro/2007

Orientadores: Ricardo Tadeu Lopes
Simone Kodlulovich

Programa: Engenharia Nuclear

A proposta deste trabalho foi avaliar a distribuição do kerma no ar na superfície de entrada (ESAK) em cinco Clínicas de mamografia situadas no município do Rio de Janeiro (de A a E). Sendo que a Clínica E foi selecionada para a avaliação da influência da espessura e composição da mama nos valores de ESAK. Os critérios de qualidade da imagem (clínicos e físicos) foram considerados, assim como a Dose Média Glandular (D_G). Foram estudados dados referentes a 1.140 pacientes selecionados aleatoriamente, num total de 4.520 imagens mamográficas. Foi obtido um valor de ESAK médio para espessura de mama de 45 mm igual a 5,58 mGy na Clínica A; na Clínica B foi de 10,07 mGy; na Clínica C igual a 13,89 mGy; e 7,21 mGy na Clínica D. Comparando os resultados encontrados com o valor de referencia (igual a 10 mGy), a Clínica C apresentou um valor de ESAK superior em 38,9% ao limite recomendado para uma espessura de 45 mm. Na D_G pode-se observar que para uma espessura da mama comprimida de 50 mm, o valor da D_G variou de 0,20 e 3,60 mGy, encontrando como valor médio igual a 1,50 mGy para todas as Clínicas estudadas. Na avaliação da qualidade da imagem, a Clínica D foi à única clínica que apresentou uma aceitabilidade de critérios muito baixa e inadequação no quesito de microcalcificações. Para avaliar a influência da espessura e composição da mama, a Clínica E (794 imagens mamográficas) foi selecionada. Os valores de ESAK estimados no método-simulador foram inferiores para todas as diferentes espessuras e composições da mama estudadas ao comparar-se com os valores obtidos com método-paciente.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for degree of Master of Science (M. Sc.).

EVALUATION THE ENTRANCE SURFACE AIR KERMA IN MAMMOGRAPHIC EXAMS

Larissa Conceição Gomes Oliveira

January/2007

Advisors: Ricardo Tadeu Lopes

Simone Kodlulovich

Department: Nuclear Engineering

The aim of this work is to evaluate the distribution of entrance surface air kerma (ESAK) in five-mammography facilities situated in Rio de Janeiro (A - E). The E Clinic has been selected to evaluate breast thickness and composition influence in the ESAK values. The criteria for image quality (clinical and physicists) were considered just as the Average Glandular Dose (D_G). Data related to 1140 patients were carried out reaching a total of 4520 mammograms images. It was obtained a medium ESAK value for breast thickness of 45 mm equal to 5.58 mGy in A Clinic; in B Clinic equal to 10.07mGy; in C Clinic equal to 13.89 mGy and in D Clinic equal to 7.21 mGy. Comparing the results found with the value of reference (equal to 10 mGy), C Clinic presented a superior ESAK value in 38.9% for the limit recommended for a thickness of 45 mm. In D_G it can be seen that for the same compressed breast thickness of 50 mm, the D_G value varied from 0.20 to 3.60 mGy, reaching as medium value equal to 1,50mGy for all Clinics studied. In the image quality evaluation, D Clinic was the only one which presented a very low acceptability of quality criteria and inadequacies in relation to microcalcification and mass. To evaluate, the breast thickness and composition influence E Clinic (794 radiographic images) was selected. Through the results it was possible to verify that the entrance skin dose estimated for phantom-methods were low in all breast thicknesses and composition in comparison with the patient-methods.

ÍNDICE

CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO	01
CAPÍTULO II - FUNDAMENTOS TEÓRICOS	04
2.1 Aspectos físicos da mamografia.....	04
2.1.1 Princípios de funcionamento do mamógrafo	05
2.2 Formação da imagem em mamografia.....	11
2.2.1 Anatomia da mama.....	11
2.2.2 Tipos de tecidos mamários	12
2.2.3 Classificação da mama	13
2.2.4 Absorção diferencial dos raios X.....	14
2.3 Tipos de incidência e posicionamento da mama.....	16
2.4 Indicadores técnicos da qualidade da imagem.....	19
2.5 Programa de Garantia da Qualidade em mamografia.....	22
2.6 Avaliação da qualidade da imagem.....	23
2.7 Mamografia Digital a partir de um sistema digital CR (Computed Radiography)	27
2.8 Níveis de Referência em Mamografia	29
2.9 Dosimetria.....	31
CAPÍTULO III - MATERIAIS E MÉTODOS	36
3.1 Avaliação de desempenho dos equipamentos e da processadora	38
3.2 Taxa de rejeição de filmes radiográficos	40
3.3 Avaliação da Qualidade da Imagem.....	40
3.4 Avaliação da dose em uma amostra de pacientes.....	42
3.4.1 Determinação do Kerma no ar na Superfície de Entrada (ESAK) em pacientes.....	42
3.4.2 Avaliação da Dose Média Glandular (D_G) nas pacientes.....	44
3.4.3 Avaliação da influência da espessura e da composição da mama nos valores de ESAK.....	46
3.5 Avaliação de Incertezas.....	47

CAPÍTULO IV - RESULTADOS E DISCUSSÕES	49
4.1 Avaliação dos equipamentos.....	49
4.2 Avaliação do sistema de revelação	51
4.2.1 Controle sensitométrico	51
4.3 Taxa de rejeição de filmes radiográficos	51
4.4 Avaliação da Qualidade da Imagem.....	53
4.5 Avaliação da dose em uma amostra de pacientes	56
4.5.1 Características das pacientes.....	56
4.5.2 Quilovoltagem aplicada nos exames	62
4.5.3 Avaliação do kerma no ar na superfície de entrada (ESAK) em pacientes .	64
4.5.4 Avaliação da Dose Média Glandular (D_G).....	72
4.5.5 Avaliação da influência da espessura e composição da mama nos valores de ESAK	76
CAPÍTULO V – CONCLUSÃO.....	80
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	84

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Esquema do mamógrafo e seus principais componentes	05
Figura 2.2 Espectro de feixes de raios X não filtrados de um alvo de molibdênio para diferentes faixas de energia (CEC, 1996b).....	06
Figura 2.3 Espectro de feixes de raios X com alvo de ródio para diferentes faixas de energia (CEC, 1996b).....	07
Figura 2.4 Ampliação - mama apoiada em uma plataforma para produzir uma imagem com uma ampliação de 1,5 X	08
Figura 2.5 O efeito da compressão da mama.....	09
Figura 2.6 Grade – a radiação espalhada é absorvida pelas linhas da grade, enquanto o feixe primário de radiação atravessa a grade e atinge o filme (GAONA, 2002).....	10
Figura 2.7 Contribuição da radiação espalhada em função da espessura da mama para exames realizados com e sem grades (CCM, 2000)	10
Figura 2.8 Principais estruturas mamárias	12
Figura 2.9 Imagem da mama na incidência crâneo-caudal (CC) obtida com mamógrafo convencional.....	13
Figura 2.10 Variação do coeficiente de atenuação linear com a energia dos fótons para tecidos da mama e o carcinoma ductal infiltrante (JOHNS e YAFFE, 1987)	14
Figura 2.11 Posicionamento da mama na incidência Médio-Lateral-Oblíqua (MLO)	17
Figura 2.12 (a) Estruturas mamárias na incidência MLO e (b) Imagem radiográfica da mama na incidência MLO	17
Figura 2.13 Posicionamento da mama na incidência Crâneo-Caudal (CC)	18
Figura 2.14 (a) Estruturas mamárias na incidência CC e (b) Imagem radiográfica da mama na incidência CC.....	18
Figura 2.15 Padrão de resolução de alto contraste	19
Figura 2.16 Variação da densidade óptica de uma parte do corpo humano	21
Figura 2.17 (a) Simulador físico; (b) objetos de testes contidos no simulador do ACR (ACR, 1999).....	26
Figura 2.18 Simulador físico do Centro de Diagnóstico Mamário (CDM)	27
Figura 2.19 (a) Placa de imagem de fósforo fotoestimulante e (b) cassetes de tamanhos 18 X 24 cm e 24 X 30 cm.....	28
Figura 2.20 Posicionamento do cassete digital e do cassete filme-écran no “bucky”	28
Figura 2.21 Leitura da imagem latente de uma placa de imagem digital	29
Figura 3.1 (a) Esquema experimental do teste sensitométrico; (b) Faixa sensitométrica no filme	39

Figura 3.2 Formulário para o registro dos Critérios de Qualidade para a incidência Médio-Lateral-Oblíqua (MLO).....	41
Figura 3.3 Formulário para o registro dos Critérios de Qualidade para a incidência Crâneo-Caudal (CC).....	41
Figura 3.4 Suporte de espessura variável (10 e 70 mm) da câmara de ionização.....	43
Figura 3.5 Posição da câmara de ionização no mamógrafo.....	43
Figura 3.6 Determinação do fator de conversão g_{PB} em função da CSR.....	46
Figura 3.7 Simulador de mama da Victoreen modelo 18-222	47
Figura 4.1 Distribuição das causas de filmes rejeitados no mês de abril da Clínica A.....	52
Figura 4.2 Distribuição das causas de filmes rejeitados no mês de maio da Clínica A....	52
Figura 4.3 Freqüência de aceitabilidade de cada critério de qualidade de imagem para as Clínicas B, C e D na incidência MLO	54
Figura 4.4 Freqüência de aceitabilidade de cada critério de qualidade de imagem para as Clínicas B, C e D na incidência CC	55
Figura 4.5 Distribuição da freqüência de exames em função da idade das pacientes de cada Clínica	57
Figura 4.6 Distribuição da freqüência das mamas em função da espessura da mama comprimida da Clínica A e da Clínica B	58
Figura 4.7 Distribuição da freqüência das mamas em função da espessura da mama comprimida da Clínica C e da Clínica D	59
Figura 4.8 Distribuição da freqüência das mamas em função da espessura da mama comprimida para a incidência Crâneo-Caudal (CC) e Médio-Lateral-Oblíqua (MLO)	61
Figura 4.9 Distribuição da freqüência das mamas em função da espessura da mama comprimida para a incidência Crâneo-Caudal (CC) e Médio-Lateral-Oblíqua (MLO) (YOUNG e BURCH, 2000).	61
Figura 4.10 Distribuição da freqüência da quilovoltagem utilizada durante os exames da Clínica A e da Clínica B	62
Figura 4.11 Distribuição da freqüência da quilovoltagem utilizada durante os exames da Clínica C e da Clínica D.....	62
Figura 4.12 Distribuição dos valores de ESAK médios em função da espessura da mama comprimida para a Clínica A e B	66
Figura 4.13 Distribuição dos valores de ESAK médios em função da espessura da mama comprimida para a Clínica C e D.....	66
Figura 4.14 (a) Distribuição dos valores de ESAK médios em função da espessura da mama comprimida para todas as Clínicas estudadas; (b) Distribuição total dos valores de ESAK em função da espessura da mama comprimida para todas as Clínicas.....	67

Figura 4.15 Distribuição do ESAK médio para diferentes espessuras da mama e incidências de rotina, CC e MLO	68
Figura 4.16 Distribuição do ESAK médio para diferentes composições da mama e espessura da mama comprimida de 50 mm.....	70
Figura 4.17 Distribuição do ESAK em função da composição da mama Adiposa e Densa (• valor máximo; - valor médio; x valor mínimo) para uma espessura da mama comprimida de 50 mm	71
Figura 4.18 Distribuição do ESAK em função da composição da mama Moderadamente densa e Heterogeneamente densa (• valor máximo; - valor médio; x valor mínimo) para uma espessura da mama comprimida de 50 mm.....	71
Figura 4.19 (a) Distribuição dos valores de D_G médios em função da espessura da mama comprimida para todas as Clínicas estudadas; (b) Distribuição total dos valores de D_G em função da espessura da mama comprimida para todas as Clínicas.....	72
Figura 4.20 Distribuição da dose média glandular em função da espessura da mama comprimida (40 mm a 55 mm) nas Clínicas A, B, C e D (■ valor máximo; - valor médio; • valor mínimo).....	73
Figura 4.21 Distribuição da dose média glandular para as Clínicas A, B, C e D (• valor máximo; - valor médio; e x valor mínimo) e Arcal (ARCAL, 2005) para a incidência Crâneo-Caudal	75
Figura 4.22 Distribuição da dose média glandular para as Clínicas A, B, C e D (• valor máximo; - valor médio; e x valor mínimo) e Arcal (ARCAL, 2005) para a incidência Médio-Lateral-Oblíqua	76
Figura 4.23 (a) Distribuição dos valores de ESAK médios em função da espessura da mama comprimida na Clínica E; (b) Distribuição total dos valores de ESAK em função da espessura da mama comprimida na Clínica E	77
Figura 4.24 Distribuição dos valores de ESAK no simulador de mama de espessuras e composições variável	78
Figura 4.25 (a) Distribuição do ESAK para pacientes e simuladores de composição 70%/30% e (b) Distribuição do ESAK para pacientes e simuladores de composição 30%/70%	78
Figura 4.26 Distribuição do ESAK para pacientes e simuladores de composição 50%/50%	79

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1 Características dos materiais do alvo utilizados em mamografia (BARNES, 1999; GAONA, 2002).....	07
Tabela 2.2 Densidades típicas dos tecidos mamários e algumas patologias (GAONA, 2002).....	16
Tabela 2.3 Descrição de cada critério de qualidade da imagem avaliado na incidência MLO	24
Tabela 2.4 Descrição de cada critério de qualidade da imagem avaliado na incidência CC.....	25
Tabela 2.5 Fator de retroespalhamento em função do CSR (CEC, 1996).....	33
Tabela 2.6 Fatores de conversão g_{PB} para o cálculo da D_G para uma mama padrão de 50 mm, a partir do ESAK (DANCE, 1990)	34
Tabela 2.7 Fatores de Conversão g_{PB} para o cálculo da D_G para diferentes espessuras da mama a partir do ESAK (DANCE, 1990)	35
Tabela 3.1 Principais características de cada clínica e mamógrafos.....	37
Tabela 3.2 Correlação dos diferentes modos de exposição para os mamógrafos Lorad MIV e GE 700T/DMR.....	38
Tabela 3.3 Fatores de conversão g_{PB} para o cálculo da D_G para uma mama padrão de 50 mm, a partir do INAK (DANCE, 1990)	45
Tabela 3.4 Discriminação das incertezas para a Clínica A.....	48
Tabela 3.5 Valores da incerteza relativa expandida para as Clínicas B, C, D e E.....	48
Tabela 4.1 Resultados das medidas dos testes de desempenho dos mamógrafos das Clínicas em estudo	49
Tabela 4.2 Resultado da visualização dos objetos de testes do simulador ACR produzidos nas Clínicas A, B, C, D e E.	56
Tabela 4.3 Valores médios e desvio das espessuras de mama comprimida nas Clínicas A, B, C e D e na literatura. Valores entre parênteses indicam intervalos mínimos e máximos.....	60
Tabela 4.4 Valores médios, mínimos e máximos das quilovoltagens aplicadas nos exames. Valores entre parênteses indicam o percentual (%) da quilovoltagem de maior freqüência.....	63
Tabela 4.5 Valores de quilovoltagens encontradas na literatura. Valores entre parênteses indicam o percentual (%) da quilovoltagem de maior freqüência.	64
Tabela 4.6 Valores de ESAK obtidos a partir da curva de rendimento e com a câmara de ionização para a Clínica A.....	65

Tabela 4.7 Valores médios, mínimos e máximos de Kerma no ar para as incidências CC e MLO.....	68
Tabela 4.8 Valores de dose média glandular para s Clínicas A, B, C e D e os publicados na literatura. Valores entre parênteses representam os intervalos encontrados.....	74

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

O câncer de mama é o segundo tipo de câncer mais freqüente no mundo e o primeiro entre as mulheres. Tem-se observado que, em alguns países desenvolvidos, como é o caso dos Estados Unidos, Canadá, Reino Unido, Holanda, Dinamarca e Noruega, um aumento da incidência do câncer de mama vem acompanhado de uma redução da mortalidade por esse câncer, o que está associado à detecção precoce por meio da mamografia para rastreamento e a oferta de tratamento adequado. Em outros países, como o Brasil, a aumento da incidência tem sido acompanhado do aumento da mortalidade, o que pode ser atribuído, principalmente, a um retardamento no diagnóstico e na instituição de terapêutica adequada (INCA, 2004).

O prognóstico do câncer de mama é relativamente bom se diagnosticado no estadiamento inicial. Estima-se que a taxa de sobrevivência após cinco anos seja de 65% (variando de 53 e 74%) nos países desenvolvidos e de 56% (49 e 51%) para os países em desenvolvimento, tendo como média geral 61% (INCA, 2006). O Auto-Exame das Mamas (AEM), o Exame Clínico das Mamas (ECM), a Ultra-Sonografia (USG) e a Mamografia (M) têm sido de fundamental importância para o diagnóstico precoce do câncer de mama.

Segundo o Instituto Nacional do Câncer, o INCA, o número de casos novos de câncer de mama esperados para o Brasil em 2006 é de 48.930, com um risco estimado de 52 casos a cada 100 mil mulheres. Na região Sudeste, o câncer de mama é o mais incidente entre as mulheres com um risco estimado de 71 casos novos por 100 mil. No Estado do Rio de Janeiro, por exemplo, a estimativa é de 7.850 casos novos, sendo 4.330 no município do Rio de Janeiro (INCA, 2006).

Situações semelhantes são observadas em outros países. No Reino Unido, de acordo com os dados da Comissão Européia (CEC, 2001), o câncer de mama, excluindo os de pele, é o mais freqüente, sendo a principal causa de óbitos associados com o câncer em mulheres. É também o segundo principal tipo de câncer responsável pelos óbitos de mulheres com câncer nos Estados Unidos, perdendo apenas para o câncer de pulmão (AMERICAN CANCER SOCIETY, 2004).

A detecção do câncer de mama em estágio inicial, antes dos sintomas se tornarem evidentes, diminui a mortalidade e aumenta as opções de tratamento (AMERICAN CANCER SOCIETY, 2004). Com isso, surge a importância de se ter um controle de qualidade dos equipamentos para assegurar um diagnóstico preciso. Nas últimas décadas, os avanços tecnológicos têm contribuído para aumentar a sensibilidade do exame mamográfico (CANELLA e col., 2000 e AZEVEDO, 1999). As primeiras imagens mamográficas foram realizadas sem a presença de telas intensificadores (écrans), com a exposição direta da radiação no filme, o que resultava em radiografias de baixo contraste e alta dose na paciente. A baixa qualidade da imagem dificultava a obtenção de um diagnóstico correto. Os avanços tecnológicos nos equipamentos de mamografia e na qualidade dos filmes radiográficos contribuíram para a melhoria significativa da qualidade da imagem mamográfica e para a maior sensibilidade da mamografia, permitindo o diagnóstico de patologias de pequenas dimensões, como as microcalcificações.

Em paralelo ao desenvolvimento tecnológico dos equipamentos, os Programas de Garantia da Qualidade também começaram a ser implementados, de forma a diminuir o número de repetições desnecessárias, além da redução do risco, do desconforto e da dose na paciente assim como do custo tanto para a paciente como para a sociedade (NCRP, 1988). Portanto, é fundamental a otimização de todo o procedimento radiográfico de forma a maximizar os benefícios da prática para a obtenção da alta qualidade da imagem requerida para o diagnóstico com a menor dose no paciente (ZDESAR, 2000).

Como base para o processo de otimização, recomenda-se a adoção de níveis de referência (MS, 1998 e CEC, 2001). Estes níveis são obtidos a partir da distribuição de dose nos pacientes numa amostra representativa de hospitais de uma região ou país ou a partir de estimativas feitas com o simulador de mama. Na prática, podem ser utilizados para identificar situações em que os níveis de dose no paciente são demasiadamente altos. Neste caso, os procedimentos e os equipamentos de raios X deverão ser verificados para se determinar se a proteção foi adequadamente otimizada.

As grandezas dosimétricas como Kerma no ar na Superfície de Entrada (EASK) e Dose na Superfície de Entrada (ESD) podem ser utilizadas como

indicadores de exposição à radiação - e conseqüentemente como níveis de referência em mamografia. O tecido glandular é o que apresenta maiores riscos de carcinogênese. Conseqüentemente, muitos países estabeleceram para mamografia a adoção da Dose Média Glandular (AGD) como nível de referência em diagnóstico.

No Brasil, com a publicação da Portaria 453 (MS, 1998) foi estabelecido como nível de referência em mamografia, o valor de 10 mGy para a dose de entrada da pele, para uma mama comprimida de 4,5 cm de espessura, composição 50% adiposa e 50% glandular, incidência Crâneo-Caudal (CC), anodo e filtração de molibdênio para exames com grades. Este valor foi baseado em estudos realizados pelos Padrões Internacionais de Segurança Básicos (International Basic Safety Standards - IAEA, 1996).

Considerando a importância do exame mamográfico na detecção precoce de anomalias mamárias, a necessidade da otimização para obtenção de uma imagem adequada e a falta de informação sobre a dose recebida pela paciente, o objetivo deste trabalho foi avaliar o Kerma no ar na Superfície de Entrada (ESAK) em uma amostra de pacientes de cinco clínicas do Rio de Janeiro, levando em consideração os critérios de qualidade da imagem requeridos para o diagnóstico. O resultado foi comparado com o nível de referência estabelecido pela Portaria 453 (MS, 1998).

CAPÍTULO II

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Aspectos Físicos da Mamografia

Em mamografia, para possibilitar a detecção de anomalias no tecido mamário, é importante que as imagens apresentem um alto contraste, uma alta resolução e um baixo ruído (CCM, 2000). A complexidade desta técnica radiográfica é acentuada devido às características intrínsecas da mama, da pequena diferença entre os coeficientes de atenuação dos tecidos saudáveis e das áreas suspeitas de malignidade bem como da reduzida dimensão das microcalcificações (0,1 mm de diâmetro).

A mamografia tem duas aplicações principais: a mamografia de rotina, como meio de rastreamento ("screening") em mulheres sem sinais ou sintomas de câncer de mama; e a mamografia diagnóstica, como método de investigação em mulheres com suspeita clínica de câncer de mama (GAONA, 2002 e KOCH e PEIXOTO, 1998).

O Instituto Nacional do Câncer (INCA, 2004) e a Sociedade Americana de Câncer (ACS, 2004) recomendam o rastreamento por mamografia, para mulheres com idades entre 50 a 69 anos, com o máximo de dois anos entre os exames; e a partir dos 35 anos de idade, para mulheres pertencentes a grupos populacionais com risco elevado de desenvolver câncer de mama.

Para se obter uma alta sensibilidade e especificidade diagnóstica, os equipamentos de raios X, as processadoras, os filmes e os écrans são especialmente projetados para mamografia. Técnicas radiográficas especiais são aplicadas em função das características da mama, tais como a densidade, a espessura e a composição. Verifica-se que uma pequena mudança na técnica ou nos fatores de processamento pode ter um efeito significativo na qualidade da imagem e na dose da paciente. Com isso, é necessária a implementação de um efetivo Programa de Controle de Qualidade no serviço de mamografia.

2.1.1 Princípios de funcionamento do mamógrafo

Devido à necessidade de se visualizar detalhes dentro da complexa arquitetura mamária, o equipamento de mamografia possui características especiais. Os mamógrafos apresentam tubos especialmente projetados, geometria e qualidade do feixe apropriados, pequeno tamanho de ponto focal, compressor, grade e um sistema de controle automático de exposição.

O equipamento de mamografia é desenhado de modo a proporcionar um feixe de raios X tangente à parede torácica, o qual permite alcançar as estruturas mamárias próximas à parede e desta forma restringir o campo de radiação à área requerida. A Figura 2.1 mostra um esquema com a disposição de alguns dos principais componentes de um mamógrafo.

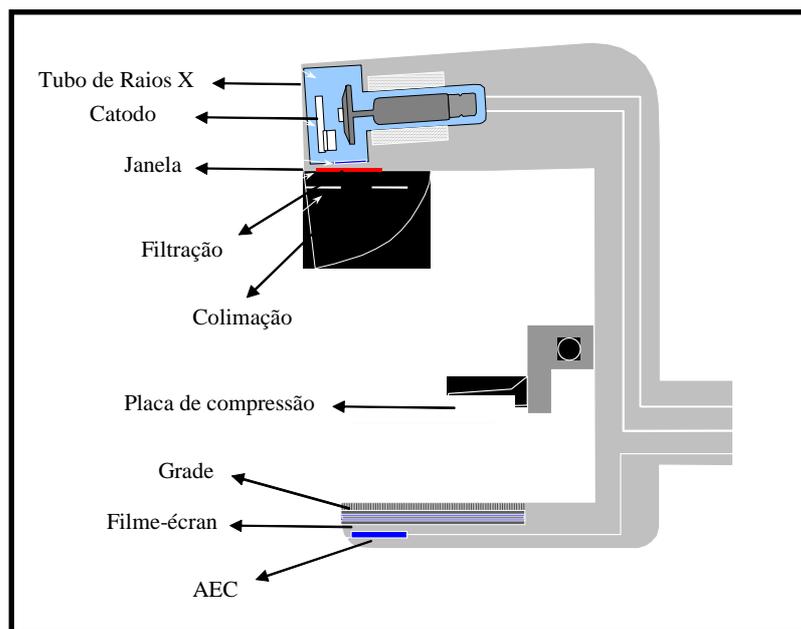


Figura 2.1 Esquema do mamógrafo e seus principais componentes

O anodo possui geralmente uma angulação de 10° a 20° (GAONA, 2002) para aumentar a área efetiva do alvo e diminuir o tamanho do ponto focal. Esta angulação dá origem ao Efeito Anódico, onde os raios X produzidos na direção do anodo sofrem uma maior atenuação, o que resulta numa intensidade de raios X maior do lado do catodo. Este efeito é importante para a obtenção de uma densidade óptica mais

homogênea no filme, já que do lado do catodo encontra-se a parede torácica, ou seja, a região de maior espessura da mama.

Os mamógrafos podem apresentar anodos de Molibdênio (Mo), Ródio (Rh) e Tungstênio (W). O Mo e Rh são utilizados devido à faixa de energia emitida pelos raios X característicos. A radiação característica destes alvos aproxima-se de um feixe monoenergético. Utilizando um filtro apropriado, as características do espectro podem ser modificadas de modo a melhor se adequar às características da mama de cada paciente. O intervalo de energia mais adequado está compreendido entre 14 e 25 keV. Na Figura 2.2 é apresentado o espectro de emissão de um tubo com alvo de molibdênio para tensões de 26 e 30 kVp (CEC, 1996c) e na Tabela 2.1 pode-se observar as principais propriedades físicas do Molibdênio e do Ródio.

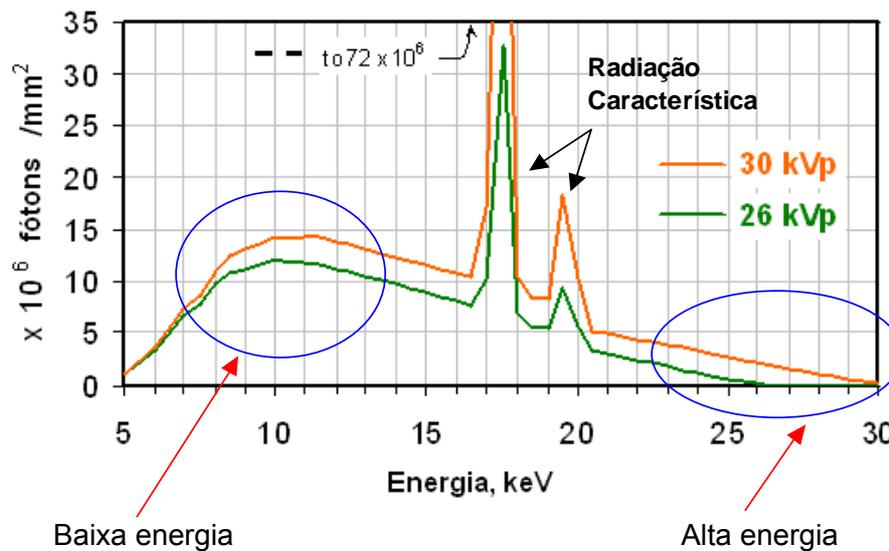


Figura 2.2 Espectro de feixes de raios X não filtrados de um alvo de molibdênio para diferentes faixas de energia (CEC, 1996b)

Tabela 2.1 Características dos materiais do alvo utilizados em mamografia (BARNES, 1999; GAONA, 2002).

Material do alvo	Molibdênio	Ródio
Símbolo Químico	Mo	Rh
Ponto de Fusão (°C)	2.600	1.960
Energia dos raios X característicos (keV)	17,5 a 19,5	20,5 a 22,5

Em geral, para reduzir a contribuição dos fótons com energias maiores que 20keV utiliza-se filtro de molibdênio e o filtro de ródio para energias maiores que 23keV. O filtro de ródio é indicado em exames de mamas espessas ou densas, pois o feixe é mais penetrante e pode fornecer uma redução significativa da dose. Na Figura 2.3 pode-se observar os espectros de emissão de um tubo de raios X com alvo de ródio (30 kVp) obtidos utilizando um filtro de 0,03 mm Mo, 0,025 mm Rh e sem filtração.

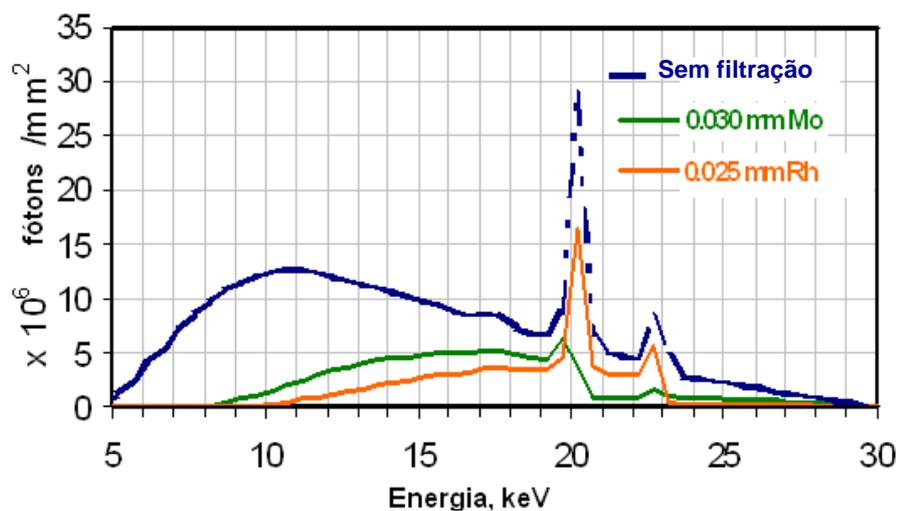


Figura 2.3 Espectro de feixes de raios X com alvo de ródio para diferentes faixas de energia (CEC, 1996b)

As combinações alvo/filtro de Mo/Rh e Rh/Rh requerem exposições 30% e 50% respectivamente mais baixas para obter a mesma densidade óptica (DO) que seria obtida utilizando Mo/Mo (CCM, 2000). Para mamas pequenas, utilizam-se Mo/Mo e baixas quilovoltagens para se obter imagens com contraste maior. Para mamas

espessas, as combinações Mo/Rh e Rh/Rh são mais indicadas, pois proporcionam um contraste similar, porém com uma redução significativa da dose.

Com a crescente utilização da mamografia digital, as combinações de alvo-filtro alternativas como W-Pd (paládio), W-Ag (prata) e W-Al (alumínio) vêm sendo estudadas com objetivo de se reduzir à dose na paciente (BOONE, 2002).

O tamanho e a geometria do ponto focal são importantes parâmetros na mamografia devido à necessidade de uma melhor resolução espacial em relação à radiografia convencional. O mamógrafo possui dois pontos focais: grosso (0,3 x 0,3mm) e fino (0,1 x 0,1 mm). Os focos grossos permitem operar em produto corrente-tempo (mAs) tipicamente entre 41 e 250 mAs, enquanto os focos finos requerem valores menores, tipicamente entre 10 e 40 mAs, devido às limitações do aquecimento do anodo. Os focos finos possibilitam melhor resolução espacial e são utilizados em técnicas de ampliação de uma região pequena (localizada) da mama.

O método de magnificação (Figura 2.4) é utilizado para aumentar áreas de interesse específicas como pequenas lesões ou microcalcificações. Por isso requer um ponto focal de 0,1 mm. Aumentos de 1 ½ a 2 vezes podem ser obtidas utilizando uma plataforma entre o receptor de imagem e a mama. Essa técnica de ampliação pode ser utilizada em muitas incidências mamográficas.

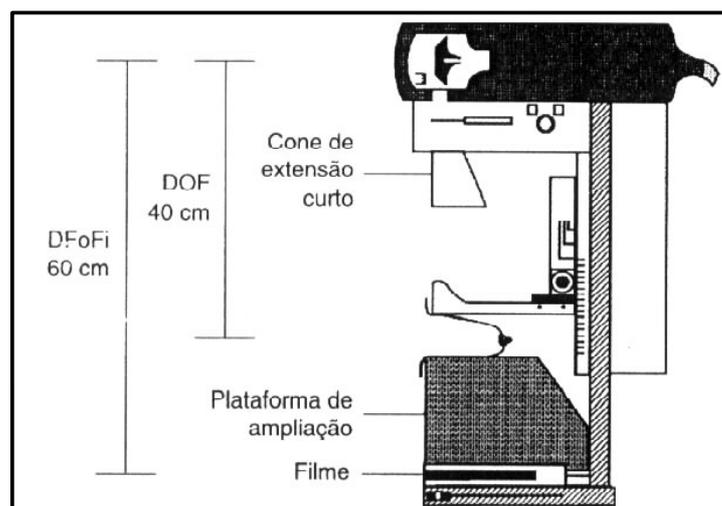


Figura 2.4 Ampliação - mama apoiada em uma plataforma para produzir uma imagem com uma ampliação de 1,5 X

A placa de compressão é confeccionada em material radiotransparente e tem como função comprimir a mama conforme mostra a Figura 2.5. A compressão melhora a resolução e o contraste na imagem. Reduz a borrosidade devido ao movimento da mama, separa as estruturas superpostas, ajuda na diferenciação entre massas sólidas e císticas, permite obter densidades ópticas no filme mais homogênea e possibilita reduzir a dose de radiação por causa da menor espessura irradiada (BUSHONG, 1998).

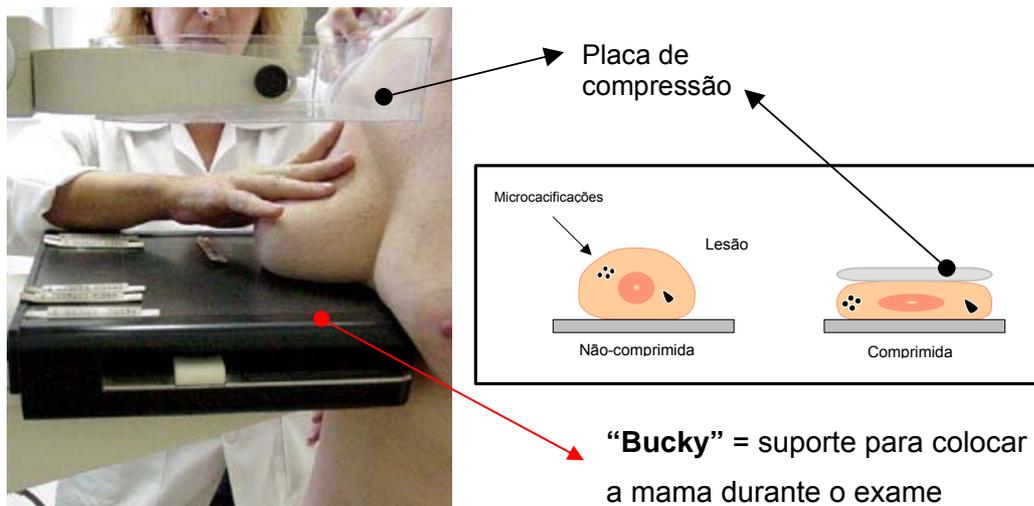


Figura 2.5 O efeito da compressão da mama

Segundo a legislação nacional (MS, 1998), a força máxima de compressão aplicada na mama deverá estar entre 11 e 18 kgf (108 e 177 N) (MS, 1998). A Comissão Européia (CEC, 2001) estabelece valores um pouco maiores, entre 130 e 200 N e a Food and Drug Administration (FDA, 2002) entre 111 e 200 N.

As grades antidifusoras foram desenvolvidas para reduzir a quantidade de radiação espalhada que chega ao filme, a qual diminui o contraste na imagem. Nos mamógrafos mais modernos, as grades móveis estão incorporadas no “bucky” com mecanismo de sincronismo para fazer as linhas invisíveis na imagem. As grades aumentam a dose para a paciente, já que é necessário aumentar a exposição para compensar a absorção da radiação. A dose aumenta com o aumento do fator da grade, que é definido como a razão entre a espessura da lâmina da grade, "h", pela distância entre as grades 5:1, 4:1 ou 3:1 (Figura 2.6). Uma grade linear pode ser construída com lâminas de chumbo e madeiras ou chumbo e fibra. Existem também

grades celulares feitas de cobre, como as utilizadas nos equipamentos Lorad (Lorad, Danbury, Connecticut).

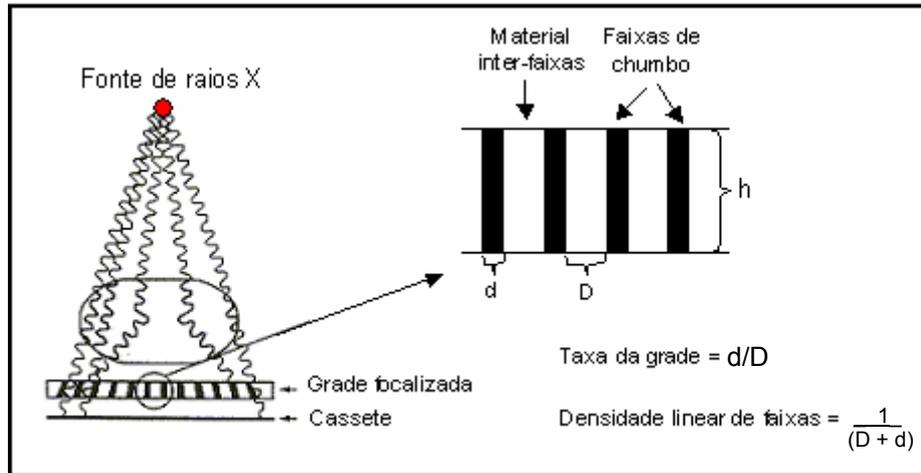


Figura 2.6 Grade – a radiação espalhada é absorvida pelas linhas da grade, enquanto o feixe primário de radiação atravessa a grade e atinge o filme (GAONA, 2002)

A Figura 2.7 apresenta a contribuição da radiação espalhada para diferentes espessuras de mama em exames realizados com e sem grades. Pode-se observar que a utilização de grades é especialmente importante em mamas mais espessas.

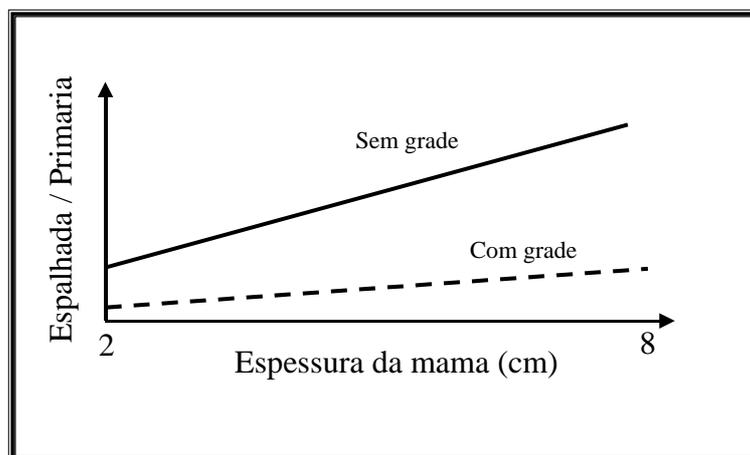


Figura 2.7 Contribuição da radiação espalhada em função da espessura da mama para exames realizados com e sem grades (CCM, 2000)

Os mamógrafos possuem um Controle Automático de Exposição (AEC) constituídos por fotodetectores situados abaixo do receptor de imagem. Esse detector mede a quantidade de radiação transmitida através do receptor, finalizando a

exposição quando a dose recebida pelo detector atingir determinado nível pré-estabelecido, correspondendo à densidade óptica desejada no filme, independente das variações de espessuras e composições da mama. A maioria dos mamógrafos apresenta três ou mais posições de AEC.

Além do Controle Automático de Exposição, alguns sistemas são equipados com o Controle Automático da Qualidade do Feixe ou modo AUTO-KV (YOUNG e cols., 1997). Esses aparelhos iniciam a exposição em 25 kVp e aumentam gradativamente a tensão em incrementos de 1 kVp, durante a exposição da paciente, se o sistema estimar que o produto corrente-tempo (mAs) irá ser excedido. Com a utilização desses sistemas foram verificadas reduções significativas nas doses das pacientes com mamas maiores que 70 mm em relação à técnica fixa (28 kVp) utilizados nos procedimentos do Reino Unido (YOUNG e cols., 1997).

Os equipamentos de mamografia modernos possuem geradores de alta frequência (25 a 100 kHz). Estes geradores são mais estáveis e exatos na reprodução das técnicas de exposição. Devido à utilização de geradores de alta frequência, consegue-se a redução do “ripple”, aumentando a produção da energia no tubo de raios X. A redução do “ripple” proporciona a geração de fótons de maior energia, aumentando a eficiência da radiação gerada, devido à melhor estabilização da tensão (kVp) no tubo. Desta forma, gera uma diminuição da dose decorrente da diminuição do produto corrente-tempo (mAs) para uma mesma potência aplicada no tubo/gerador (kV x mAs).

2.2 Formação da imagem em mamografia

2.2.1 Anatomia da mama

As glândulas mamárias fazem parte dos órgãos sexuais secundários. Estão localizadas nas paredes ântero-laterais torácicas, entre a segunda costela, até a sexta ou sétima costela, e da borda lateral do esterno até a axila (BONTRAGER, 2003). Apresentam variações substanciais em relação à forma, ao peso e ao tamanho de uma mulher para outra e, inclusive, na mesma mulher, dependendo de sua idade e da influência dos vários hormônios. Em geral, a espessura da mama comprimida varia

entre 20 e 100 mm sendo o valor médio de 45 mm dependendo do tipo de população. Na Figura 2.8, é ilustrado um corte sagital de uma mama, mostrando a relação da glândula mamária com as estruturas da parede torácica.

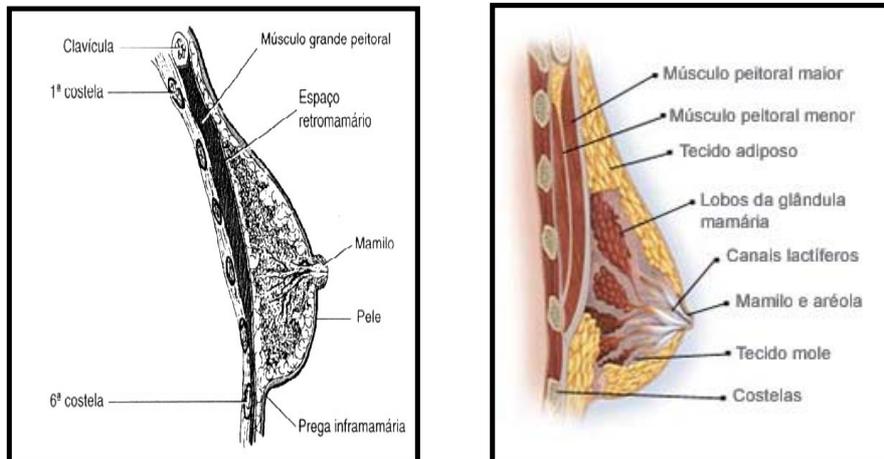


Figura 2.8 Principais estruturas mamárias

2.2.2 Tipos de tecidos mamários

O tecido mamário pode ser de três tipos principais: glandular, fibroso ou conjuntivo e adiposo. Os elementos glandulares ou lóbulos mamários (em números de 12 a 20) ocupam a parte profunda da mama nas regiões retroareolar e quadrantes externos. O tecido fibroso circunda e dá apoio aos lobos e as estruturas glandulares. As extensões que formam as faixas de tecido fibroso são conhecidas como ligamentos de Cooper (ou suspensores) da mama, e sua função é dar suporte às glândulas mamárias. A gordura é disposta em duas camadas de tamanhos variáveis, a camada adiposa subcutânea e a retromamária (BONTRAGER, 2003).

A anatomia radiológica da mama está relacionada com a configuração anatômica, a idade da mulher e a quantidade de gordura e tecido glandular. Com relação à configuração anatômica, um posicionamento correto durante a mamografia é importante para visualizar a estrutura mamária em sua totalidade nas incidências básicas, Crâneo-Caudal e Médio-Lateral-Oblíqua. No caso da idade da mulher, a aparência da mama varia na puberdade, na adolescência, na idade adulta e período menstrual. Por outro lado, a influência de hormônios provoca mudanças na densidade mamária. E por último, a proporção existente entre os diferentes tecidos mamários, a

qual está influenciada por fatores genéticos, dietéticos e ambientais, dá uma ampla variedade de configurações "normais" da mama na mamografia, que dificulta ainda mais sua análise radiológica. Em todo caso, o tecido glandular existe em maior abundância nas regiões retroareolar e quadrantes externos. Sempre existe uma simetria quanto à densidade entre ambas as mamas; as variações possíveis nessa simetria devem ser consideradas anormais embora na maioria das vezes necessitem de estudos patológicos (CCM, 2000).

Na Figura 2.9 pode-se observar os diferentes tecidos mamários em uma imagem mamográfica. Observa-se que a principal diferença nos tecidos é o fato do tecido adiposo ser menos denso. As diferenças de densidade são evidenciadas na radiografia. Os tecidos fibrosos e glandulares são de densidade similar - isto é, a radiação é absorvida igualmente por esses dois tecidos.

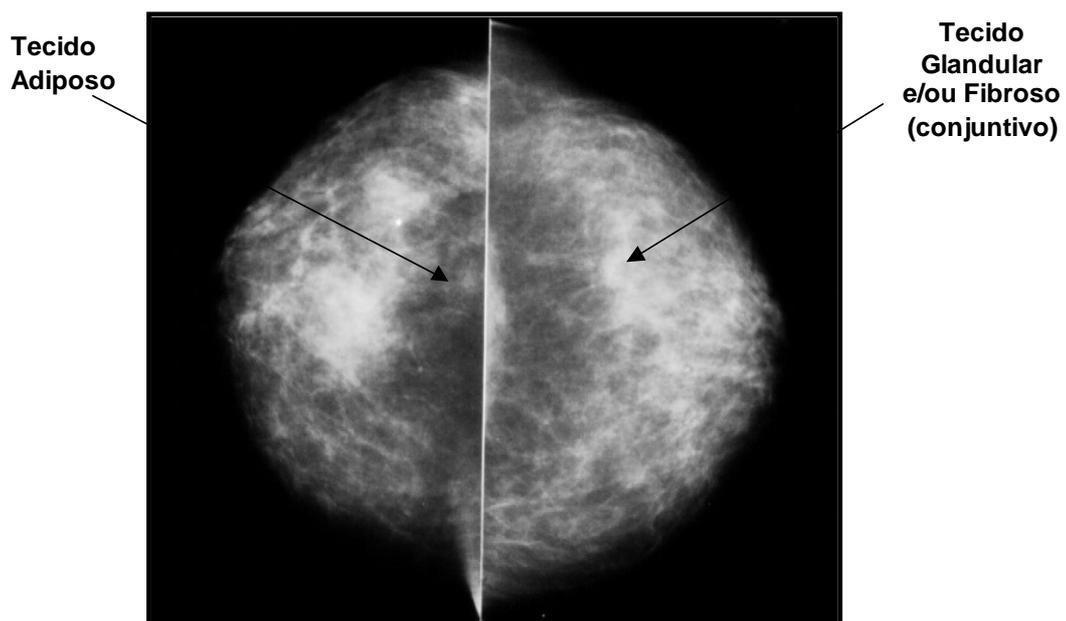


Figura 2.9 Imagem da mama na incidência crâneo-caudal (CC) obtida com mamógrafo convencional

2.2.3 Classificação da mama

As técnicas radiográficas utilizadas em exames mamográficos são determinadas pela espessura da mama comprimida e pela densidade tecidual da mama. Em termos gerais, as mamas podem ser classificadas em:

- **Densa:** sem substituição adiposa (mama extremamente densa)
- **Adiposa:** substituição adiposa total (mama quase inteiramente adiposa)
- **Moderadamente Densa:** substituição adiposa maior que 50% (mama com densidades dispersa)
- **Heterogeneamente Densa:** substituição adiposa menor que 50%

2.2.4 Absorção diferencial dos raios X

Devido às diferenças de composição e densidade entre os tecidos adiposo e glandular, a absorção e o espalhamento dos fótons de raios X nestes tecidos apresentam comportamentos distintos, não ocorrendo o mesmo entre o tecido glandular e as massas tumorais. De acordo com os resultados obtidos por JOHNS e YAFFE (1987), as diferenças mais importantes entre os coeficientes de atenuação do tecido adiposo e fibroso e o carcinoma ductal infiltrante se obtêm com fótons de baixa energia, como mostrado na Figura 2.10.

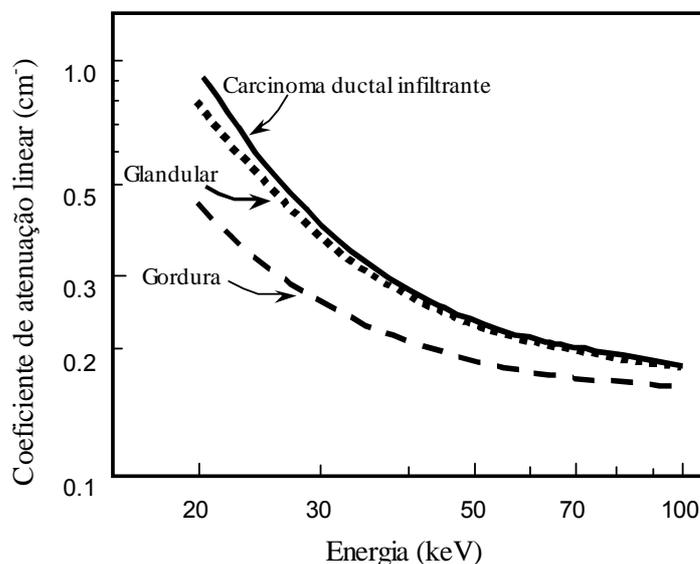


Figura 2.10 Variação do coeficiente de atenuação linear com a energia dos fótons para tecidos da mama e o carcinoma ductal infiltrante (JOHNS e YAFFE, 1987)

Acima de 28 keV há uma sobreposição das curvas obtidas para o carcinoma e o tecido glandular. Conseqüentemente, o câncer de mama pode aparecer na mamografia com uma densidade radiográfica muito próxima ao tecido normal e não ser identificado.

As principais interações com o tecido mamário na faixa de energia dos fótons de raios X em mamografia são o efeito fotoelétrico e os processos de espalhamento (dispersão). O efeito fotoelétrico é a interação dominante para energias abaixo de 22keV. Nesta interação, praticamente toda a energia do fóton incidente se transfere ao elétron emitido e, portanto, é a responsável pela maior parte da energia depositada na mama. Os processos de espalhamento constituem-se em dispersões coerentes e incoerentes. Na dispersão coerente, todos os fótons se dispersam em fase e não há ionização atômica nem transferência de energia.

Na dispersão incoerente ou Compton, a transferência de energia ao elétron atômico - na faixa de energia utilizada em mamografia - é da ordem de 3 keV. No entanto, independentemente da reduzida deposição de energia na mama, os processos de dispersão devem ser considerados, devido a sua influência no contraste: uma parte contribui ao contraste inerente e outra parte degrada o contraste devido aos fótons espalhados que alcançam o filme.

Na formação de imagem mamográfica, os fótons procedentes do tubo de raios X que atravessam a mama atenuam-se de forma distinta, devido às diferentes composições dos tecidos que a compõem. Isto origina variações espaciais de intensidade do feixe transmitido. No sistema filme-écran, uma porcentagem destes fótons é capturada pelo écran, que os transforma em luz. Os fótons luminosos sensibilizam o filme resultando em diferenças de densidade óptica (DO) e formando a imagem latente.

O contraste da imagem de um tumor ou calcificação com relação ao tecido normal da mama depende da densidade e do número atômico (Z). O número atômico para todos os tecidos é aproximadamente 7 e para o cálcio é 20 (GAONA, 2002). Na Tabela 2.2 pode-se observar as diferentes densidades dos principais tecidos que compõem a mama e de lesões mamárias.

Tabela 2.2 Densidades típicas dos tecidos mamários e algumas patologias (GAONA, 2002).

	Tecidos	Densidade óptica (DO)
Tecidos mamários	Tecido fibroglandular	1,035
	Tecido adiposo	0,93
	Pele	1,09
Lesões mamárias	Carcinoma	1,045
	Calcificações (CaCO ₃)	2,2
Mama média (padrão)	50% glandular, 50% adiposo	0,96

2.3 Tipos de incidência e de posicionamento da mama

O exame mamográfico pode incluir incidências de rotina e algumas incidências especiais. Em alguns casos, são necessárias incidências adicionais como a ampliação e a compressão localizada (spot), principalmente para avaliação de lesões impalpáveis e de sinais indiretos de câncer inicial.

Para o rastreamento do câncer mamário, duas incidências de rotina de cada mama são indispensáveis: uma visão Médio-Lateral-Oblíqua (MLO) e uma Crânio-Caudal (CC). As duas incidências permitem separar estruturas que poderiam se sobrepor em uma incidência. A incidência MLO é considerada a mais eficaz, pois mostra uma quantidade maior de tecido mamário (KOPANS, 1998) e inclui estruturas mais profundas do quadrante súpero-externo e do prolongamento axilar, enquanto a CC tem como objetivo incluir todo o material póstero-medial, complementando a MLO.

As incidências de rotina devem ser realizadas de modo que todos os elementos anatômicos sejam visualizados e que o corpo glandular seja observado plano por plano, do mamilo à musculatura posterior. As Figuras 2.11 a 2.14 mostram as incidências de rotina, CC e MLO e as configurações das estruturas mamárias.

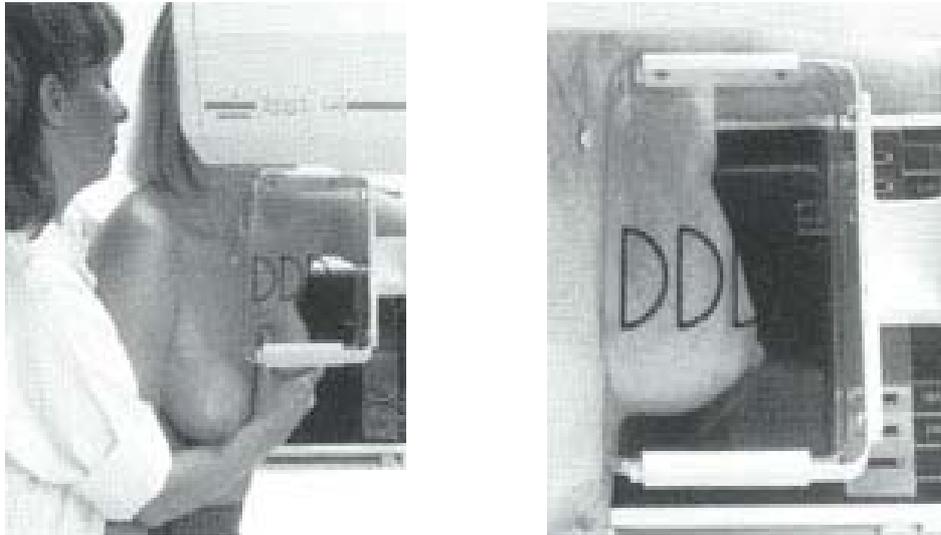


Figura 2.11 Posicionamento da mama na incidência Médio-Lateral-Oblíqua (MLO)

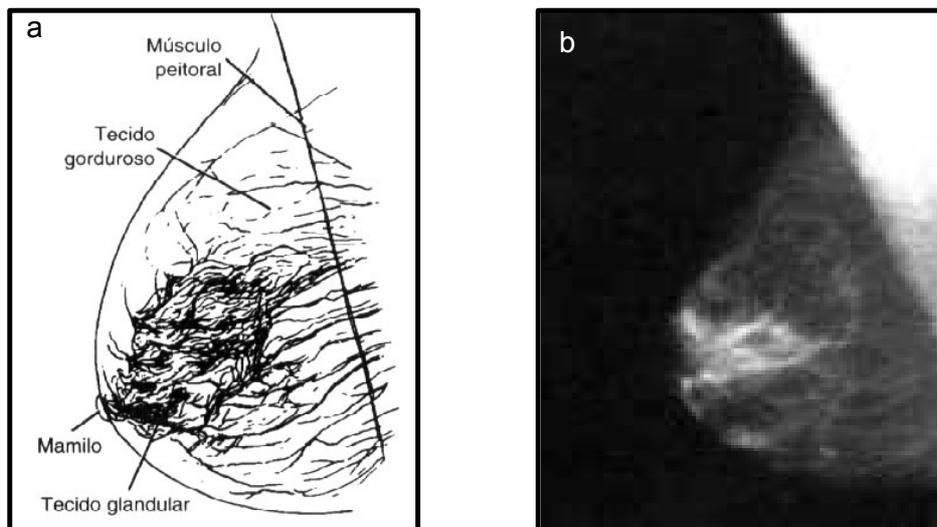


Figura 2.12 (a) Estruturas mamárias na incidência MLO e (b) Imagem radiográfica da mama na incidência MLO



Figura 2.13 Posicionamento da mama na incidência Crâneo-Caudal (CC)

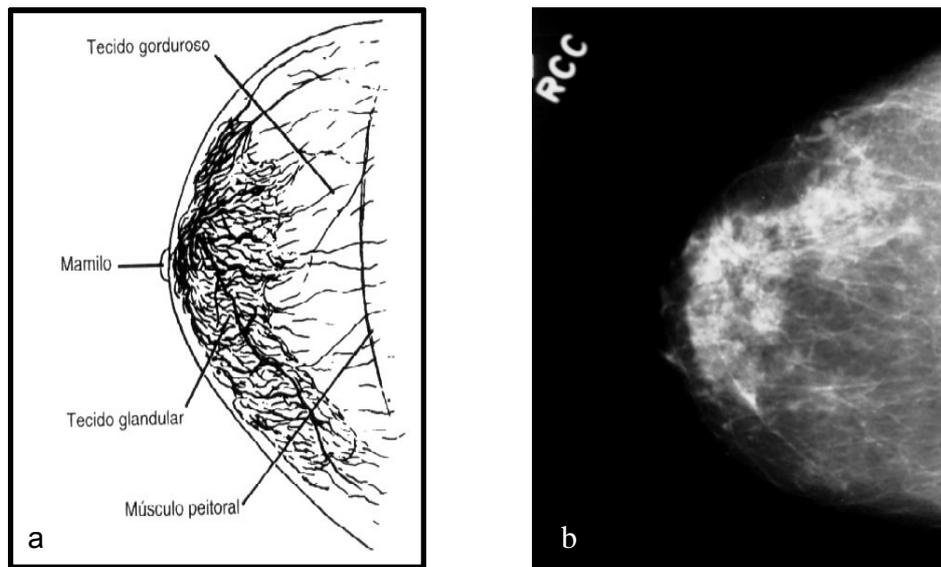


Figura 2.14 (a) Estruturas mamárias na incidência CC e (b) Imagem radiográfica da mama na incidência CC

2.4 Indicadores técnicos da qualidade da imagem

A qualidade de imagem em mamografia depende de fatores básicos como: a resolução espacial, o contraste, o ruído, a densidade óptica e os artefatos.

a) Resolução espacial e ruído da imagem

A resolução espacial é a capacidade do sistema em separar imagens de pequenos objetos próximos de alto contraste. Ela pode ser avaliada pela capacidade de um sistema representar com fidelidade fios metálicos dispostos paralelamente com diferentes espaçamentos, medidas em pares de linhas por milímetros (pl/mm) conforme mostra a Figura 2.15. A visualização de microcalcificações ou estruturas inferiores a 0,1 mm está relacionada com a resolução espacial. Os fatores que influenciam a resolução são: tamanho do ponto focal efetivo, ampliação, distância foco-objeto (DFO), distância objeto-imagem (DOI), distância foco-imagem (DFI), movimentação da mama, contato écran-filme e ruído quântico. A resolução também é afetada pelo contraste da imagem.

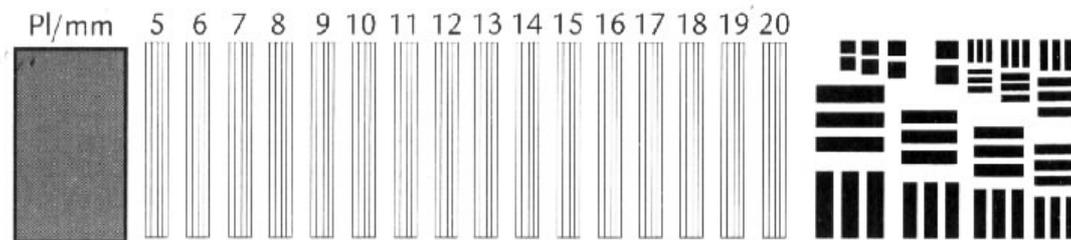


Figura 2.15 Padrão de resolução de alto contraste

O ruído total da imagem é devido à granulosidade do filme, ao ruído quântico e ao ruído estrutural da tela intensificadora (CHRISTENSEN e cols., 1990). É difícil distinguir cada uma dessas contribuições, já que cada componente pode ser uma função complexa da taxa de exposição e da densidade óptica (ROBSON e cols., 1995). O ruído pode ocultar as estruturas de baixo contraste. Do ponto de vista do radiologista, o parâmetro de interesse é a capacidade do sistema de revelar com nitidez as estruturas relevantes para o diagnóstico.

Dessa forma, o ruído total na imagem pode ser avaliado pela capacidade de um observador reconhecer corretamente uma estrutura de baixo contraste na imagem de um simulador.

b) Contraste radiográfico

O contraste radiográfico em uma mamografia permite observar diferenças de atenuação dos tecidos que compõem a mama. O contraste é definido como o grau de variação da densidade óptica entre diferentes áreas da imagem. Um objeto dentro do corpo será visível apenas se ele tiver contraste físico suficiente em relação aos tecidos circunvizinhos. Em mamografia, uma imagem com bom contraste deverá apresentar grande diferença entre a densidade óptica do tecido fibroglandular e do tecido adiposo. É importante ressaltar que, em geral, na radiografia convencional, as estruturas de interesse possuem número atômico e densidades bem distintas. Na radiografia da mama, a radiação interage com músculos e gordura, estruturas com números atômicos muito próximos.

O contraste radiográfico é determinado pelo contraste do objeto e o contraste do filme. O primeiro depende de sua própria natureza (diferença de espessura e de composição), qualidade da radiação (quilovoltagem, forma de onda, filtração e material do anodo) e distribuição da radiação espalhada na imagem. O segundo depende do tipo de filme (contraste do filme) e das condições de processamento.

c) Densidade Óptica (DO)

A densidade óptica (DO) representa o grau de enegrecimento ou a opacidade de um filme radiográfico que tem uma base transparente. A DO é produzida pela exposição do filme aos raios X e pelo processamento químico. Uma imagem radiográfica contém áreas de diferentes densidades ópticas visualizadas em tons de cinza conforme mostra a Figura 2.16.

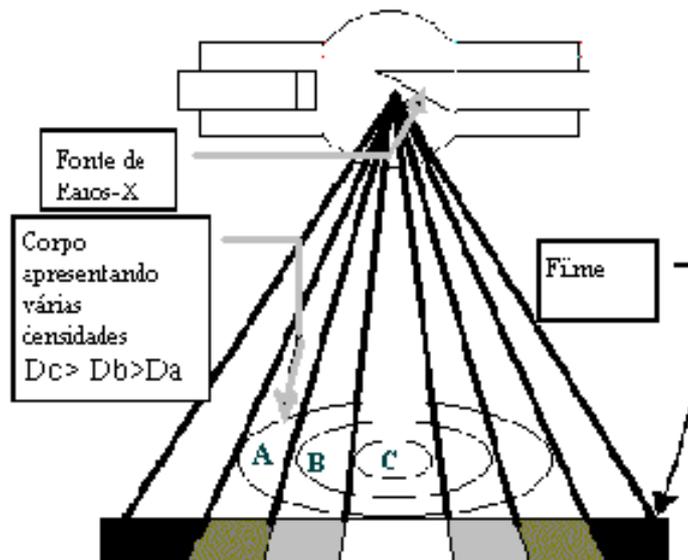


Figura 2.16 Variação da densidade óptica de uma parte do corpo humano

São atribuídos à densidade óptica valores numéricos associados à quantidade de luz que consegue atravessar o filme e pode ser expressa pela seguinte equação:

$$DO = \log_{10}(I_0/I_t) \quad (1)$$

Onde I_0 é a intensidade de luz incidente no filme e I_t a intensidade de luz transmitida através do filme.

Os valores das densidades ópticas são medidos com um densitômetro. Uma fonte de luz emite um feixe de luz que atravessa a área a ser medida. Do outro lado do filme (célula fotovoltaica) converte a luz transmitida através do filme em sinal elétrico. Um circuito especial realiza uma conversão logarítma do sinal e a exibe em unidades de densidade.

d) Artefatos

Artefato é qualquer variação de densidade na imagem que não representa as diferenças de atenuação na mama. Estes artefatos podem ocorrer devido à falta de limpeza na câmara escura, à incorreta manipulação do filme, à falta de manutenção dos écrans, ao tipo de processamento e de equipamento de mamografia utilizado e

também à presença de objetos ou substâncias na superfície da mama no momento da exposição.

As mamografias devem ser examinadas com uma lente de aumento para se reconhecer artefatos, dos quais os mais comuns são poeira, fios, sujeira, arranhões e impressões digitais.

A presença de múltiplos artefatos na imagem radiográfica é um sinal da deficiência do controle de qualidade. Muitos destes artefatos podem ser evitados com uma cuidadosa limpeza na câmara escura, incluindo os cassetes e o écran.

2.5 Programa de Garantia da Qualidade em mamografia

O objetivo dos exames radiográficos é a obtenção da imagem de estruturas anatômicas com informações adequadas ao diagnóstico. Para tanto, necessita-se de equipamentos devidamente projetados e calibrados, de processamento de imagem otimizado e de profissionais especializados para a interpretação da imagem. Qualquer falha em algum elemento desta cadeia pode resultar no detrimento da qualidade da imagem e no risco de diagnóstico incorreto ou na necessidade de repetição do exame, contribuindo para um aumento na dose no paciente e no custo para a instituição. O Programa de Garantia da Qualidade deve ser implementado em cada instituição de modo a assegurar a produção de imagens com qualidade para o diagnóstico com menor dose para o paciente.

Diversos protocolos de qualidade e de dosimetria, entre os quais se destacam os protocolos da Comissão Européia (CEC, 2001) e do Colégio Americano de Radiologia (ACR, 1999), descrevem os testes que devem ser efetuados nos equipamentos, assim como os limites de aceitação.

No Brasil, a Portaria 453 do Ministério da Saúde (MS, 1998) estabelece um conjunto mínimo de testes para o controle de qualidade de equipamentos de raios X, dos sistemas de processamento e de visualização da imagem.

2.6 Avaliação da qualidade da imagem

A avaliação da qualidade da imagem deve ser efetuada por dois métodos:

1. Visualização de critérios anatômicos;
2. Com simuladores de mama que permitem avaliar os parâmetros físicos da imagem.

a) Aspectos Clínicos

A Comissão Européia elaborou um conjunto de critérios (CEC, 1996b) aos quais todas as mamografias das pacientes deverão satisfazer. Para a incidência médio-lateral-oblíqua (MLO), estes critérios são:

i) Critérios relacionados com a posição:

1. Músculo peitoral em ângulo correto;
2. Sulco infra-mamária visualizada;
3. Nítida visualização do tecido gorduroso retro-glandular;
4. Nítida visualização do tecido glandular crâneo-lateral;
5. Mamilo em perfil, sem tecido sobreposto;
6. Sem dobras de pele visíveis;
7. Imagens simétricas (esquerda e direita).

ii) Critérios relacionados com os parâmetros de exposição:

8. Contorno da pele visível sob luz forte (quase não visível);
9. Reprodução das estruturas vasculares através do parênquima mamário (tecido glandular);
10. Nítida visualização de vasos, tecido fibroso, glandular e borda do músculo peitoral;

Na Tabelas 2.3 é apresentada a importância de visualização de cada critério na imagem para a incidência médio-lateral-oblíqua.

Tabela 2.3 Descrição de cada critério de qualidade da imagem avaliado na incidência MLO.

Estrutura avaliada	Critério	Comentário
Tecido mamário	4 e 9	• Asseguram a detecção de patologia mamária.
Gordura	3	• Assegura a detecção de patologia mamária.
Pele	6 e 8	• Asseguram a detecção de patologia mamária.
Posicionamento	1, 2, 7 e 5	• Evidenciam a capacitação das técnicas (ou tecnólogos) e a cooperação da paciente.
Músculo Peitoral	10	• Depende da estrutura física da paciente, tamanho da mama e eficácia da técnica (ou tecnóloga). Pode representar a perda de informação diagnóstica.

Quanto à incidência crâneo-caudal (CC), as imagens deverão mostrar:

i) Critérios relacionados com a posição:

1. Músculo peitoral nitidamente visível na borda da imagem;
2. Nítida visualização do tecido gorduroso retro-glandular;
3. Nítida visualização do tecido medial;
4. Nítida visualização do tecido glandular lateral;
5. Sem dobras de pele visíveis;
6. Imagens simétricas.

ii) Critérios relacionados com os parâmetros de exposição:

7. Simetria entre ambas as mamas;
8. Visualização nítida da margem do músculo peitoral;
9. Reprodução das estruturas vasculares através do parênquima mamário;
10. Nítida reprodução da estrutura da pele ao longo do músculo peitoral.

A Tabela 2.4 apresenta a importância de visualização de cada critério na imagem para a incidência crâneo-caudal.

Tabela 2.4 Descrição de cada critério de qualidade da imagem avaliado na incidência CC.

Estrutura avaliada	Critério	Comentário
Tecido mamário	3,4 e 9	<ul style="list-style-type: none"> • Asseguram a detecção de patologia mamária.
Simetria mamária	6 e 7	<ul style="list-style-type: none"> • Avaliam posicionamento, indicando que a mama está bem colocada.
Pele	5	<ul style="list-style-type: none"> • Assegura a detecção de patologia mamária.
Gordura	2	<ul style="list-style-type: none"> • Assegura a detecção de patologia mamária.
Músculo Peitoral	1, 8 e 10	<ul style="list-style-type: none"> • Dependem do tipo de mama da paciente, da eficácia da técnica (ou tecnóloga) e da tolerância da paciente a dor; • Não implicam em perder informação diagnóstica.

b) Aspectos Físicos

Na avaliação física da qualidade da imagem, simuladores de mama são utilizados, pois apresentam forma e composição similares a uma mama e contêm objetos de testes com características similares às estruturas clínicas, tais como os nódulos e as microcalcificações (ACR, 1999). Atualmente são comercializados diversos tipos e modelos de simuladores, podendo ser antropomórficos ou físicos. Os primeiros simulam os tecidos da mama e sua distribuição e, em alguns casos, apresentam detalhes similares a possíveis lesões. Os simuladores físicos contêm uma série de objetos de testes que permitem estimar quantitativamente a qualidade de imagem, assim como a resolução espacial, o contraste e a densidade óptica.

O simulador padrão (50% glandular/50%adiposo) possui diversas aplicações em mamografia, dentre elas: (1) avaliar o desempenho do equipamento; (2) verificar a qualidade de imagem e a influência na imagem, a combinação filme-écran e receptores de imagem; e (3) verificar a conformidade com padrão mínimo estabelecido em Regulamentos Nacionais.

- **Simulador do Colégio Americano de Radiologia (ACR)**

Como recomendado pela Portaria 453 (MS, 1998), o simulador do Colégio Americano de Radiologia (ACR, 1999) é comumente utilizado nos serviços de mamografia. É um simulador de aproximadamente 4,2 cm de espessura e representa uma composição de mama de 50% glandular e 50% adiposo. Este simulador contém os seguintes detalhes: fibras com diâmetros de 1,56, 1,12, 0,89, 0,75, 0,54 e 0,40 mm; microcalcificações com diâmetros de 0,54, 0,40, 0,32, 0,24 e 0,16 mm; e nódulos tumorais com espessuras e diâmetros de 2,00, 1,00, 0,75, 0,50 e 0,25 mm. A Figura 2.17 mostra o simulador ACR e suas características.

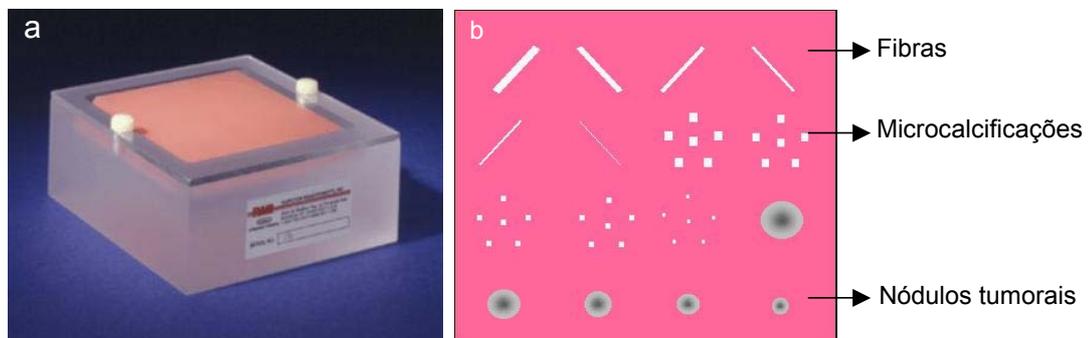


Figura 2.17 (a) Simulador físico; (b) objetos de testes contidos no simulador do ACR (ACR, 1999)

Uma pastilha de acrílico de 4 mm de espessura e 1 mm de diâmetro é utilizada com a finalidade de avaliar o contraste da imagem mamográfica. A pastilha é posicionada entre as fibras de números 1,56 e 1,12, de modo a não obscurecer detalhes na imagem do simulador e não produzir sombras.

O método de avaliar a qualidade de imagem no simulador do ACR consiste em contar o número de objetos de testes visibilizados em cada grupo e medir a densidade óptica dentro e fora da pastilha de acrílico. Segundo a Portaria 453 (MS, 1998), o sistema de mamografia deve ser capaz de identificar na imagem no mínimo quatro fibras, três grupos de microcalcificações e três nódulos tumorais. O valor do contraste deve ter uma densidade óptica superior a 0,40 (ACR, 1999).

- **"Phantom Mama" do Centro de Diagnóstico Mamário (CDM) da Santa Casa de Misericórdia do Rio de Janeiro**

Outro simulador comumente utilizado para o processo de avaliação dos serviços de mamografia é o "phantom mama" (Figura 2.18) do Centro de Diagnóstico Mamário (ALMEIDA e col., 1997). Esse simulador atende aos requisitos técnicos de qualidade da imagem estabelecidos pela Portaria 453 (MS, 1998).



Figura 2.18 Simulador físico do Centro de Diagnóstico Mamário (CDM)

O método de avaliar a qualidade de imagem neste simulador de mama consiste em contar o número de objetos de testes visualizados em cada grupo. O sistema de mamografia deve ser capaz de identificar na imagem no mínimo: 12 pl/mm de resolução espacial, 0,25 mm de diâmetro de microcalcificações, 1,3% de contraste para objetos de baixo contraste com 5 mm de diâmetro, 0,70 mm de fibras e 4,0/2,0mm de massas tumorais.

2.7 Mamografia Digital a partir de um sistema digital CR (Computed Radiography)

O mamógrafo pode dispor de um sistema receptor de imagem digital. O sistema digital CR (Computed Radiography) consiste de dois componentes: um cassete e uma leitora CR. O cassete CR é similar ao convencional, onde uma placa de imagem de fósforo fotoestimulante substitui o filme (Figura 2.19). Esta placa armazena

a informação do tecido mamário como imagem latente para uma posterior leitura, gravação, visualização e impressão (GAONA, 2002). Na Figura 2.20 pode-se observar o posicionamento do cassete CR no mamógrafo.

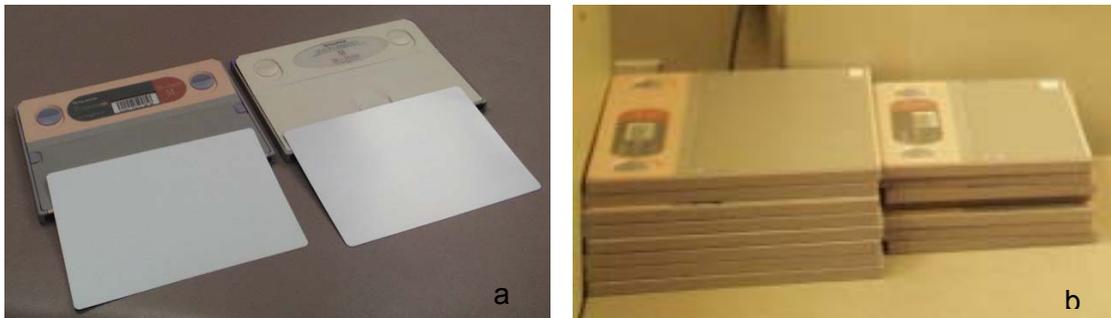


Figura 2.19 (a) Placa de imagem de fósforo fotoestimulante e (b) cassetes de tamanhos 18 X 24 cm e 24 X 30 cm



Figura 2.20 Posicionamento do cassete digital e do cassete filme-écran no “bucky”

A imagem latente pode perdurar até vários dias sem perda de sua qualidade. A leitura se realiza com a ajuda de um feixe de laser que estimula o fósforo para que libere sua energia em forma de luz visível (luminescência fotoestimulante). A intensidade de luz emitida é proporcional ao número de raios X absorvidos pelo fósforo em cada pixel. A varredura com o sistema laser se faz pixel a pixel e a luz emitida é convertida em sinal elétrico por um tubo fotomultiplicador. Por sua vez, com um conversor analógico digital converte-se em um sinal digital ou imagem digital para ser armazenada em bibliotecas eletrônicas e depois processada, manipulada e visualizada por sistemas digitais (Figura 2.21).

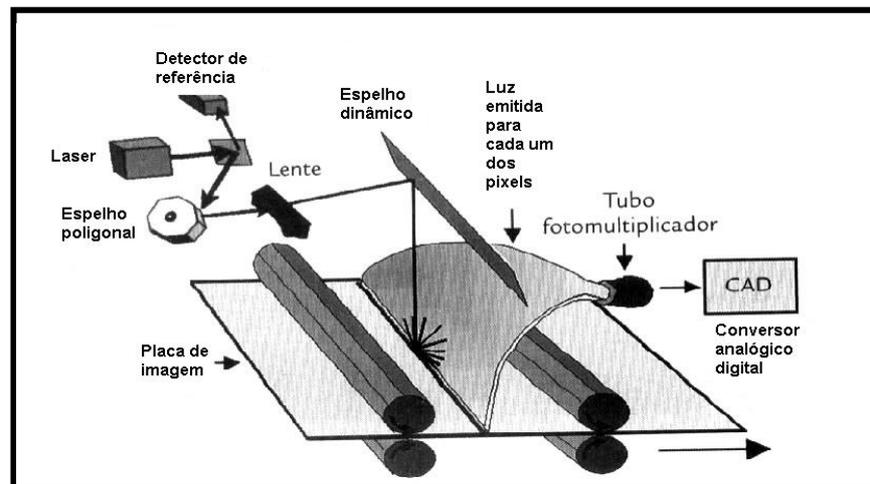


Figura 2.21 Leitura da imagem latente de uma placa de imagem digital

A Mamografia Digital apresenta algumas vantagens como:

- Manipulação de brilho e contraste da imagem (manipulação dinâmica);
- Ampliações;
- Arquivamento da imagem (sistema PACS);
- Transmissão da imagem;
- Avaliação da imagem por sistemas de Diagnóstico Assistido por Computador (CAD);
- Aplicações de filtros;
- Impressão ilimitada da imagem.

2.8 Níveis de Referência em Mamografia

Em 1954, os Níveis de Referência para o Radiodiagnóstico foram propostos pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) (DREXLER, 1998). Desde então, as doses recebidas pelos pacientes que se submetem aos exames radiológicos começaram a serem investigados em diversos países.

Os níveis de referência foram baseados na distribuição da dose recebida pelos pacientes para um número de procedimentos médicos relacionados à imagem. Os dados foram coletados em uma pesquisa de larga escala de um país ou região de interesse. Eles foram desenvolvidos por grupos de físicos médicos, radiologistas e técnicos de raios X de países desenvolvidos. Os níveis são específicos a um país ou

região e revisados em intervalos que represente um compromisso entre qualidade de imagem e as mudanças que podem comprometer a distribuição da dose nos pacientes.

A implementação dos níveis de referência resultou em um benefício significativo para os países que o adotaram. Em alguns estudos, verificou-se uma redução significativa de 50% na dose recebida pelos pacientes. Os níveis estabelecidos devem ser revisados periodicamente para acompanhar a proteção do paciente, a qualidade da imagem e conseqüentemente a informação diagnóstica (NEXT, 1996). Isto inclui também o esforço por parte dos departamentos de raios X com relação à proteção radiológica, onde a ação corretiva é necessária na redução da dose sem comprometer a qualidade da imagem para o diagnóstico.

Os níveis de referência representam uma importante ferramenta para a otimização devendo ser aplicados com flexibilidade para permitir que uma exposição mais elevada possa ocorrer caso seja de julgamento clínico necessário (IAEA, 1996).

Os Níveis de Referência são utilizados para determinar quando ações corretivas devem ser tomadas como no caso das doses ou atividades decrescerem substancialmente abaixo do nível recomendado e as exposições não fornecerem informações diagnóstica útil, e também não renderem benefício médico para o paciente. As revisões de procedimentos devem ser consideradas se as doses excederem os níveis de referência, de forma a assegurar a otimização da proteção dos pacientes e manter níveis apropriados de uma boa prática. Os níveis de referência oferecem aos profissionais da área de radiação (médicos, técnicos e físicos) meios de comparação das doses utilizadas em outros departamentos de raios X daquele país ou região.

Com relação à qualidade da imagem, a Comissão Européia (CE) estabeleceu critérios de qualidade para o diagnóstico e a importância de detalhes para visualização de cada um. Neste contexto, no documento "Critérios de Qualidade para imagens radiográficas em diagnóstico" publicado em 1987 (CEC, 1987) foram definidos estes critérios para 6 exames radiográficos mais freqüentes, incluindo a mamografia. Foi proposto o valor de referência de 5,0 mGy para espessura média da mama comprimida para uma combinação filme-écran.

Na Segunda edição do Documento de Critérios de Qualidade em 1990 (CEC, 1990), o valor de 7,0 mGy foi estabelecido para dose na superfície de entrada (ESD) na espessura da mama comprimida de 45 mm para mamografia. Este valor foi baseado no terceiro quartil obtido em 1989 em uma pesquisa realizada em 30 centros britânicos. Em 1991, uma avaliação (CEC, 1996b) foi realizada com o intuito de verificar a adequação do Documento de Critério de Qualidade. Foram coletadas 10 imagens de pacientes com espessura de mama comprimida entre 40 e 60 mm. Dentre os resultados obtidos para a incidência crâneo-caudal, o valor médio da ESD foi de 7,0mGy comparado com outros instituições participantes. Com os resultados desta avaliação, um novo valor de referência para ESD em pacientes foi adotado, 10 mGy para 50 mm de espessura da mama comprimida, o qual foi publicado pela Comissão Européia (CEC, 1996b) em 1996. Baseado essencialmente no Documento de Critério de Qualidade, o Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia (EPDM) recomendou o valor de 10 mGy para kerma no ar na superfície de entrada (ESAK) como valor de referência para pacientes (CEC, 1996c).

Baseados nos estudos realizados pelos Padrões Internacionais de Segurança Básicos (International Basic Safety Standards – IAEA, 1996) foi estabelecido para o Brasil como nível de referência em exames mamográficos, o valor de 10 mGy para dose de entrada da pele, para uma mama comprimida de 45 mm de espessura, composição 50% adiposa e 50% glandular, incidência crâneo-caudal e combinação alvo/filtro Mo/Mo (MS, 1998).

2.9 Dosimetria em mamografia

A avaliação da dose constitui um importante parâmetro nos programas de controle de qualidade. As doses podem ser medidas utilizando uma amostra de pacientes ou simuladores mamográficos. A seguir serão descritos sucintamente os métodos para determinação do kerma no ar na superfície de entrada (ESAK) e da Dose Média Glandular (D_G) segundo as recomendações estabelecidas no Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia, publicado pela Comissão Européia (CEC, 1996c) e por ZOETELIEF e cols (1998).

a) Método a partir de um simulador mamográfico

A utilização de simuladores padrões facilita a comparação entre as diferentes técnicas radiográficas e permite estudar de forma objetiva a influência dos aspectos técnicos (equipamentos, sistema filme-écran e outros) nos valores de dose e comparar os resultados obtidos com outras instituições.

As exposições para determinação do ESAK são realizadas sempre de modo a reproduzir as mesmas condições clínicas para uma incidência crâneo-caudal. As medidas são realizadas posicionando os dosímetros termoluminescentes (TLD) no simulador de mama padrão de espessura de 45 mm (CEC, 1996c) ou utilizando uma câmara de ionização posicionada no suporte de mama ao lado do simulador de mama padrão para tomada das leituras de kerma no ar incidente. São utilizados os dosímetros de Fluoreto de Lítio (LiF), calibrados individualmente com energias representativas em termos de kerma no ar. O compressor de mama deverá ser utilizado para reproduzir com maior fidelidade as condições de exames. Um chassi carregado é utilizado para a obtenção da imagem radiográfica do simulador e para verificar através da densidade óptica (DO) do filme, se todo o sistema (mamógrafo, combinação filme-écran e processamento) está ajustado para produzir imagens com contraste adequado.

Para determinação da Dose Média Glandular (D_G) utiliza-se a seguinte expressão:

$$D_G = \frac{1}{T-1} \int_{1/2}^{T-1/2} D(x) dx \quad (2)$$

Onde: T é a espessura da mama e D(x) é a dose absorvida em função da profundidade (x) na mama. Assume-se que a pele possui espessura de ½ cm (SPEISER e cols., 1986).

Como a D_G não pode ser medida diretamente, ela é obtida a partir de medidas de kerma no ar incidente (INAK) e de fatores de conversão obtidos por métodos de Monte Carlo, conforme a expressão:

$$D_G = K_{a,i} g_{PB} \quad (3)$$

Onde: g_{PB} é o fator de conversão obtido a partir de modelos matemáticos da mama e depende da composição dos elementos que constituem os tecido glandular e adiposo, a geometria da mama padrão (espessura, diâmetro, formato, pele), a distância foco-filme, espectro da radiação e código Monte Carlo; e $K_{a,i}$ é o kerma no ar incidente (INAK) na posição de entrada da pele.

No caso de medidas realizadas com amostra de pacientes ou simuladores de mama padrão de 45 mm de PMMA, deverá ser utilizado um fator de retroespalhamento para obter os valores do INAK. A equação acima se transforma em:

$$D_G = \frac{K_{a,e} g_{PB}}{B} \quad (4)$$

Onde: $K_{a,e}$ é o kerma no ar na superfície de entrada (ESAK) e o B é o fator de retroespalhamento. Este fator de retroespalhamento varia em função da camada-semi-redutora (CSR) e do espectro do feixe de radiação.

Na Tabela 2.5 estão apresentados os fatores de retroespalhamento em função da Camada-Semi-Redutora (CSR).

Tabela 2.5 Fator de retroespalhamento em função do CSR (CEC, 1996c).

CSR (mm Al)	0,25	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65
B	1,07	1,07	1,08	1,09	1,10	1,11	1,12	1,12	1,13

Para calcular a D_G para uma mama padrão a partir de medidas no simulador são utilizados fatores de conversão para uma mama padrão de 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo (50:50) e espessura de 50 mm. Na Tabela 2.6 encontra-se o fator de conversão g_{PB} calculado por DANCE (1990).

Tabela 2.6 Fatores de conversão g_{PB} para o cálculo da D_G para uma mama padrão de 50 mm, a partir do ESAK (DANCE, 1990).

CSR (mm Al)	0,25	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65
g_{PB} (mGy/mGy)	0,149	0,177	0,202	0,223	0,248	0,276	0,304	0,326	0,349

Como o fator de conversão g_{PB} é essencialmente dependente da CSR da radiação incidente e da espessura da mama comprimida, as diferenças existentes nos valores de g_{PB} , para várias combinações alvo/filtro, são pequenos (até 5%) comparados à exatidão estimada (aproximadamente $\pm 30\%$) na determinação da dose média glandular (D_G). Conseqüentemente, utilizam-se os fatores de conversão em função da CSR para as diferentes combinações alvo/filtro (CEC, 1996c; DANCE, 1990; ZOETELIEF e cols., 1998).

b) Método a partir de pacientes

As medidas do ESAK e da D_G a partir de uma amostra de pacientes são importantes para se avaliar a dose de radiação recebida durante o exame, pois são levados em consideração os parâmetros técnicos (tensão, combinação alvo/filtro e produto corrente-tempo), a espessura e a composição da mama.

Para determinação do ESAK a partir do rendimento do tubo de raios X, são levantadas curvas de kerma no ar incidente (INAK) em função do produto corrente-tempo (mAs) para diferentes valores de tensão (kVp). São reproduzidos os mesmos valores de tensão e do produto corrente-tempo (mAs) utilizados durante os exames. As leituras de INAK são tomadas por meio de uma câmara de ionização e utilizando o modo manual de exposição do mamógrafo. O valor de ESAK é estimado a partir das curvas de rendimento, onde é adicionada a leitura um fator de retroespalhamento B (Tabela 2.5). Uma correção pela distância foco-pele também é feita para cada paciente, de acordo com a espessura da mama comprimida. Este é um dos métodos mais utilizados pela sua facilidade e praticidade de realização experimental e também por não interferir no exame. O método é apropriado somente para equipamentos de raios X que possuem Controle Automático de Exposição (AEC) e uma pós-exposição do equipamento com controle manual da exposição. A utilização de dosímetros

termoluminescentes (TLDs) posicionados na mama da paciente não é recomendado, devido à interferência dos dosímetros na imagem mamográfica.

O Protocolo Europeu (CEC, 1996c) recomenda uma amostra de 10 pacientes com espessura da mama comprimida na faixa 40 a 60 mm. O valor médio da dose deve ser calculado para esta amostra. Este tipo de abordagem exclui as mulheres com mamas grandes onde os parâmetros técnicos são mais elevados que os normalmente utilizados.

Para o cálculo da D_G para uma mama padrão a partir de uma amostra de pacientes, são coletados parâmetros de exposições (mAs e kVp) e da espessura da mama comprimida das pacientes selecionadas para este estudo. O protocolo europeu (CEC, 1996c) recomenda no mínimo 50 pacientes e supõe que as mamas tenham uma composição padrão (50% adiposo/50% glandular) com a finalidade de se obter uma maior precisão do resultado. Na Tabela 2.7 são apresentados fatores de conversão g_{PB} para a diferentes espessuras da mama e de CRS. Devido à qualidade do feixe de cada exposição da amostra, o g_{PB} pode ser interpolado entre os valores tabulados por Dance (1990).

Tabela 2.7 Fatores de Conversão g_{PB} para o cálculo da D_G para diferentes espessuras da mama a partir do ESAK (DANCE, 1990).

CSR (mm Al)	Espessura da mama comprimida (mm)		
	40	50	60
0,25	0,174	0,137	0,112
0,30	0,207	0,164	0,135
0,35	0,235	0,187	0,154
0,40	0,261	0,209	0,172
0,45	0,289	0,232	0,192
0,50	0,318	0,258	0,214
0,55	0,346	0,287	0,236
0,60	0,374	0,310	0,261
0,65	0,399	0,332	0,282

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

Na avaliação do Kerma no ar na Superfície de Entrada (ESAK), foram selecionadas pacientes em cinco clínicas de mamografia (de A a E) situadas no município do Rio de Janeiro. Sendo que a Clínica E foi selecionada para a avaliação da influência da espessura e da composição nos valores de ESAK.

Em cada Clínica, foram avaliados o Kerma no ar na Superfície de Entrada (ESAK), a Dose Média Glandular (D_G) e a qualidade da imagem referente aos exames realizados em pacientes selecionados aleatoriamente. Para cada exame foram registrados os seguintes dados: o número de identificação e a idade da paciente, a espessura da mama comprimida, a composição da mama, o tipo de projeção (CC e MLO) e as técnicas radiográficas (kVp, mAs, combinação alvo/filtro, seleção do modo automático de exposição).

Os parâmetros técnicos e a espessura da mama foram indicados pelo próprio mamógrafo. A classificação da mama quanto a sua composição foi realizada pelos radiologistas de cada Clínica em: Densa, Moderadamente Densa, Heterogeneamente Densa e Adiposa.

Na Clínica A, o equipamento de mamografia apresenta um receptor de imagem digital e uma processadora a laser fabricados pela AGFA. Nas Clínicas B, D e E, a processadora modelo X-OMAT 2000 fabricada pela Kodak foi utilizada para o processamento dos filmes. Na Clínica C, o modelo da processadora utilizada foi M-35 da Kodak.

Todos os mamógrafos avaliados apresentam gerador de alta frequência e pontos focais de 0,1 mm para o foco fino e 0,3mm para o foco grosso. A faixa de quilovoltagem é de 22 – 35 kVp, com exceção da Clínica C que permite uma variação de 22 - 39 kVp. As características de cada Clínica e seus respectivos equipamentos estão descritas na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 Principais características de cada clínica e mamógrafos.

Clínica					
	A	B	C	D	E
Instituição	Privada	Privada	Privada	Militar	Pública
Número de pacientes	467	200	73	200	200
Número de imagens	1860	798	290	778	794
Mamógrafo	A	B	C	D	E
Fabricante	Siemens	General Electric	Lorad	Philips	General Electric
Modelo	Mammomat 300	Senographe 700T	MIV	Diagnostic BC	DMR
Anodo rotatório (rpm)	8.800	-	9.600	-	-
Capacidade Calórica (UT)	135.000	88.000	300.000	-	90.000
Combinação alvo/filtro	Mo/Mo	Mo/Mo e Mo/Rh	Mo/Mo e Mo/Rh	Mo/Mo	Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh
Produto corrente-tempo (mAs)	2 - 630	4 - 600	3 - 500	2 - 600	4 - 600
Níveis de densidade óptica (DO)	± 4	± 5	± 5	± 4	± 5

Nas Clínicas B e E, os mamógrafos 700 T e DMR apresentam três opções de modo automático de exposição: Standard (STD), Contraste (CNT) e Dose. No modo STD, a seleção dos parâmetros é feita de forma a assegurar um balanço entre a dose e a qualidade de imagem. No modo CNT, os parâmetros técnicos são ajustados de forma a aumentar a qualidade da imagem (contraste) resultando num aumento da dose no paciente, enquanto que no modo Dose, este ajuste é feito de forma a reduzir a dose com alguma perda da qualidade de imagem.

Na Clínica C, o mamógrafo Lorad MIV apresenta três opções de modo automático de exposição. São eles: Auto-kV, Auto-time e Auto-filter. No modo Auto-kV,

o sistema trabalha de forma similar aos modelos 700T e DMR (STD, CNT e DOSE), utilizando três diferentes tipos de janelas de operação. A Tabela 3.2 apresenta as janelas, podendo fazer a seguinte correlação:

Tabela 3.2 Correlação dos diferentes modos de exposição para os mamógrafos Lorad MIV e GE 700T/DMR.

	LORAD MIV	GE 700T/ DMR
(1)	Janela 80 mAs	DOSE
(2)	Janela 120 mAs	STD
(3)	Janela 160 mAs	CNT

No modo Auto-Filter, além de todas as funções do Auto-kV, o equipamento também seleciona o filtro apropriado à densidade da mama (Ródio e Molibdênio). Para mamas densas, o mamógrafo seleciona Ródio para filtrar fótons com energias inferiores a 23 keV, reduzindo a radiação secundária e melhorando a qualidade da imagem. Com o molibdênio, os fótons de energia mais baixa, de 20 keV, atravessam o filtro e atravessam também as mamas adiposas e mamas pequenas, facilmente, não produzindo muita radiação secundária. O modo de exposição auto-kV foi utilizado em todos os exames estudados.

3.1 Avaliação de desempenho dos equipamentos e da processadora

Neste trabalho, os equipamentos de mamografia foram avaliados segundo os requisitos da Portaria 453 “Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico” do Ministério da Saúde (MS, 1998).

Foi realizada uma avaliação das condições gerais de Proteção Radiológica de cada Clínica, incluindo a avaliação de desempenho dos equipamentos e das processadoras. A metodologia aplicada no teste de desempenho do equipamento está descrita no “Radiodiagnóstico Médico: Segurança e desempenho de Equipamentos” do Ministério da Saúde (MS, 2005).

Para a avaliação das processadoras, foi realizado o teste sensitométrico nas Clínicas B, C, D e E. A Clínica A não participou desta avaliação, pois utiliza sistema digital. O teste consiste em expor um filme a um sensitômetro de 21 degraus. O filme é colocado no sensitômetro com a emulsão voltada para baixo, sensibilizado e posteriormente revelado conforme mostra a Figura 3.1(a). Após a revelação foram efetuadas as leituras das densidades ópticas correspondente a cada degrau do sensitômetro conforme apresentado na Figura 3.1(b). Foram utilizados o sensitômetro X-RITE, modelo 07-417 e o densitômetro da X-RITE, modelo 07-443 (N/S 5539), da Victoreen Nuclear Associates.

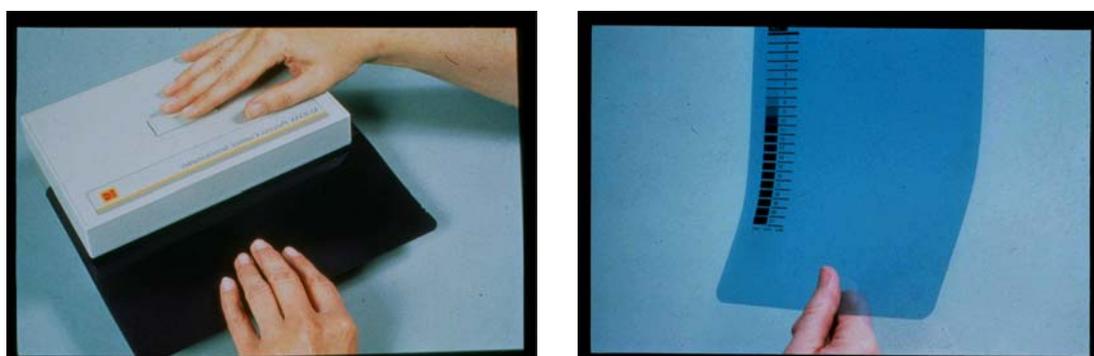


Figura 3.1 (a) Esquema experimental do teste sensitométrico; (b) Faixa sensitométrica no filme

O teste sensitométrico foi realizado durante cinco dias consecutivos sempre no final do dia de expediente. Também foram feitas medidas de temperatura da água e do revelador.

Para se obter um critério de avaliação similar para cada Clínica estudada, e verificar a qualidade das imagens das clínicas, adotou-se como referência para avaliação do índice de velocidade (Si), do índice de contraste (Ci) e do valor de base+velamento (B+F), os degraus 12, 14 -10 (diferença entre o degrau 14 e o degrau 10) e 1, respectivamente. O objetivo foi verificar os desvios da qualidade e capacidade de revelação e comparar os ajustes dos diversos serviços, avaliando a influência de tais ajustes na qualidade da imagem final e na dose.

Os limites de referência de cada índice de controle foram estabelecidos tomando os limites de tolerância fornecidos pelo Protocolo Europeu (CEC, 2001). Para os índices de contraste e velocidade, a diferença entre o valor da densidade óptica

medida durante o período de teste deverá ser $\pm 0,30$ (recomendável $\pm 0,20$), e para a base+velamento, de $\pm 0,03$ (recomendável $\pm 0,02$).

3.2 Taxa de rejeição de filmes radiográficos

Devido ao elevado número de repetições de exames pelos radiologistas da Clínica A, foi efetuado um estudo no período de Abril e Maio de 2005 para definir as principais causas de rejeição dos filmes. Os filmes rejeitados foram armazenados numa caixa e com o auxílio da técnica de mamografia as imagens foram classificadas quanto à técnica de exposição (subexposto ou superexposto), ao processamento, ao posicionamento e aos artefatos de imagem.

3.3 Avaliação da Qualidade da Imagem

a) Aspectos Clínicos

O objetivo da avaliação das imagens é assegurar que as imagens apresentem a qualidade necessária para o diagnóstico. Do contrário, o detrimento radiológico das exposições será inútil e os níveis de referência não terão sentido.

As Clínicas A e E não participaram desta etapa pelo fato de não disporem de um médico radiologista ao longo do dia que pudesse avaliar as imagens. Em cada Clínica foram selecionadas 10 pacientes com espessuras da mama comprimida entre 50 mm e 60 mm. A avaliação da qualidade da imagem (CEC, 1996b) foi realizada pelos radiologistas de cada Clínica tanto nas incidências Crâneo-Caudal (CC) como na Médio-Lateral-Oblíqua (MLO).

Os critérios avaliados para a incidência Médio-Oblíqua-Lateral e para a Crâneo-Caudal estão descritos nos Fundamentos Teóricos (item 2.6). As Figuras 3.2 e 3.3 apresentam os formulários utilizados para o registro desta avaliação.

Médio-Lateral-Oblíqua	NÚMERO DE IDENTIFICAÇÃO									
REFERENTES AO POSICIONAMENTO:										
1- Angulação correta do músculo peitoral										
2- Visualização do ângulo mamário										
3- Visualização nítida da gordura retromamária										
4- Visualização nítida do tecido glandular crâneo-lateral										
5- Mamilo em perfil, sem tecido sobreposto										
6- Sem dobras de pele visíveis										
7-Imagens simétricas										
REFERENTES AOS PARÂMETROS DE EXPOSIÇÃO:										
8-Visualização da pele através da luz forte										
9-Reprodução das estruturas vasculares através do parênquima mamário										
10-Visualização nítida dos vasos, tecido fibroso, glandular e margens do músculo peitoral										
IMAGEM MAMOGRÁFICA ACEITÁVEL: S ou N										

Figura 3.2 Formulário para o registro dos Critérios de Qualidade para a incidência Médio-Lateral-Oblíqua (MLO)

Crâneo-Caudal	NÚMERO DE IDENTIFICAÇÃO									
REFERENTES AO POSICIONAMENTO:										
1- Visualização nítida do músculo peitoral na borda da imagem										
2- Visualização nítida d tecido gorduroso retro-glandular										
3- Visualização nítida do tecido médio glandular										
4- Visualização nítida do tecido lateral glandular										
5- Sem dobras de pele visíveis										
6- Imagens simétricas										
REFERENTES AOS PARÂMETROS DE EXPOSIÇÃO:										
7- Simetria entre ambas as mamas										
8- Visualização nítida da margem do músculo peitoral										
9- Reprodução das estruturas vasculares através do parênquima mamário										
10- Visualização nítida da pele ao longo do músculo peitoral										
IMAGEM MAMOGRÁFICA ACEITÁVEL: S ou N										

Figura 3.3 Formulário para o registro dos Critérios de Qualidade para a incidência Crâneo-Caudal (CC)

b) Aspectos Físicos

Para este estudo foi utilizado o simulador de mama do Colégio Americano de Radiologia (ACR). O método de avaliação da qualidade de imagem no simulador do ACR consiste em contar o número de objetos de testes visualizados em cada grupo.

O simulador foi posicionado sobre o suporte de mama e na mesma posição de exame da mama. Uma pastilha de acrílico de 0,4 cm de espessura e 1,0 cm de diâmetro foi colocada sob o simulador entre as fibras de números 1,56 e 1,12, com a finalidade de avaliar a variação da densidade ótica dentro e fora da pastilha (esfera) na imagem mamográfica. A exposição foi efetuada utilizando os fatores de técnica (kVp, mAs, combinação alvo/filtro e densidade) geralmente usados clinicamente para uma mama comprimida de 42 mm e composição 50% glandular/50% adiposa. O densitômetro da X-RITE modelo 07-443 (N/S 5539) da Victoreen Nuclear Associates foi utilizado para as medidas das densidades óticas no filme.

3.4 Avaliação da dose em uma amostra de pacientes

3.4.1 Determinação do Kerma no ar na Superfície de Entrada (ESAK) em pacientes

Para assegurar o posicionamento correto e reprodutível da câmara de ionização foi desenvolvido na oficina mecânica do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD/CNEN) um suporte de acrílico de espessura variável (10 a 70 mm). Este suporte permite também variar a distância da câmara de ionização em relação ao suporte de mama (Figura 3.4).

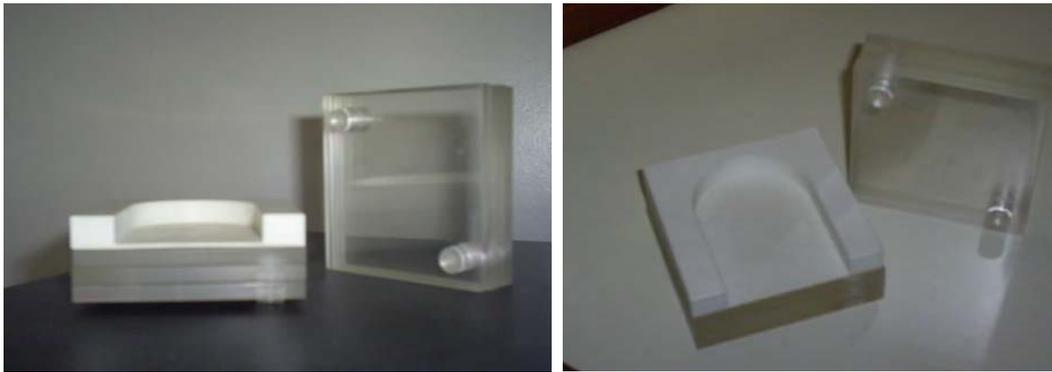


Figura 3.4 Suporte de espessura variável (10 e 70 mm) da câmara de ionização

Os valores de ESAK foram estimados a partir do rendimento (mGy/mAs) do mamógrafo. Para este estudo foi utilizada a câmara de ionização da Radcal modelo 9015 conectada ao eletrômetro de 6 cm³, posicionada no suporte de acrílico na posição de exame da mama (Figura 3.5). Conforme recomendado pelo Colégio Americano de Radiologia (ACR, 1999), o centro da câmara de ionização foi mantido a uma distância de 40 mm da parede torácica. A seleção dos parâmetros foi realizada utilizando o modo manual de exposição.

As leituras de kerma no ar foram obtidas para diferentes valores de quilovoltagem (25 a 33 kVp), mantendo-se fixos a distância foco-câmara (600 mm), o produto corrente-tempo (50 mAs) e a combinação alvo/filtro (Mo/Mo). Foram realizadas três leituras de kerma no ar para cada combinação kVp e mAs e efetuada uma média desses valores.



Figura 3.5 Posição da câmara de ionização no mamógrafo

A partir dos valores de rendimento obtidos para cada quilovoltagem, foi possível estimar para toda a amostra de pacientes o valor de ESAK utilizando a expressão abaixo:

$$K_e = Y P_{it} \left(\frac{d_{ref}}{d} \right)^2 B = a U^b P_{it} \left(\frac{d_{ref}}{d} \right)^2 B \quad (5)$$

Onde: Y é o rendimento do tubo (mGy/mAs);

U é a tensão aplicada ao tubo (kVp) e aU^b é a função que se aproxima ao rendimento do tubo, Y. O valor do rendimento adotado é o correspondente ao U selecionado durante a exposição de cada paciente;

d_{ref} é a distância em que foi determinado o rendimento;

d é a distância foco-pele;

P_{it} é o produto corrente-tempo (mAs) selecionado durante a exposição de cada paciente;

B é o fator de retroespalhamento. O valor adotado foi de 1,09 (CEC, 1996).

3.4.2 Avaliação da Dose Média Glandular (D_G) nas pacientes

A Dose Média Glandular (D_G) foi calculada a partir dos valores do kerma no ar para cada paciente, utilizando a expressão:

$$D_G = g_{PB} s K_i = g_{PB} s Y \left(\frac{d_{ref}}{d} \right)^2 \quad (6)$$

Onde: K_i é o kerma no ar incidente (INAK) para cada paciente, o qual se obtém a partir do rendimento, medido com o mesmo valor de tensão aplicada ao tubo e depois corrigido pela distância: $K_i = Y(d_{ref}/d)^2$; o rendimento utilizado foi o mesmo para a determinação dos valores de ESAK;

g_{PB} é o coeficiente de conversão do kerma no ar incidente para a dose média glandular, o qual depende do valor da camada semi-redutora (CSR). Este, por sua vez, depende do valor da tensão aplicada ao tubo;

s é um fator dependente do material do anodo e do filtro. Utiliza-se a combinação Mo/Mo, o valor de s é a unidade.

Para determinar a camada semi-redutora (CSR) foram utilizados filtros de alumínio (Al) de alta pureza (> 99,0%) de 0,3 e 0,4 mm. Inicialmente, foram tomadas três leituras de kerma no ar sem a presença de filtros utilizando o detector Victoreen, modelo 4000M+. A seguir, foram feitas leituras kerma no ar com os filtros de 0,3 mmAl e 0,4 mmAl, presos na saída do colimador. As leituras de kerma no ar foram realizadas para tensões entre 27 e 30 kVp e o produto corrente-tempo de 50 mAs. O valor da CSR em milímetro de alumínio (mmAl) foi determinado utilizando a seguinte expressão:

$$CSR = \frac{t_b \ln\left(2 \frac{X_a}{X_0}\right) - t_a \ln\left(2 \frac{X_b}{X_0}\right)}{\ln\left(\frac{X_a}{X_b}\right)} \quad (7)$$

Onde: X_0 é o valor médio das medidas do kerma no ar sem filtro adicional;

X_a e X_b são os valores médios das medidas obtidas utilizando os filtros 0,3 mm e 0,4 mm, respectivamente e;

t_a e t_b são as espessuras de Al utilizadas, iguais a 0,3 mm e 0,4 mm, respectivamente.

Deste modo, foi levantada uma curva com os valores de conversão g_{PB} tabelados para uma mama padrão de 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo e espessura de 50 mm (Tabela 3.3) em função da CSR conforme mostra a Figura 3.6.

Tabela 3.3 Fatores de conversão g_{PB} para o cálculo da D_G para uma mama padrão de 50 mm, a partir do INAK (DANCE, 1990).

CSR (mm Al)	0,25	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65
g_{PB} (mGy/mGy)	0,149	0,177	0,202	0,223	0,248	0,276	0,304	0,326	0,349

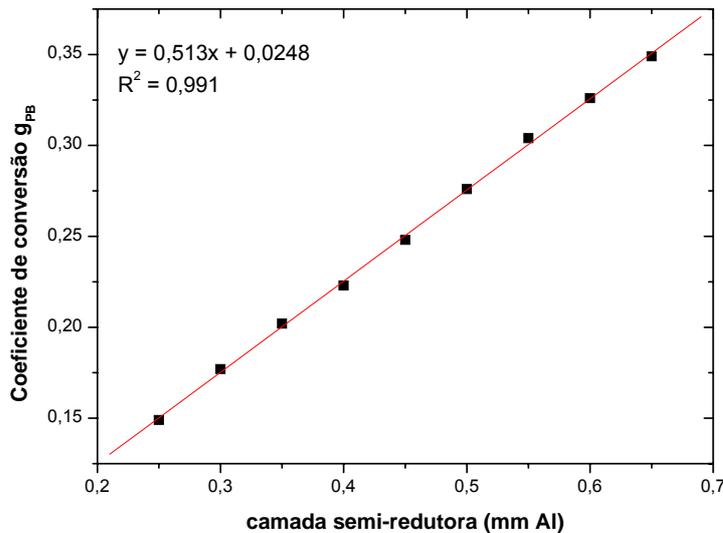


Figura 3.6 Determinação do fator de conversão g_{PB} em função da CSR

A partir da curva da Figura 3.6, foi possível determinar o fator de conversão g_{PB} para cada tensão utilizada.

3.4.3 Avaliação da influência da espessura e da composição da mama nos valores de ESAK

Devido às diferentes espessuras e composições da mama, foi realizada uma avaliação de como estas diferenças influenciam no valor de Kerma no ar na Superfície de Entrada (ESAK). Para isto, foram estudados os dados referentes a uma amostra de 200 pacientes selecionadas aleatoriamente (Clínica E). Para uma posterior comparação dos valores de ESAK obtidos com a amostra de pacientes, foi utilizado um simulador de mama de diferentes espessuras e composições.

Os valores de ESAK em pacientes foram estimados a partir da curva de rendimento (mGy/mAs) do mamógrafo, seguindo a mesma metodologia adotada no item 3.4.1. Para determinar o valor de ESAK no simulador, foi utilizado o simulador de mama da Victoreen, modelo 18-222 de diferentes espessuras (10 a 70 mm) e composições variáveis (70% glandular/30% adiposo, 50% glandular/50% adiposo e 30% glandular/70% adiposo) conforme apresentado na Figura 3.7.



Figura 3.7 Simulador de mama da Victoreen modelo 18-222

As leituras de kerma no ar no simulador foram tomadas utilizando a câmara de ionização da Radcal modelo 9015 conectada ao eletrômetro Radcal de 6cm^3 posicionada no suporte de acrílico ao lado do simulador da Victoreen na posição de exames da mama. Para reproduzir com maior fidelidade as condições de exames para uma incidência crâneo-caudal, as exposições foram realizadas utilizando a bandeja de compressão e no modo automático de exposição (AEC).

As leituras tanto na amostra de paciente quanto no simulador foram efetuadas empregando a tensão mais comumente utilizada nesta Clínica (25 kVp) e combinação alvo/filtro (Mo/Mo).

3.5 Avaliação de Incertezas

Neste trabalho, a incerteza do Tipo A considerada foi a repetibilidade da medição. No caso das incertezas do Tipo B foram consideradas a distância fonte - câmara de ionização, a centralização da câmara no ponto de referência, o posicionamento do suporte (suporte de acrílico) da câmara de ionização e o fator de calibração da câmara de ionização.

Na Tabela 3.4 são apresentadas as incertezas utilizadas na Clínica A e o valor da incerteza expandida com um nível de confiança de 95% e um fator de abrangência ($k=2$). Esta mesma metodologia para avaliação de incerteza foi realizada para as Clínicas B, C, D e E. Na Tabela 3.5 são apresentados os valores da incerteza relativa expandida (95%) obtidas para cada clínica.

Tabela 3.4 Discriminação das incertezas para a Clínica A.

Incertezas na medição ESAK		
Fonte de incerteza	Tipo A (%)	Tipo B (%)
Distância fonte - câmara de ionização		0,15
Centralização da câmara no ponto de referência		0,21
Posicionamento do suporte (suporte de acrílico) da câmara de ionização		0,10
Temperatura da sala (°C)		#
Pressão (kPa)		#
Umidade (%)		#
Dependência energética da câmara de ionização Radcal 9015		⊗
Fator de calibração da câmara de ionização Radcal 9015		3,00
Dependência da taxa de exposição da câmara de ionização Radcal 9015		⊗
Repetibilidade da medição	0,20	
Incerteza combinada separada	0,20	3,01
Incerteza combinada padrão	3,02	
Incerteza relativa expandida (95%)	6,04	

Temperatura, pressão e umidade = não foram consideradas, pois a câmara de ionização corrige as possíveis influências desses parâmetros nas leituras ou medidas;

⊗ Conforme o manual da câmara de ionização Radcal 9015, o intervalo de dose determinado para a dependência energética e a dependência da taxa de exposição é grande ao comparar-se com o intervalo utilizado em mamografia. Por este motivo, estes dois itens não foram considerados.

Tabela 3.5 Valores da incerteza relativa expandida para as Clínicas B, C, D e E.

Clínicas	Incerteza relativa expandida (95%)
B	6,07
C	6,03
D	6,07
E	6,04

CAPÍTULO IV

RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Avaliação dos equipamentos

Na Tabela 4.1 pode-se observar os resultados dos testes de desempenho dos mamógrafos das Clínicas em estudo.

Tabela 4.1 Resultados das medidas dos testes de desempenho dos mamógrafos das Clínicas em estudo.

Parâmetro	Clínica					Valor recomendado
	A	B	C	D	E	
Desvio entre a borda do filme e o "bucky" (mm)	4,8	5,4	2,8	3,6	3,0	≤ 4 mm****
Desvio entre a borda do filme e o campo de radiação (mm)	6,5	5,8	3,9	7,1	4,6	≤ 3 mm*
Desvio da Exatidão da tensão (%)	4	3	2	2	3	5%** ± 2 kVp*
Reprodutibilidade tensão (%)	0,53	1,15	1,44	0,67	0,25	10%**
Camada-Semi-Redutora (mm Al)	0,30	0,34	0,31	0,34	0,32	> 0,30 mm Al***
Reprodutibilidade do kerma no ar (%)	0,84	2,94	2,30	1,07	1,98	10%*
Linearidade do kerma no ar (%)	2,3	5,6	2,7	5,9	1,5	20%*
Reprodutibilidade do sistema de Controle Automático de Exposição (AEC) utilizando filmes (%)	4,98	4,49	3,16	3,86	2,93	5%***
Reprodutibilidade do AEC utilizando câmara de ionização (%)	0,06	0,93	0,99	0,17	0,84	-
Compensação do AEC para diferentes espessuras e tensões (%)	0,81	2,54	2,43	1,05	1,67	DO = 0,30**
Força de compressão (kgf)	12	15	18	17	18	11 e 18*

*MS, 1998; ** ACR, 1999; *** CCM, 2000; **** CEC, 2001

Na avaliação de desempenho, os cinco mamógrafos apresentaram inadequação no sistema de colimação do campo de radiação, no que se refere à concordância entre a borda do filme e campo de radiação. Com relação ao resultado do desvio entre a borda do filme e o “bucky”, apenas as Clínicas A e B apresentaram uma discrepância inadequada ao valor recomendado (CEC, 2001). Com a inadequação desses dois testes, imagens mamográficas com posicionamentos incorretos podem ser observadas, o que faz necessária à realização da manutenção do colimador.

No desvio da exatidão, os resultados mostraram que todos os mamógrafos apresentam um desvio entre o valor nominal e o valor medido inferior a 5% que é o limite recomendado pelo ACR (1999). Na reprodutibilidade da tensão, um percentual de variação nos valores de tensão menor que 2% foi encontrado, que é aceitável (ACR, 1999).

Os resultados obtidos na avaliação da CSR, na reprodutibilidade e linearidade do kerma no ar estão dentro dos limites recomendados (ACR, 1999; MS, 1998; CCM, 2000), o que classifica os equipamentos como adequados.

Na avaliação do AEC utilizando filmes, foi observado que em todas as Clínicas os coeficientes de variação foram inferiores a 5%. A reprodutibilidade do AEC avaliada através dos filmes inclui a variação do processo de revelação. Portanto, um segundo método foi utilizado para avaliar a reprodutibilidade do AEC, que consiste na utilização da câmara de ionização. Uma comparação entre os dois métodos demonstrou uma discrepância maior dos coeficientes de variação nas medidas utilizando filmes. Na avaliação do AEC para diferentes espessuras e tensões, os resultados obtidos foram considerados inadequados, segundo o limite de aceitação ($DO = 0,30$).

Os resultados das medidas da força de compressão máxima encontram-se dentro do intervalo de aceitação (11 – 18 kgf) estabelecido pela Portaria 453 (MS, 1998).

4.2 Avaliação do sistema de revelação

4.2.1 Controle sensitométrico

O controle sensitométrico foi realizado durante cinco dias nas Clínicas B, C, D e E, onde incluía as medidas do índice de contraste, do índice de velocidade e da base+velamento.

Os resultados mostraram que os índices de contraste, de velocidade e base+velamento mantiveram-se dentro dos valores recomendados pelo Protocolo Europeu (CEC, 2001), durante todo o período de teste.

4.3 Taxa de rejeição de filmes radiográficos

Um dos parâmetros utilizados como indicadores da qualidade da imagem é a avaliação do índice de rejeição de radiografias. Neste sentido, foram levantados os dados junto à Clínica A, procurando identificar o número de radiografias rejeitadas, repetidas e o motivo da rejeição. Os principais problemas observados pela avaliação dos técnicos e radiologistas foram: erro de posicionamento, filme subexposto, filme velado, filme não exposto, filme preso na impressora, falhas na calibração da impressora, filme sem limpar as laterais, impressão do exame duas vezes e sem motivo.

No mês de abril foram rejeitadas 59 radiografias e 102 no mês de maio. A maioria dos filmes foi rejeitada devido ao posicionamento incorreto da paciente (Figura 4.1). Verifica-se que valor similar foi encontrado por BRANDAN e cols. (2004), com 44% de rejeição relacionada ao posicionamento. Este resultado pode evidenciar problemas de treinamento da equipe técnica do serviço.

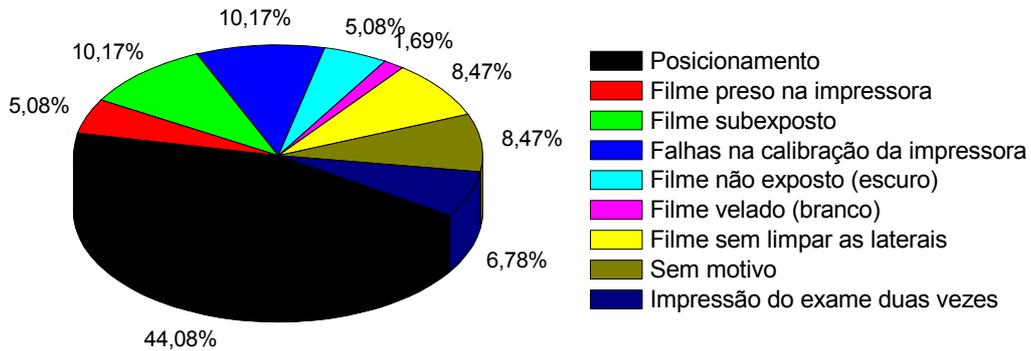


Figura 4.1 Distribuição das causas de filmes rejeitados no mês de abril da Clínica A

No mês de maio (Figura 4.2), o maior motivo de rejeição foi devido à impressão dupla da impressora a laser utilizada em mamografia digital com 39% dos rejeitos. Esta falha é diretamente operacional, ou seja, falta de treinamento da equipe técnica envolvida na realização do exame com a tecnologia digital.

É importante ressaltar que devido à utilização do sistema digital na Clínica A, o fato de ocorrer inúmeras rejeições devido à falha no sistema, não implica na repetição do exame mamográfico. Portanto, não sendo necessário a paciente retornar à clínica para uma nova exposição. Porém, ocorre um aumento dos custos da Clínica, devido a maior gasto com relação aos filmes.

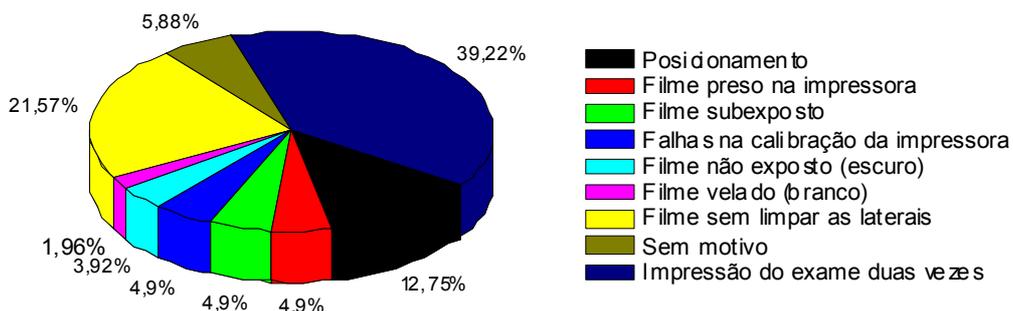


Figura 4.2 Distribuição das causas de filmes rejeitados no mês de maio da Clínica A

4.4 Avaliação da Qualidade da Imagem

a) Aspectos Clínicos

A frequência de aceitabilidade de cada critério de qualidade da imagem foi avaliada para as incidências MLO (direita e esquerda) e CC (direita e esquerda) nas imagens mamográficas de uma amostra de 10 pacientes. Esta avaliação foi realizada pelos radiologistas de cada Clínica.

Na Figura 4.3 é apresentada a frequência de aceitabilidade de cada critério de qualidade analisado na incidência MLO nas Clínicas B, C, e D. Na Clínica B foi observado que os critérios 4 (nítida visualização do tecido glandular crâneo-lateral) e 9 (reprodução das estruturas vasculares através do parênquima mamário - tecido glandular) não apresentaram uma aceitabilidade de 100%. O não atendimento destes critérios indica que a detecção de patologias mamárias no tecido não pode ser assegurada.

A Clínica C apresentou aceitabilidade de 100% em todos os critérios de qualidade. Já com relação à Clínica D, os critérios 2, 3, 4 e 6 foram atendidos apenas em 10% das imagens. Isso evidencia um problema de posicionamento da mama e não permite assegurar a detecção de patologias mamárias no tecido, na pele e na gordura. Os critérios 1, 7 e 5 também apresentaram uma baixa aceitabilidade, o que representa um problema no posicionamento da mama.

Na Figura 4.4 são apresentados os critérios de qualidade na incidência CC nas Clínicas B, C, e D. Nas Clínicas B e D, o critério 1 (visualização do músculo peitoral) não foi atendido em nenhuma das imagens estudadas. Apesar de não implicar na perda de informação diagnóstica e depender do tipo de mama da paciente e da eficácia da técnica (ou tecnóloga), a presença do músculo peitoral na imagem representa a certeza de que toda a área da mama está contida na radiografia. Este resultado reflete, em parte, a inadequação da distância entre a borda do filme e a borda do “bucky”, que para esta Clínica foi considerado inadequado (conforma mostra a Tabela 4.1). Os critérios 3 (nítida visualização do tecido medial) e 4 (nítida

visualização do tecido glandular lateral) apresentaram uma aceitabilidade de 90%, ou seja, somente em 1 imagem estes critérios não foram visualizados.

Na Clínica C, somente o critério 1 apresentou uma menor taxa de aceitabilidade, 60%. Este critério avalia o posicionamento, que neste caso, indica que a mama não está bem colocada e não apresenta simetria mamária.

Na Clínica D, foi possível observar uma baixa taxa de aceitabilidade em ambas as incidências. Na incidência CC, o critério 1 também não foi atendido em nenhuma imagem, o que caracteriza também a inadequação do sistema de colimação. Foi verificada também uma baixa aceitabilidade nos critérios 3, 4 e 7, sendo visualizados em somente 20% dos exames. O não atendimento desses critérios indicam problemas de posicionamento da mama, que pode afetar a detecção de patologias mamárias.

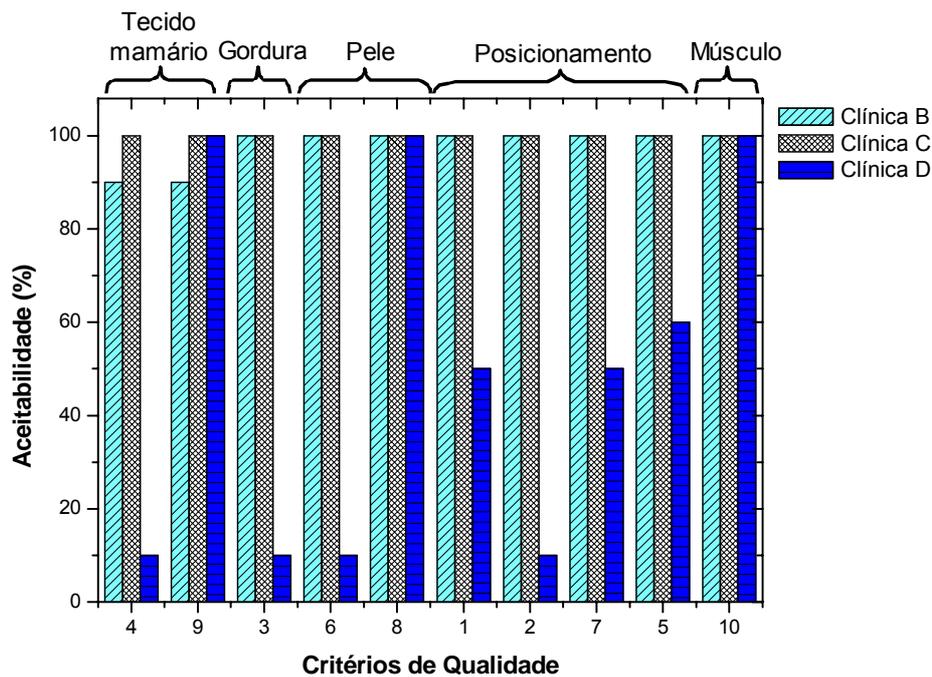


Figura 4.3 Freqüência de aceitabilidade de cada critério de qualidade de imagem para as Clínicas B, C e D na incidência MLO

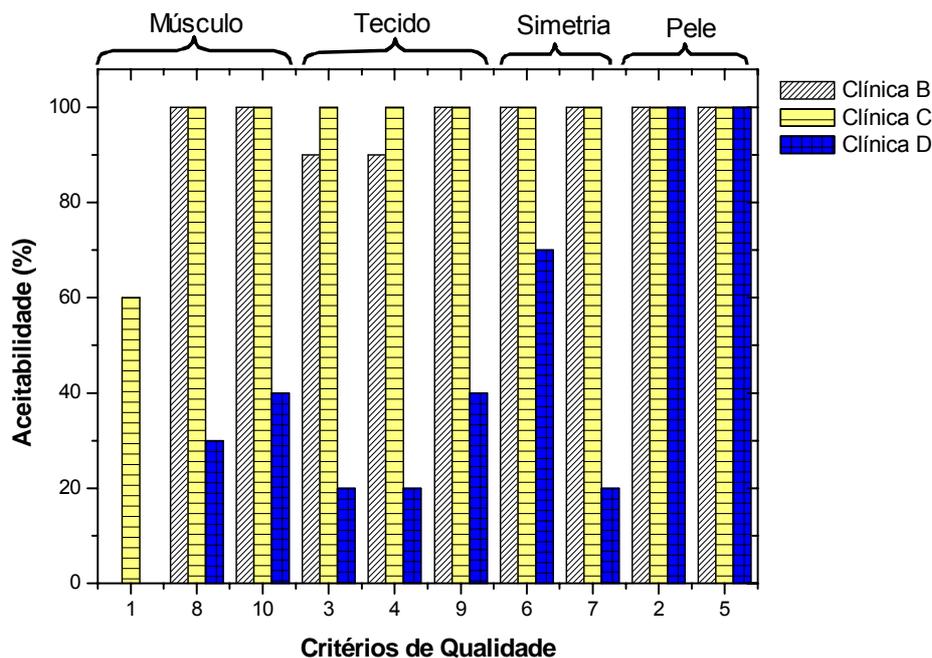


Figura 4.4 Frequência de aceitabilidade de cada critério de qualidade de imagem para as Clínicas B, C e D na incidência CC

Fazendo uma comparação de cada critério de qualidade da imagem avaliado nas Clínicas em estudo, pode-se verificar que a clínica que obteve o melhor resultado de qualidade foi a Clínica C, onde somente o critério 1 (visualização da margem do músculo peitoral) apresentou baixa aceitabilidade na incidência CC e para as Clínicas B e D não foi observado em nenhuma imagem. Na Clínica D, a avaliação apresentou imagens mamográficas de baixa qualidade e com presença de artefatos de imagem.

Na incidência MLO, os critérios que obtiveram maior aceitabilidade nas imagens estudadas de todas as Clínicas estão relacionados com o parâmetro de exposição. Entre os critérios, estão o de número 8 (visualização nítida do músculo peitoral), 9 (reprodução de estruturas vasculares através do parênquima mamário) e 10 (visualização nítida da pele ao longo do músculo peitoral). Para a incidência CC, os critérios que obtiveram maior aceitabilidade são os critérios 2 (nítida visualização do tecido gorduroso retro-glandular) e 5 (sem dobras de pele visíveis) e estão relacionados com a posicionamento da mama.

Estudo semelhante foi realizado em 13 países da América latina (ARCAL, 2005), onde concluiu que as imagens mamográficas em ambas as incidências

cumpriram os critérios de qualidade e permitem detectar patologias mamárias. Os principais problemas encontrados também estão relacionados ao posicionamento da mama.

b) Aspectos Físicos

A qualidade da imagem foi avaliada também utilizando o simulador de mama do Colégio Americano de Radiologia (ACR). Os resultados, apresentados na Tabela 4.2 foram comparados com os limites propostos pelo ACR (ACR, 1999) e pela Portaria 453 (MS, 1998). Verifica-se que apenas a Clínica D não atende aos requisitos estabelecidos.

Tabela 4.2 Resultado da visualização dos objetos de testes do simulador ACR produzidos nas Clínicas A, B, C, D e E.

Objetos de testes	Clínica A	Clínica B	Clínica C	Clínica D	Clínica E
Fibras	4	5	5	4	4
Nódulos	4	4	5	3	4
Microcalcificação	3	3	3	2	3
Desvio (Δ): diferença entre a DO dentro do acrílico e fora do acrílico	0,58	0,69	0,56	0,33	0,66

4.5 Avaliação da dose em uma amostra de pacientes

4.5.1 Características das pacientes

a) Idade

Na Figura 4.5, pode-se observar a distribuição da idade das pacientes para cada Clínica estudada.

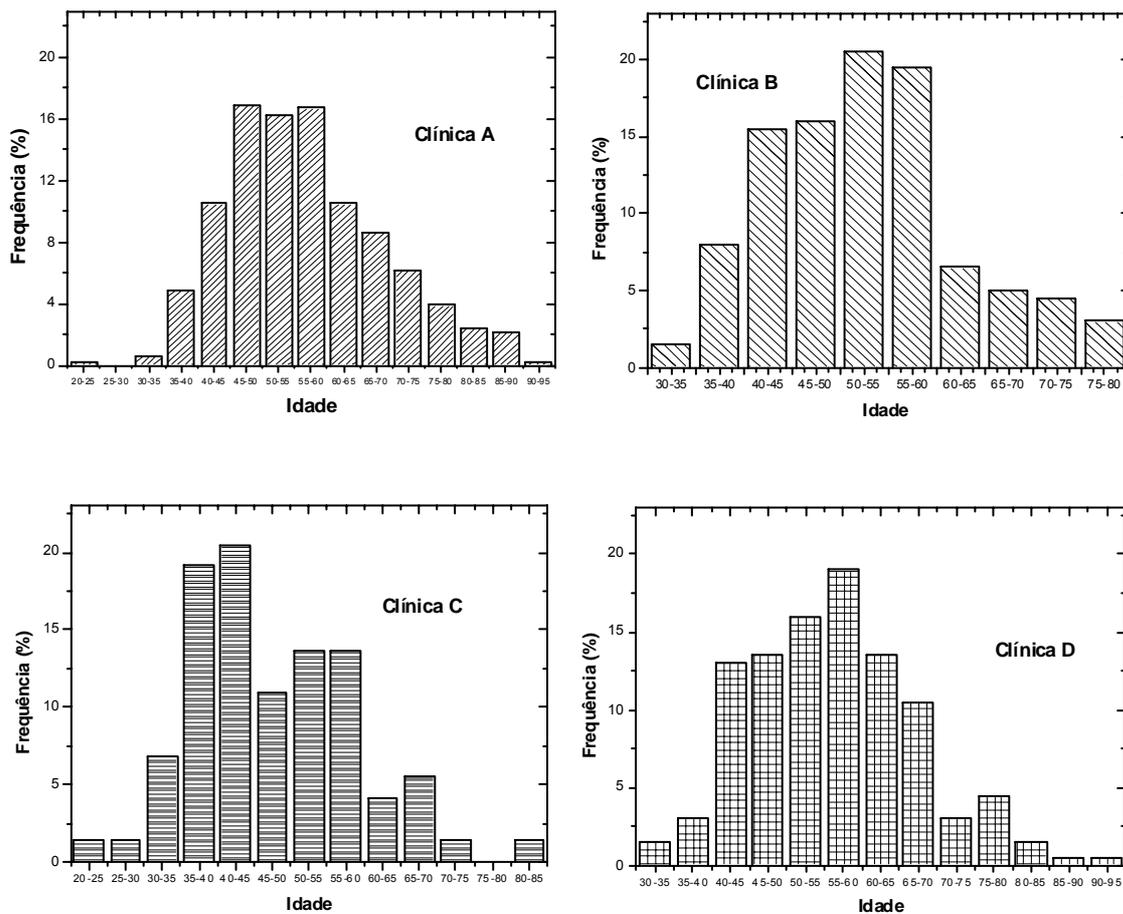


Figura 4.5. Distribuição da frequência de exames em função da idade das pacientes de cada Clínica

Na Clínica A, a idade da paciente variou entre 25 e 91 anos. Observa-se que aproximadamente 50% dos exames foram realizados com mulheres entre 45 e 60 anos de idade. Na Clínica B, a idade da paciente variou entre 33 e 79 anos. Aproximadamente 40% dos exames foram realizados com mulheres entre 50 e 60 anos de idade e 30% entre 40 e 50 anos. Na Clínica C, a idade da paciente variou entre 22 e 85 anos e 40% dos exames foram realizados com mulheres entre 35 e 45 anos de idade. Na Clínica D, a idade da paciente variou entre 30 e 91 anos. Observa-se que aproximadamente 19% dos exames foram realizados com mulheres entre 55 e 60 anos de idade.

Sendo as Clínicas A, B e C instituições privadas, verificou-se que os exames de um modo geral foram realizados em mulheres com idade entre 40 e 60 anos. Contudo, conforme recomendado pelo Instituto Nacional do Câncer (INCA, 2004), o

rastreamento por mamografia deve ser realizado para mulheres com idades entre 50 a 69 anos, pelo menos, com o máximo de dois anos entre os exames. E o que se pode verificar nessas Clínicas, é que as mulheres estão iniciando mais cedo o rastreamento mamográfico, já que todas as mamografias realizadas neste estudo foram exames de rotina. No caso da Clínica D, sendo uma instituição militar, as pacientes possuem idades superiores, porém, dentro do recomendado pelo INCA.

b) Espessura da mama comprimida

A espessura da mama é um dos fatores que mais influenciam na dose de radiação na paciente. Vários estudos têm mostrado que tanto o kerma no ar incidente (INAK) como a dose média glandular (D_G) aumenta com a espessura da mama comprimida (THILANDER e col., 1992; BULLING e NICOLL, 1995; BURCH e GOODMAN, 1998; BRANDAN e col., 2004; KRUGER e SCHUELER, 2001). A espessura de mama comprimida padrão adotada para obtenção do nível de referência em diversas normas nacionais e internacionais é de 45 mm.

Os resultados das medidas de espessuras da mama comprimida da amostra de pacientes encontradas nas Clínicas A e B são mostradas na Figura 4.6. Na Clínica A, a espessura da mama comprimida variou entre 26 e 99 mm, enquanto na Clínica B variou entre 20 e 80 mm. Na amostra da Clínica A, a maior freqüência foi de mamas com espessuras entre 55 e 60 mm (20%) e na Clínica B entre 50 e 55 mm (18%).

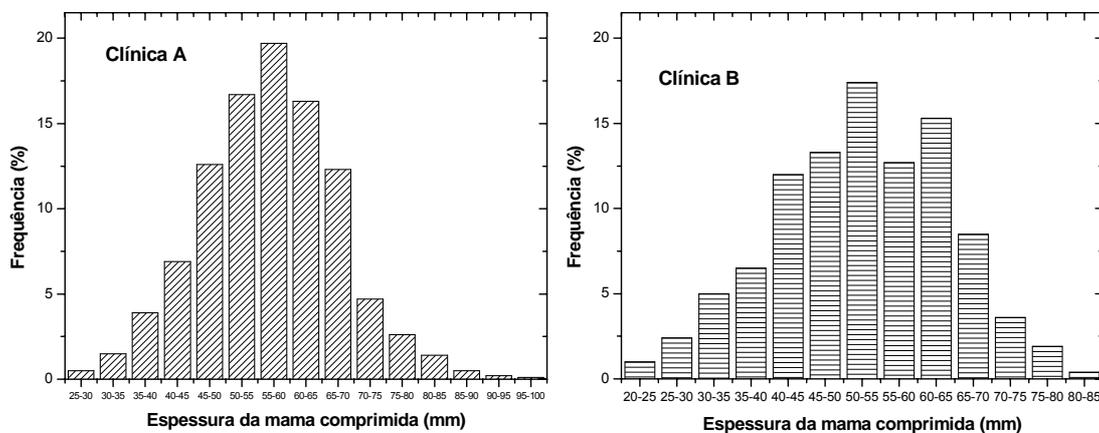


Figura 4.6 Distribuição da freqüência das mamas em função da espessura da mama comprimida da Clínica A e da Clínica B

Os resultados encontrados para as Clínicas C e D são apresentados na Figura 4.7. Na Clínica C, a espessura da mama comprimida variou entre 27 e 91 mm, sendo de maior freqüência as mamas de 55 e 60 mm (20%). Na Clínica D, a espessura da mama comprimida variou entre 10 e 70 mm, sendo de maior freqüência as mamas de 30 e 35 mm (25%). Nesta amostra, apenas 2% apresentam mamas entre 55 e 60 mm de espessura.

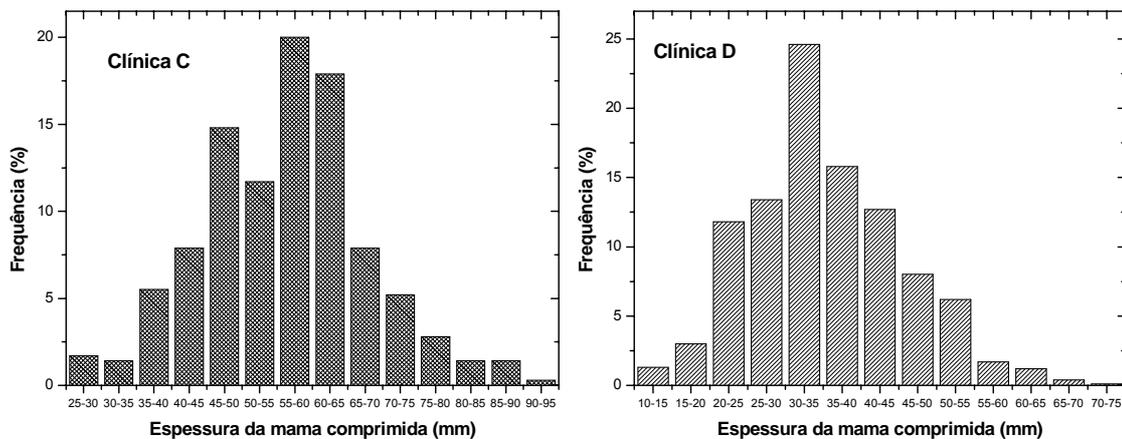


Figura 4.7. Distribuição da freqüência das mamas em função da espessura da mama comprimida da Clínica C e da Clínica D

Os valores médios, mínimos e máximos das espessuras da mama comprimida encontrados nas Clínicas A, B, C e D são apresentadas na Tabela 4.3. Os valores foram comparados com os resultados encontrados na literatura. Observa-se que o valor médio da espessura da mama comprimida nas Clínicas A e C, que foram de 56,45 mm e 55,67 mm, respectivamente, são próximos aos valores encontrados por KLEIN e cols. (1997), MORÁN e cols. (2000) e YOUNG (2002). Enquanto, o valor médio da Clínica B (50,01mm) aproxima-se dos valores encontrados por THILANDER e cols. (1992), BULLING e NICOLL (1995), ROSENBERG e cols. (2001) e KRUGER e SCHUELER (2001). Verifica-se também, que os valores médios de espessuras da mama comprimida encontrada nas Clínicas A, B e C são superiores à espessura de mama adotada como referência (45 mm), exceto para a Clínica D.

Tabela 4.3 Valores médios e desvios das espessuras de mama comprimida nas Clínicas A, B, C e D e na literatura. Valores entre parênteses indicam intervalos mínimos e máximos.

País	Amostra (pacientes)	Espessura média \pm desvio (mm)
Brasil	A: 467	56,45 \pm 10,81
	B: 200	50,01 \pm 11,89
	C: 73	55,67 \pm 11,72
	D: 200	32,9 \pm 10,28
Suécia THILANDER e cols., 1992	1350	50 \pm 13
Nova Zelândia BULLING e NICOLL, 1995	310	49 \pm 14
Alemanha KLEIN e cols., 1997	1.678 e 945	55,9 e 50,8
Espanha MORÁN e cols., 2000	1502	54,5 \pm 0,1
Novo México ROSENBERG e cols., 2001	2.738	49 \pm 13
EUA KRUGER e SCHUELER, 2001	6.006	51 \pm 13 (13-107)
Reino Unido YOUNG, 2002	2.296 (40-48 anos)	54,3 \pm 0,2 (MLO) 51,5 \pm 0,3 (CC)

c) Incidências de rotina (CC e MLO)

Na Figura 4.8, pode-se verificar a distribuição da freqüência da espessura da mama comprimida de acordo com as incidências de rotina em mamografia, CC e MLO. Para a incidência CC, a espessura de maior freqüência encontrada foi igual a 50 mm com aproximadamente 16% dos exames. Para a incidência MLO, foram encontradas duas espessuras de maior freqüência, 45 e 65 mm, com 12% dos exames cada uma.

Esta distribuição é semelhante à encontrada na literatura, como os resultados encontrados por YOUNG e BURCH (2000) para pacientes do Reino Unido e estão apresentados na Figura 4.9.

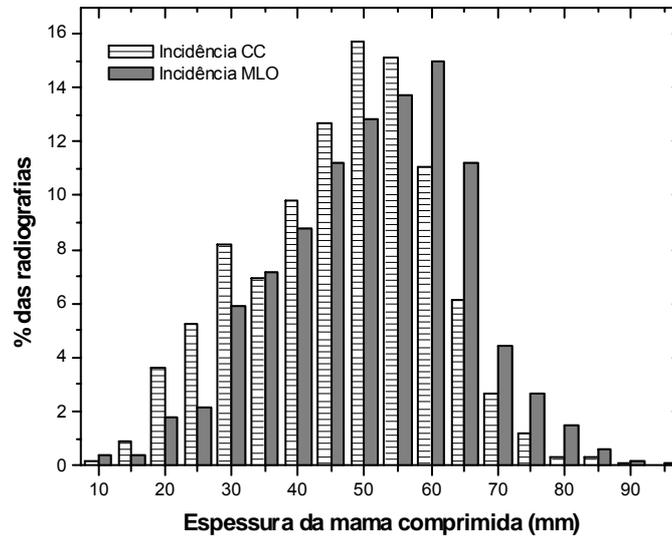


Figura 4.8. Distribuição da freqüência das mamas em função da espessura da mama comprimida para a incidência Crâneo-Caudal (CC) e Médio-Lateral-Oblíqua (MLO)

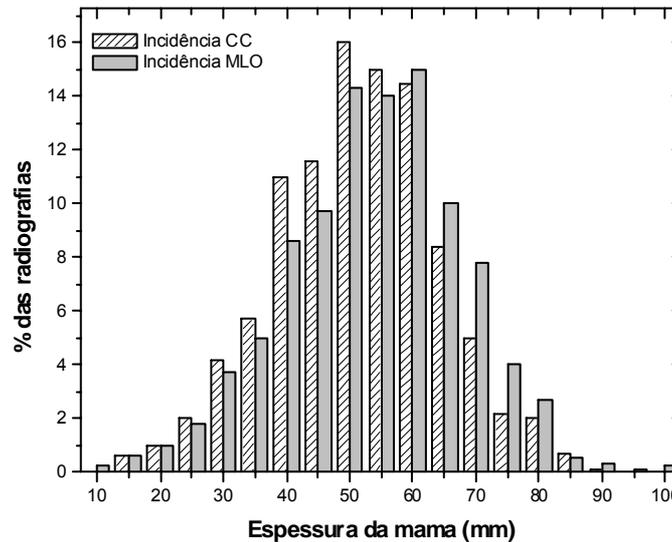


Figura 4.9 Distribuição da freqüência das mamas em função da espessura da mama comprimida para a incidência Crâneo-Caudal (CC) e Médio-Lateral-Oblíqua (MLO).

Fonte: YOUNG e BURCH, 2000

4.5.2 Quilovoltagem utilizada durante os exames

A distribuição dos valores de tensão utilizada no grupo de pacientes estudada em cada Clínica está apresentada nas Figuras 4.10 e 4.11.

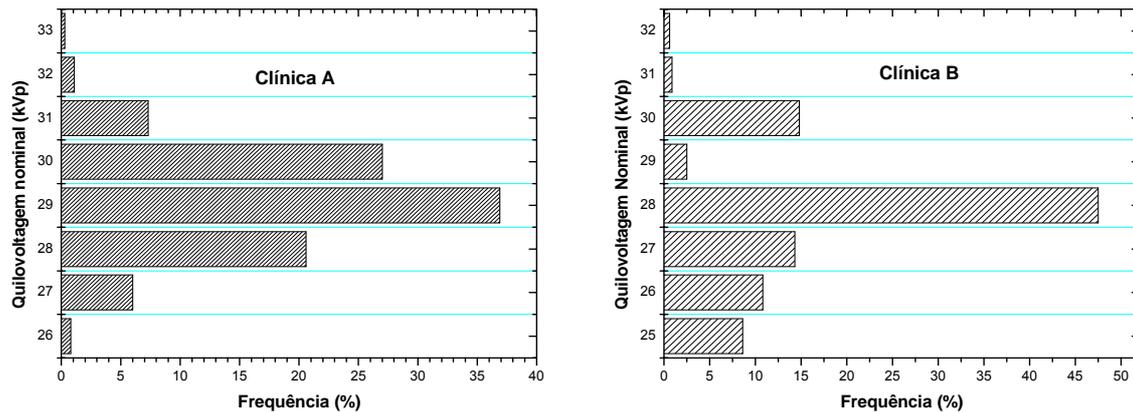


Figura 4.10. Distribuição da frequência da quilovoltagem utilizada durante os exames da Clínica A e da Clínica B

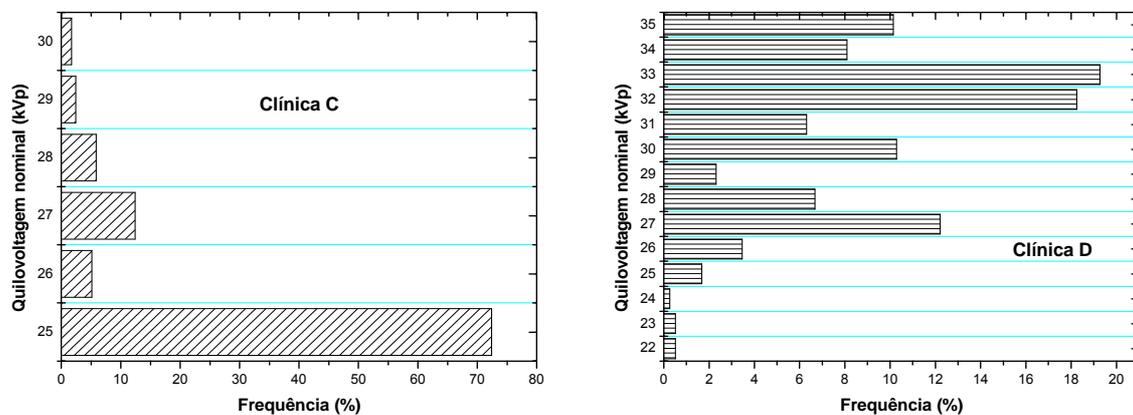


Figura 4.11 Distribuição da frequência da quilovoltagem utilizada durante os exames da Clínica C e da Clínica D

Os valores de quilovoltagens utilizadas na Clínica A variou entre 26 e 33 kVp, sendo que 20% dos exames utilizou uma tensão igual a 28 kVp e 37% uma tensão de 29 kVp. A Clínica B teve uma variação de quilovoltagem semelhante à Clínica A, apesar de mais de 45% dos exames serem realizados com 28 kVp. Já a Clínica C utilizou, em 72% dos exames, o valor de tensão igual a 25 kVp. Na Clínica D, a

variação foi entre 22 e 35 kVp, sendo que 20% dos exames foram realizados com 33 kVp. Os resultados da avaliação da exatidão da tensão mostraram que todos os equipamentos apresentam-se adequados e dentro do limite recomendado (MS, 1998).

A espessura da mama comprimida é um dos fatores que está diretamente relacionado com os parâmetros de exposição (kVp e mAs). Observando os resultados da Clínica C, a variação de espessura foi de 27 a 91 mm; a tensão de maior frequência nos exames foi de 25kVp e combinação alvo/filtro de Mo/Mo. Sendo que, esta Clínica utiliza o mamógrafo Lorad MIV e modo de exposição auto-kV, ou seja, o kVp é selecionado automaticamente para toda a amostra em estudo. No caso da Clínica D, onde se utilizou uma tensão muito elevada (33 kVp), a espessura de mama comprimida de maior frequência foi entre 30 e 35 mm. Um motivo para o uso elevado da quilovoltagem é a falta de treinamento do pessoal envolvido na realização do exame, pois aumentando a tensão, automaticamente o produto corrente-tempo (mAs) diminui, reduzindo a dose de radiação na paciente, porém, afetando no contraste radiográfico, ou seja, prejudicando a qualidade da imagem.

Na Tabela 4.4 são mostrados os valores médios, mínimos e máximos de quilovoltagens utilizadas durante os exames para todas as Clínicas. O valor de maior frequência pode ser também encontrado nos estudos realizados por WHALL e ROBERTS (1992), BULLING e NICOLL (1995), YOUNG e cols. (1998), MORÁN e cols. (2000), ROSENBERG e cols. (2001), KRUGER e SCHUELER (2001), PISANO e cols. (2004) e OLIVEIRA (2004) conforme mostra a Tabela 4.5.

Tabela 4.4 Valores médios, mínimos e máximos das quilovoltagens utilizadas durante os exames. Valores entre parênteses indicam o percentual (%) da quilovoltagem de maior frequência.

Valores	Clínica A	Clínica B	Clínica C	Clínica D
Média ± desvio padrão (kVp)	29,11 ± 1,10	27,75 ± 1,45	25,66 ± 1,21	31 ± 2,90
Mínimo (kVp)	26	25	25	22
Máximo (kVp)	33	32	30	35
kVp de maior frequência (%)	29 (37%)	28 (48%)	25 (72%)	33 (20%)

Tabela 4.5 Valores de quilovoltagens encontradas na literatura. Valores entre parênteses indicam o percentual (%) da quilovoltagem de maior frequência.

Autor (es)	País	Amostra (pacientes)	Maior frequência do valor de quilovoltagem
WHALL e ROBERTS, 1992	Reino Unido	130	28
BULLING e NICOLL, 1995	Nova Zelândia	310	25
YOUNG et al., 1998	Reino Unido	287	28
MORÁN et al., 2000	Espanha	1502	28
KRUGER e SCHUELER 2001	EUA	6006	25 (65%)
PISANO et al., 2004	EUA	316	25 (37%) – Mo 28 (80%) – Rh
OLIVEIRA, 2004	Brasil	138	25 (33%)

4.5.3 Avaliação do kerma no ar na superfície de entrada (ESAK) em pacientes

Os valores de kerma no ar na superfície de entrada estimados para as quatro Clínicas (A, b, C e D), num total de 940 pacientes foram comparados ao valor de referência de 10 mGy (este valor corresponde à mama comprimida de 45 mm de espessura, composição 50% adiposa e 50% glandular, incidência CC e combinação alvo/filtro Mo/Mo) estabelecido pela Portaria 453 (MS, 1998).

Para a determinação dos valores de ESAK, utilizou-se a câmara de ionização da Radcal posicionada no suporte de acrílico na posição de exame da mama para as leituras de kerma no ar incidente (INAK). As leituras foram obtidas para diferentes valores de quilovoltagem (25 a 33 kVp) e produto corrente-tempo (50 mAs). A partir das leituras, foi determinado o rendimento (mGy/mAs) do mamógrafo. Utilizando a equação (5) (Matérias e Métodos), pode-se estimar os valores de ESAK para toda a amostra de paciente estudada. Desde modo, foi realizada uma comparação entre os valores de ESAK obtidos diretamente com a câmara de ionização e os valores estimados através do rendimento.

Na Tabela 4.6, pode-se observar os resultados encontrados na comparação entre os valores de ESAK obtidos com a câmara de ionização e através do rendimento para a Clínica A. Uma diferença de aproximadamente 0,02 mGy foi encontrada entre os valores de ESAK. Esta mesma comparação foi realizada para as outras Clínicas, onde uma diferença similar entre os valores de ESAK também foi encontrada.

Tabela 4.6 Valores de ESAK obtidos a partir da curva de rendimento e com a câmara de ionização para a Clínica A.

Tensão	Produto corrente-tempo	ESAK – rendimento (mGy)	ESAK – câmara de ionização (mGy)
25	50	4,35	4,37
26	50	4,51	4,52
27	50	5,14	5,16
28	50	5,82	5,84
29	50	6,53	6,55
30	50	7,26	7,28

a) Distribuição do ESAK para as Clínicas A, B, C e D para diferentes espessuras da mama comprimida

Nas Figuras 4.12 e 4.13, pode-se observar a distribuição do kerma no ar na superfície de entrada (ESAK) médio para as Clínicas A, B, C e D. As barras verticais presentes nas figuras representam as variações (intervalos) dos valores de ESAK para cada espessura da mama comprimida. Pode-se observar nos gráficos que para uma mesma espessura da mama comprimida, o ESAK variou, por exemplo, de 8,55 a 15,81 mGy para a espessura de 60 mm na Clínica D, por exemplo. Essas variações encontradas podem ser devido aos diferentes tipos de composição da mama, das diferentes disposições das estruturas anatômicas e também da espessura da mama, que permitem uma diversidade de combinações de técnicas mamográficas (kVp, mAs, combinação alvo/filtro).

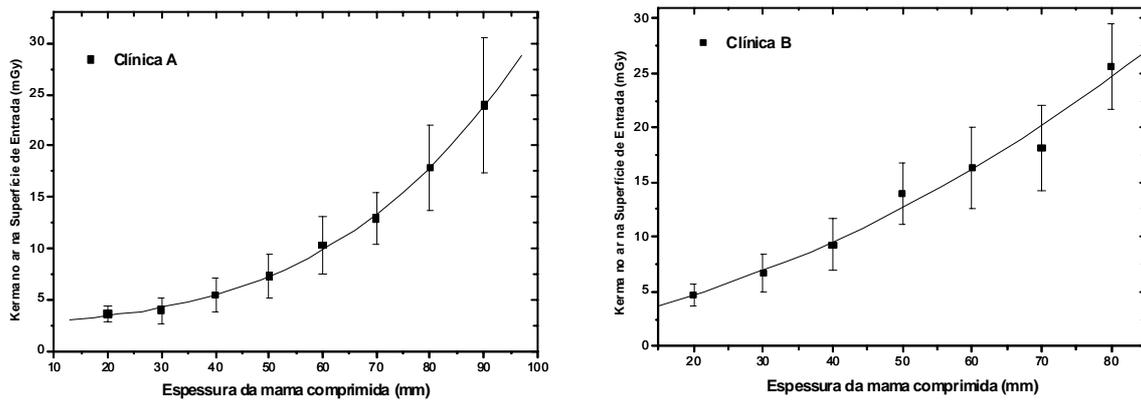


Figura 4.12 Distribuição dos valores de ESAK médios em função da espessura da mama comprimida para a Clínica A e B

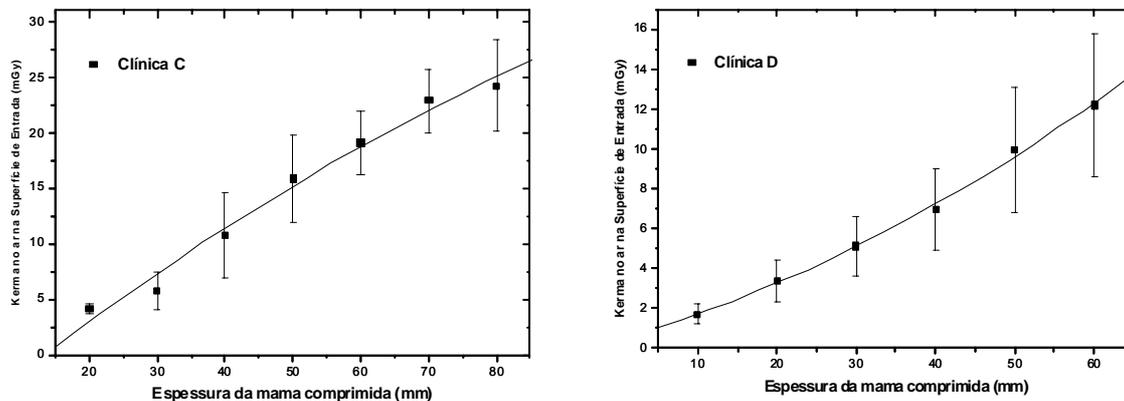


Figura 4.13 Distribuição dos valores de ESAK médios em função da espessura da mama comprimida para a Clínica C e D

Na Clínica A, o valor de ESAK médio encontrado para a espessura de mama comprimida de 45 mm foi $(5,58 \pm 1,60)$ mGy; na Clínica B foi de $(10,07 \pm 2,59)$ mGy; na Clínica C foi de $(13,89 \pm 3,42)$ mGy; e na Clínica D igual a $(7,21 \pm 2,21)$ mGy. Comparando os resultados encontrados com o valor de referência adotado pela Portaria 453 (MS, 1998), a Clínica C apresenta um valor de kerma no ar na superfície de entrada superior em 38,9% ao limite recomendado para uma espessura de 45 mm.

Na Figura 4.14 (a) pode-se observar a distribuição dos valores de ESAK médios e (b) a distribuição total dos valores de ESAK encontrados para todas as Clínicas estudadas. Observa-se que para uma espessura da mama comprimida de 50 mm, o valor do kerma no ar na superfície de entrada variou de aproximadamente 3,0 a 22mGy, encontrando como valor médio igual a $(9,40 \pm 4,05)$ mGy, estando inferior ao

nível de referência adotado (MS, 1998). A distribuição total dos valores de ESAK apresenta um comportamento exponencial. Esse mesmo comportamento foi encontrado nos estudos realizados por RANDELL e SCHUELER (2001) e OLIVEIRA (2004).

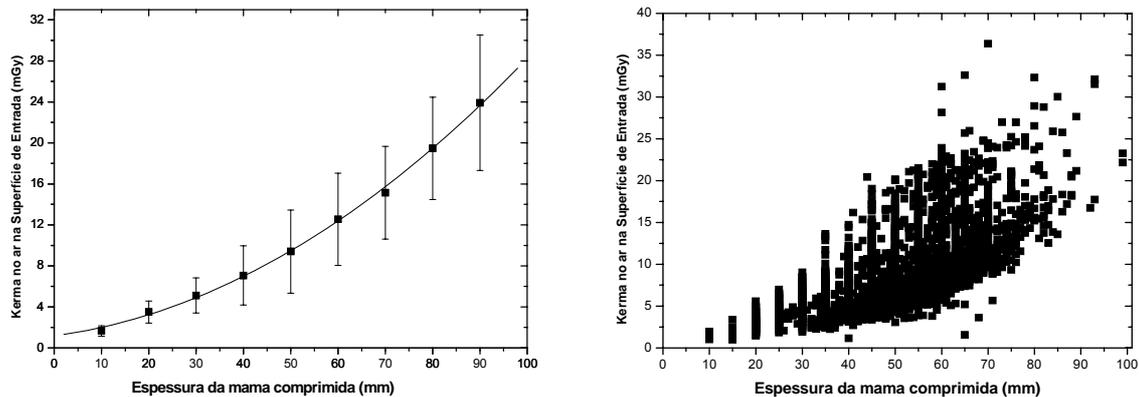


Figura 4.14. (a) Distribuição dos valores de ESAK médios em função da espessura da mama comprimida para todas as Clínicas estudadas; (b) Distribuição total dos valores de ESAK em função da espessura da mama comprimida para todas as Clínicas

b) Distribuição do ESAK para as incidências mamográficas de rotina (CC e MLO)

O kerma no ar na superfície de entrada foi estimado para as duas incidências de rotina, CC e MLO. Na Figura 4.15, verifica-se que os valores ESAK médios obtidos para incidência MLO são superiores em comparação com os valores da incidência CC. Na espessura de mama de 40 mm, a incidência MLO é superior em 33% do valor de ESAK encontrado para a incidência CC, enquanto na espessura de 50 mm, uma diferença de 23% entre ambas as incidências foi observada. Este comportamento não foi observado por OLIVEIRA (2004), que concluiu que os valores de ESAK para ambas as incidências são similares em todo o intervalo de espessura da mama.

Além disso, os valores de ESAK médios obtidos para as espessuras de mama comprimida de 40 e 50 mm são inferiores ao nível de referência (10 mGy) estabelecida pela Portaria 453 (MS, 1998) para ambas as incidências, apesar da Portaria 453 adotar valor de referência para a incidência CC.

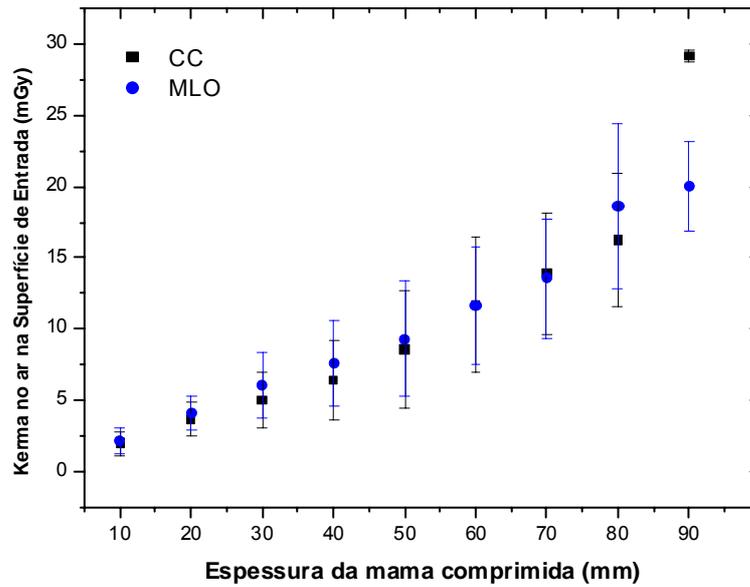


Figura 4.15 Distribuição do ESK médio para diferentes espessuras da mama e incidências de rotina, CC e MLO

Na Tabela 4.7 são apresentados os valores de kerma no ar na superfície de entrada médios, mínimos e máximos nas incidências CC e MLO para as Clínicas A, B, C e D. Verifica-se que na Clínica B e C, os valores de ESK médios são superiores ao nível de referência (MS, 1998), tendo com valor máximo 28,56 mGy e 25,89 mGy para a incidência CC, respectivamente.

Tabela 4.7 Valores médios, mínimos e máximos de kerma no ar para as incidências CC e MLO.

Valores	Clínica A (mGy)	Clínica B (mGy)	Clínica C (mGy)	Clínica D (mGy)
Média ± desvio padrão (CC) e (MLO)	6,49 ± 2,91 8,55 ± 3,58	11,31 ± 4,33 11,81 ± 4,64	14,61 ± 5,78 14,96 ± 5,88	5,01 ± 2,36 7,24 ± 3,56
Mínimo (CC) e (MLO)	1,75 2,44	2,63 1,04	3,66 3,79	1,09 1,32
Máximo (CC) e (MLO)	29,41 29,58	28,56 33,74	25,89 30,27	16,82 21,93

c) Distribuição do ESAK para diferentes composições da mama

Após a realização de cada exame, a imagem mamográfica foi classificada pelo radiologista de cada serviço como: **Densa**, **Moderadamente densa**, **Heterogeneamente densa** e **Adiposa**.

A espessura e a composição da mama são fatores que influenciam a absorção e o espalhamento dos fótons de raios X na mama. A tendência do tecido glandular é ser substituído pelo tecido adiposo com o decorrer da idade, resultando em mamas menos densas (AZEVEDO, 1994). Este fator irá influenciar a seleção dos parâmetros de técnica e conseqüentemente na dose da paciente.

A distribuição do kerma no ar na superfície de entrada médio para diferentes composições de mama está apresentada na Figura 4.16. A espessura da mama selecionada para este estudo foi de 50 mm. Pode-se observar na Clínica A, o valor de ESAK médio para uma mama densa foi $(9,69 \pm 2,91)$ mGy; na Clínica B, o valor encontrado foi $(14,30 \pm 2,34)$ mGy; e na Clínica C, o valor foi $(19,00 \pm 2,30)$ mGy, evidenciando que as pacientes receberam doses mais elevadas em relação às outras duas Clínicas. Vale ressaltar, que a Clínica C apresentou-se em adequação com os quesitos de qualidade da imagem sob o aspecto físico e também apresentou uma alta aceitabilidade na avaliação dos critérios de qualidade.

Na Clínica D, observa-se somente duas composições da mama, densa e adiposa, onde foram encontrados os valores de kerma na superfície de entrada iguais a $(11,06 \pm 4,30)$ mGy e $(9,8 \pm 2,94)$ mGy, respectivamente. É importante citar que esta Clínica, com relação à avaliação da qualidade da imagem sob o aspecto físico, encontrou-se inadequada e apresentou uma baixa aceitabilidade dos critérios de qualidade. Esta Clínica também utilizou em seus exames quilovoltagens muito elevadas (33kVp), porém tendo como espessura média da mama comprimida igual a 32,90mm.

As composições heterogeneamente densa (substituição adiposa maior que 50%) e moderadamente densa (substituição adiposa menor que 50%) são os dois tipos de composições da mama que mais se aproximam da mama “padrão” (50% de tecido glandular/50% de tecido adiposo). Desde modo, o valor de ESAK médio obtido

para a composição heterogeneamente densa na Clínica A foi de $(9,20 \pm 2,98)$ mGy; na Clínica B, o valor encontrado foi $(13,41 \pm 2,80)$ mGy; e na Clínica C, igual a $(17,7 \pm 3,58)$ mGy. Nas Clínicas B e C, foram, portanto encontrados valores superiores em aproximadamente 34,1% e 77% ao valor de referência igual a 10 mGy adotado pela Portaria 453 (MS, 1998).

Na composição moderadamente densa, o valor de ESAK médio obtido para a Clínica A foi igual a $(7,33 \pm 1,75)$ mGy; nas Clínicas B e C, os valores encontrados foram iguais a $(11,64 \pm 3,84)$ mGy e $(15,6 \pm 3,50)$ mGy, respectivamente. Do mesmo modo da composição heterogeneamente densa, as Clínicas B e C para a composição moderadamente densa encontraram-se com valores de ESAK médios superiores ao nível de referência (MS, 1998).

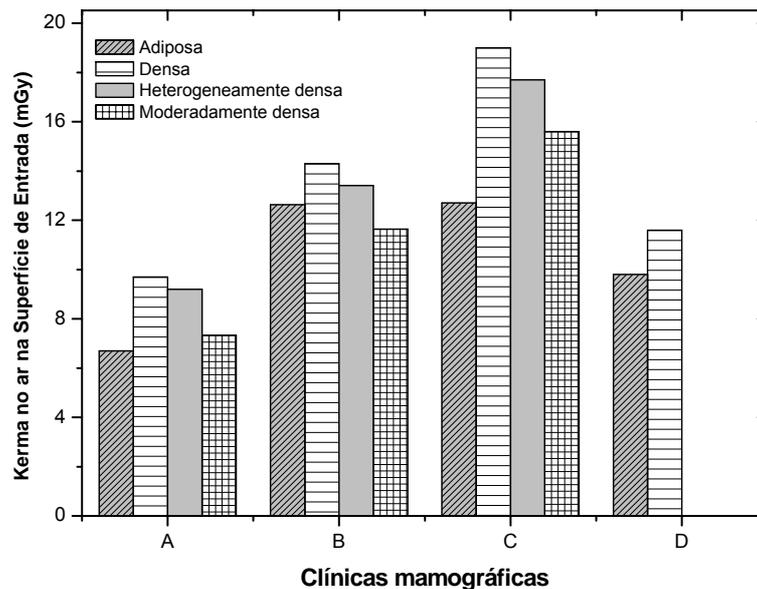


Figura 4.16 Distribuição do ESAK médio para diferentes composições da mama e espessura da mama comprimida de 50 mm

Os valores de kerma no ar na superfície de entrada médios, máximos e mínimos para as diferentes composições de mama e espessura da mama comprimida de 50 mm são apresentados nas Figuras 4.17 e 4.18.

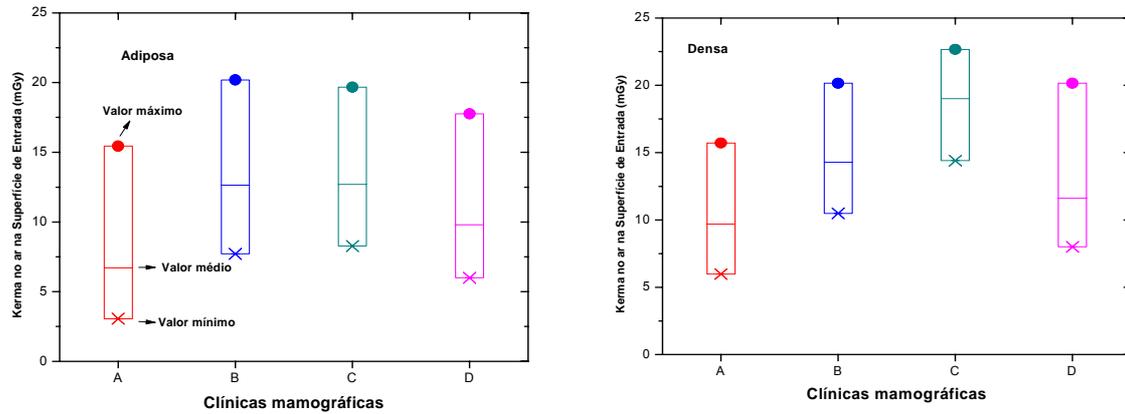


Figura 4.17 Distribuição do ESAK em função da composição da mama Adiposa e Densa (• valor máximo; - valor médio; x valor mínimo) para uma espessura da mama comprimida de 50 mm

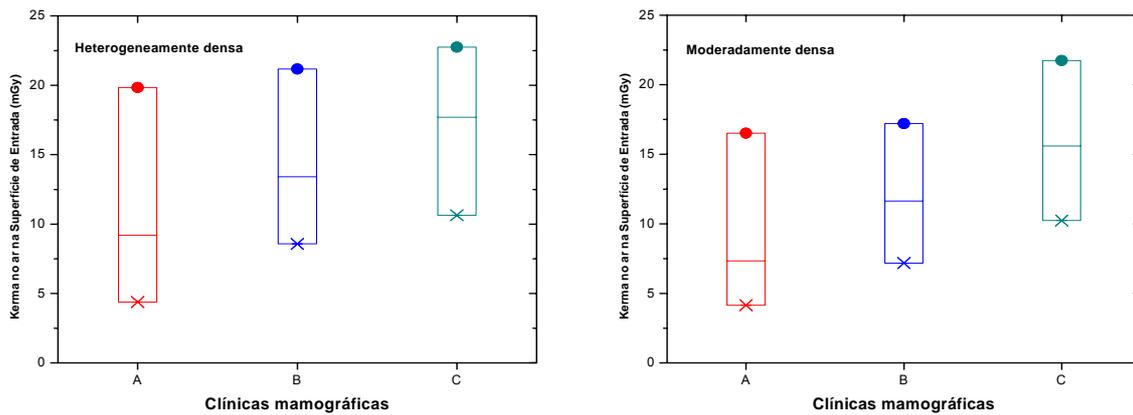


Figura 4.18 Distribuição do ESAK em função da composição da mama Moderadamente densa e Heterogeneamente densa (• valor máximo; - valor médio; x valor mínimo) para uma espessura da mama comprimida de 50 mm

Observa-se na composição adiposa, que a Clínica A obteve valores de ESAK mínimo (3,06 mGy) e máximo (15,44 mGy) inferiores em relação às outras Clínicas, onde os valores de ESAK máximos nas Clínicas B, C e D foram iguais a 20,19 mGy, 19,68 mGy e 17,77 mGy, respectivamente. Para a composição densa, verificou-se que a Clínica C obteve valores de ESAK médio, máximo e mínimo bastante elevados, sendo o valor máximo superior em 44,1% ao da Clínica A (15,72 mGy). Nas composições heterogeneamente e moderadamente densas para a Clínica A, os

valores de ESAK mínimos e máximos encontrados foram iguais a 4,38 e 19,84 mGy e 4,15 e 16,52 mGy, respectivamente. Deste modo, pela distribuição dos valores de ESAK médios, máximos e mínimos, pode-se verificar que a Clínica A foi a clínica onde os valores obtidos foram inferiores para todas as diferentes composições estudadas. Esta Clínica apresentou uma espessura média da mama comprimida alta, 56,45 mm e utilizou em 36,9% dos seus exames uma quilovoltagem de 29 kVp. No caso da Clínica C, onde os valores foram elevados, foi encontrada uma espessura média da mama comprimida igual a 55,67 mm, e 72% dos exames foram realizados com 25 kVp. O fato das espessuras médias das Clínicas A e C serem próximas demonstra que a seleção dos fatores técnicos tem uma influência significativa na dose do paciente.

4.5.4 Avaliação da Dose Média Glandular (D_G)

a) Distribuição da D_G nas Clínicas A, B, C e D para diferentes espessuras da mama comprimida

Os valores de dose média glandular (D_G) estimados para as quatro Clínicas foram comparados ao valor de referência de 3,0 mGy (este valor corresponde a uma mama de 45 mm de espessura, composição 50% adiposa e 50% glandular e combinação alvo/filtro Mo/Mo) estabelecido pelo BSS (IAEA, 1966). Na Figura 4.19 (a) pode-se observar a distribuição dos valores da D_G médios e (b) a distribuição total dos valores da D_G encontrados para todas as Clínicas estudadas.

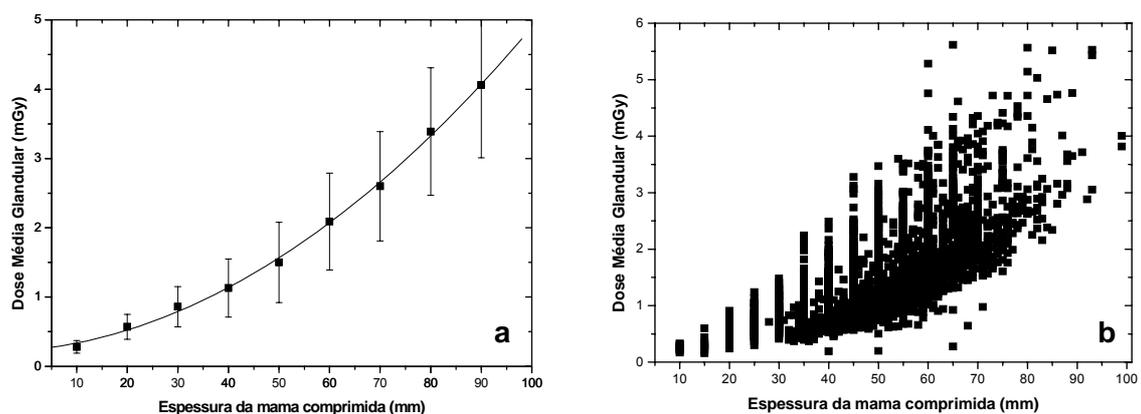


Figura 4.19 (a) Distribuição dos valores de D_G médios em função da espessura da mama comprimida para todas as Clínicas estudadas; (b) Distribuição total dos valores de D_G em função da espessura da mama comprimida para todas as Clínicas

Pode-se observar que para uma espessura da mama comprimida de 50 mm, o valor da D_G variou de aproximadamente 0,20 a 3,60 mGy, com valor médio igual a $(1,50 \pm 0,58)$ mGy, encontrando-se dentro do nível estabelecido (IAEA, 1996). Assim como na distribuição dos valores de ESAK, a distribuição total dos valores da D_G apresenta também um comportamento exponencial.

Os resultados para as doses médias glandulares calculadas nas mesmas condições das pacientes para as Clínicas A, B, C e D são apresentados na Figura 4.20.

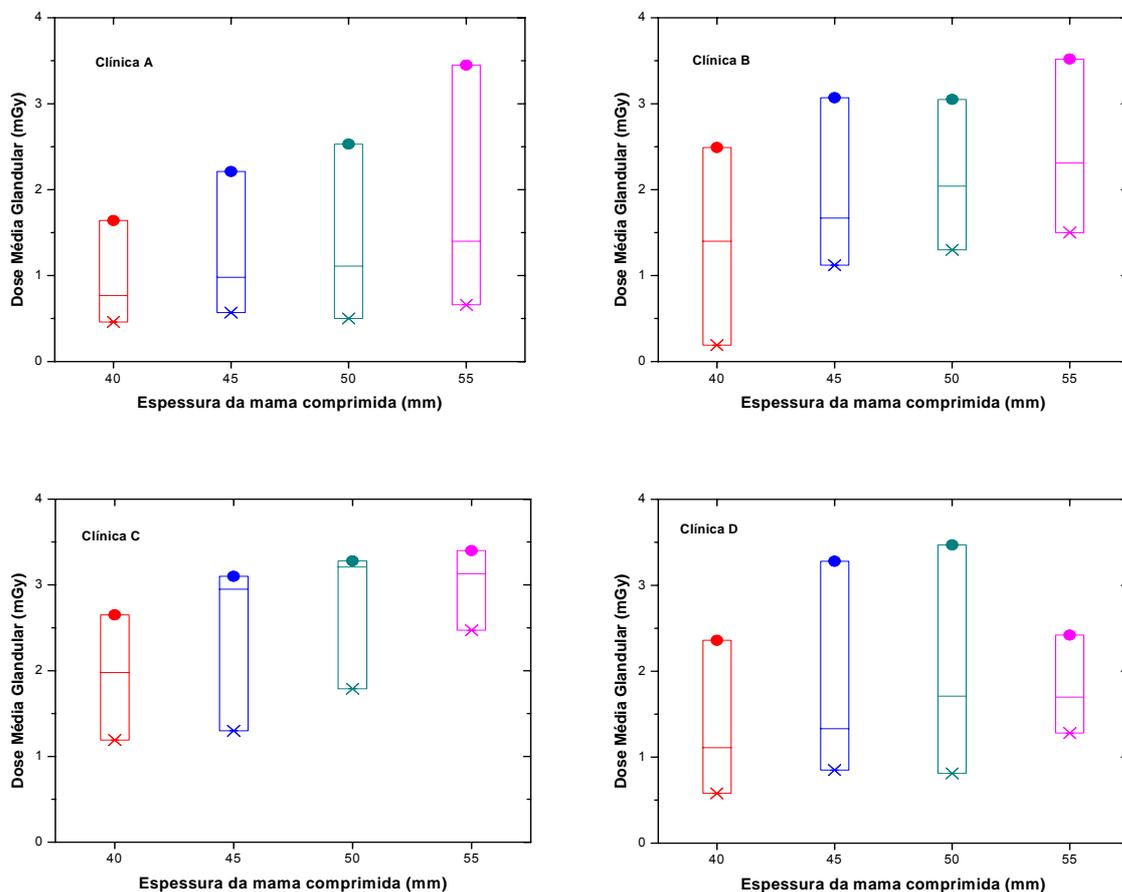


Figura 4.20 Distribuição da dose média glandular em função da espessura da mama comprimida (40 mm a 55 mm) nas Clínicas A, B, C e D (● valor máximo; - valor médio; x valor mínimo)

Observa-se que os valores da D_G médios obtidos na Clínica A são menores que os das Clínicas B, C e D em todo o intervalo de espessura; além disso, o maior valor médio encontrado para a espessura de mama comprimida de 45 mm na Clínica

C (2,95 mGy) é 3% maior que o valor correspondente à Clínica A (0,98 mGy). Pela distribuição da D_G na Clínica C, observa-se que as pacientes receberam doses mais elevadas ao se comparar com as outras Clínicas.

Na tabela 4.8 são apresentados os valores da D_G obtidos neste trabalho e com os resultados encontrados na literatura. Observa-se que, em geral, estes valores estão próximos dos valores encontrados na literatura, exceto a Clínica C, onde o valor da D_G é superior aos valores encontrados na literatura e também ao valor de referência adotado (IAEA, 1996) de 3,0 mGy.

Tabela 4.8 Valores de dose média glandular para as Clínicas A, B, C e D e os publicados na literatura. Valores entre parênteses representam os intervalos encontrados.

País	Amostra (pacientes)	Espessura média (mm)	D_G (mGy)
Brasil	A: 467	56,45 ± 10,81	1,44 ± 0,66
	B: 200	50,01 ± 11,89	2,16 ± 0,79
	C: 73	55,67 ± 11,72	3,59 ± 0,63
	D: 200	32,90 ± 10,28	0,94 ± 0,47
Nova Zelândia BULLING e NICOLL, 1995	310	49 ± 14	(0,7 a 8,5)
EUA GENTRY e DEWERD, 1996	4.400	45	1,49 ± 1,01
EUA KRUGER e SCHUELER, 2001	6.006	51 ± 13	2,6 ± 1,1 (0,30 a 12)
Alemanha KLEIN e cols., 1997	1.678 e 945	55,9 e 50,8	1,59 e 2,07
Suécia THILANDER e cols., 1997	965	49 ± 14	1,9 ± 0,9
Espanha CHEVALIER e cols., 1998	1,347	51 ± 6	1,20 ± 0,50
Reino Unido YOUNG e colsl., 1998	287	56,0 ± 5,0	1,79 ± 0,03 ^a
Reino Unido YOUNG e BURCH, 2000	8.745 (50-64 anos)	54,3 ± 0,2 ^b 51,5 ± 0,3 ^c	2,03 ± 0,02 ^{a,b} 1,65 ± 0,02 ^{a,c}
Reino Unido YOUNG, 2002	2.296 (40-48 anos)	54,3 ± 0,2 ^b 51,5 ± 0,3 ^c	2,37 ± 0,05 ^{a,b} 2,02 ± 0,15 ^{a,c}

^a Intervalo de confiança de 95% ^b Para a incidência médio-lateral-obliqua (MLO) ^c Para incidência crâneo-caudal (CC)

Os valores da D_G também foram comparados com o estudo realizado em 13 países da América Latina (ARCAL, 2005) para as incidências Crâneo-Caudal (CC) e Médio-Lateral-Oblíqua (MLO).

Para incidência crâneo-caudal (CC), a Figura 4.21 mostra a distribuição da D_G para as Clínicas estudadas e para o ARCAL/CC para uma espessura da mama comprimida de 50 mm. O valor da D_G médio encontrado para a Clínica A foi 1,11 mGy; na Clínica B, foi 2,04 mGy; na Clínica C, o valor foi igual a 3,21 mGy; na Clínica D, foi 1,71 mGy; e no ARCAL, o valor da D_G média foi 2,14 mGy. Apesar da Clínica C possuir um valor médio superior ao nível de referência, permite-se verificar que os valores D_G máximos, médios e mínimos obtidos para as Clínicas estão coerentes aos valores encontrados nos 13 países. O valor do 3º quartil obtido para todas as Clínicas foi igual a 10 mGy, o que pode-se verificar que este valor foi igual ao valor estabelecido pela Portaria 453 como nível de referência.

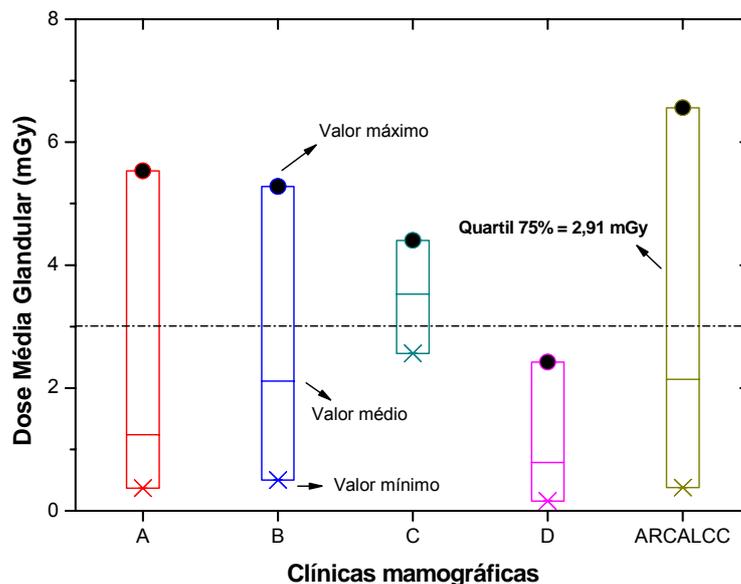


Figura 4.21 Distribuição da dose média glandular para as Clínicas A, B, C e D (• valor máximo; - valor médio; e x valor mínimo) e Arcal (ARCAL, 2005) para a incidência Crâneo-Caudal

Para a incidência Médio-Lateral-Oblíqua (MLO) (Figura 4.22), o valor da D_G médio encontrada para a Clínica C também foi superior (3,88 mGy) ao comparar-se

com as outras Clínicas e também com o estudo do ARCAL/MLO. O valor do 3º quartil obtido para todas as Clínicas foi igual a 12,1 mGy, estando superior ao nível de referência, apesar da Portaria 453 (MS, 1998) mencionar apenas a incidência CC.

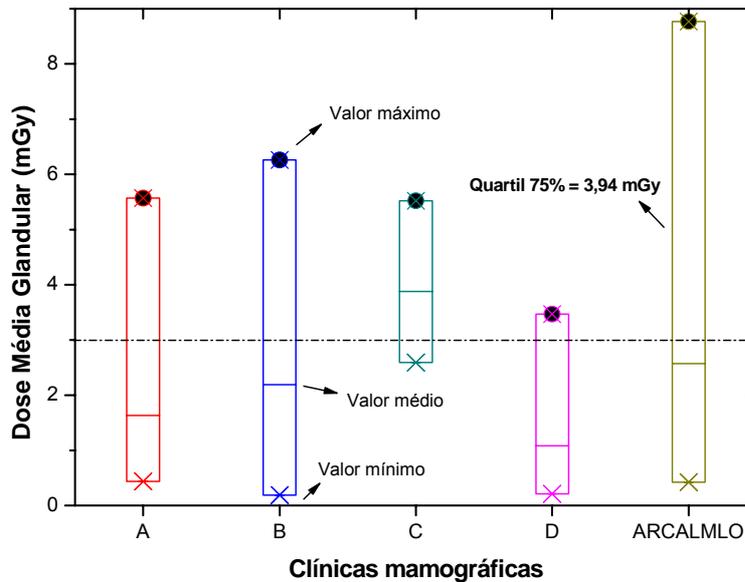


Figura 4.22 Distribuição da dose média glandular para as Clínicas A, B, C e D (• valor máximo; - valor médio; x valor mínimo) e Arcal (ARCAL, 2005) para a incidência Médio-Lateral-Oblíqua

4.5.5 Avaliação da influência da espessura e composição da mama nos valores de ESAK

Os valores de ESAK foram estimados para a amostra de 200 pacientes (Clínica E), denominado método-paciente e para o simulador da Victoreen modelo 18-222 de diferentes espessuras e composições da mama (método-simulador).

No grupo estudado, a idade das pacientes variou entre 28 e 83 anos, sendo 71% dos exames realizados com mulheres com idades compreendidas entre 40 e 60 anos. Portanto, as mulheres desta Clínica estão iniciando os exames mamográficos mais cedo, ao recomendado pelo INCA (INCA, 2004). A espessura de mama comprimida variou entre 10 e 70 mm, sendo 18% entre 35 e 40 mm. A espessura média da mama comprimida encontrada foi de 41 mm, encontrando-se inferior à espessura de referência de 45 mm.

Na Figura 4.23 (a) pode-se observar a distribuição do ESAK médio na Clínica E e (b) a distribuição total dos valores de ESAK na Clínica E. O valor de ESAK médio obtido para espessura da mama comprimida de 45 mm é aproximadamente 20% superior ao nível de referência estabelecido (MS, 1998). Um comportamento exponencial para a distribuição do ESAK foi encontrado, assim como para as Clínicas A, B, C e D. Observa-se também que para uma mesma espessura da mama comprimida, o valor de ESAK variou de 7,55 a 32,23 mGy para a espessura de 50mm, tendo como valor médio igual a $(16,76 \pm 4,72)$ mGy.

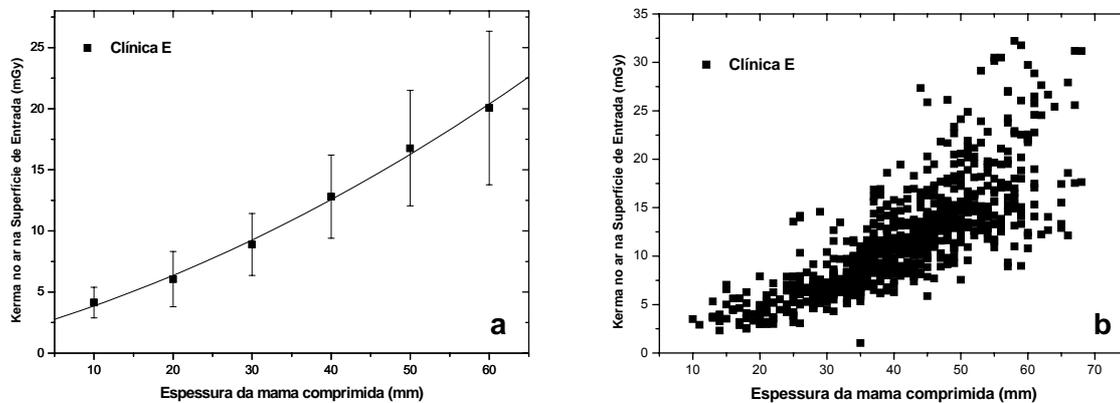
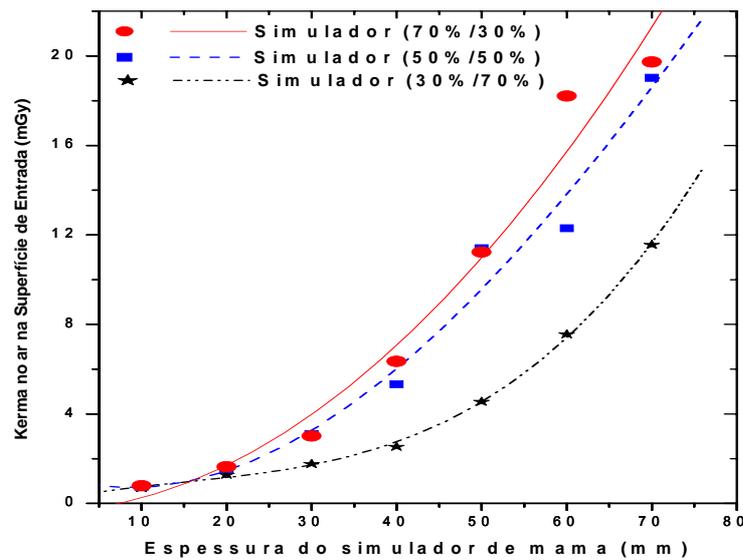


Figura 4.23. (a) Distribuição dos valores de ESAK médios em função da espessura da mama comprimida na Clínica E; (b) Distribuição total dos valores de ESAK em função da espessura da mama comprimida na Clínica E

Na Figura 4.24 pode-se observar a distribuição dos valores de ESAK no simulador de mama de composições (70% glandular /30% adiposo, 50% glandular /50% adiposo e 30% glandular /70% adiposo) e espessura variáveis. Para as composições 70%/30% e 50%/50%, os valores de ESAK foram próximos, sendo para uma espessura de 40 mm foram iguais a 4,66 e 5,51 mGy, apesar da composição 70%/30% possuir uma quantidade maior de tecido glandular. Na composição 30%/70%, para a mesma espessura o valor foi de 2,33 mGy.



4.24 Distribuição dos valores de ESK no simulador de mama de espessuras e composições variável

Na Figura 4.25 (a) mostra a distribuição do ESK médio para a amostra de pacientes e simuladores de composição 70%/30% e (b) a distribuição do ESK médio para a amostra de pacientes e simuladores de composição 30%/70%. Na composição 70%/30%, o valor de ESK obtido para uma espessura de 45 mm pelo método-simulador foi superior a 12 mGy, enquanto que para o método-paciente foi de $(14,54 \pm 4,39)$ mGy. Na composição 30%/70%, pode-se observar uma diferença mais significativa entre os dois métodos.

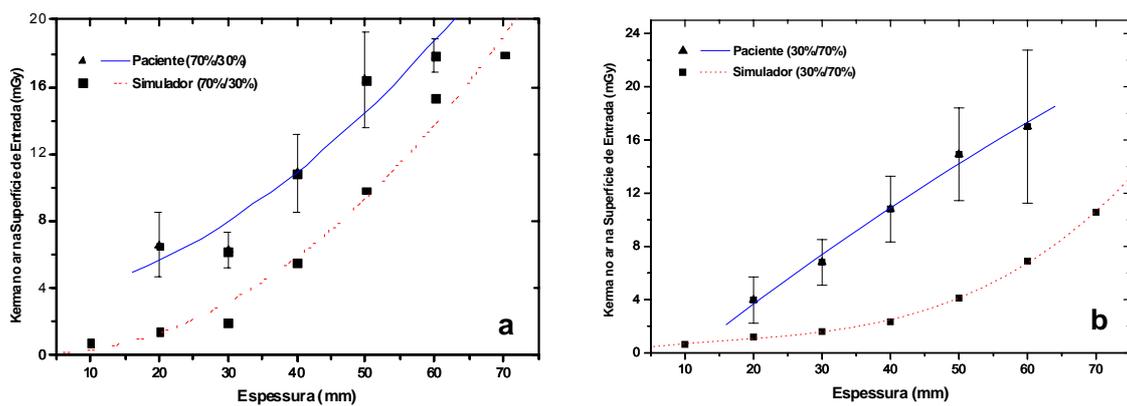


Figura 4.25 (a) Distribuição do ESK para pacientes e simuladores de composição 70%/30% e (b) Distribuição ESK para pacientes e simuladores de composição 30%/70%

Na composição 50%/50 a distribuição do valor de ESAK médio obtido para o método-paciente e método-simulador segue uma mesma tendência para todas as espessuras (Figura 4.26). Sendo uma composição padrão, o valor médio de ESAK para o método-paciente e simulador foi de $(14,67 \pm 4,89)$ mGy e 11,4 mGy para espessura de 50 mm, respectivamente.

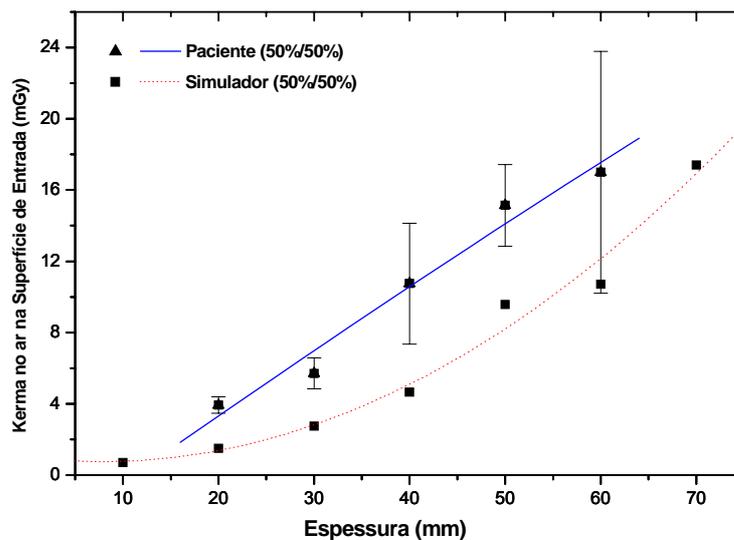


Figura 4.26 Distribuição do ESAK para pacientes e simuladores de composição 50%/50%

Os resultados mostram que os valores obtidos para pacientes diferem substancialmente dos valores correspondentes ao simulador. As diferenças fazem com que o método-simulador subestime os valores de ESAK para a mama. Estudo similar foi realizado por MORÁN e cols (2000) em dez hospitais, onde no intervalo de espessura que corresponde ao tamanho padrão da mama (50 ± 5 mm), a utilização de simulador padrão resultou numa superestimativa de 13% dos valores de ESAK em pacientes. No entanto, se a composição da mama fosse considerada mais real, os valores de ESAK para uma amostra de pacientes seriam próximos aos valores obtidos com o simulador. Por esta razão, foi feita uma verificação dos valores de ESAK para os simuladores padrões (50%/50%) do Colégio Americano de Radiologia (ACR) e da Victoreen, em relação à amostra de pacientes. Utilizando a mesma espessura, 50 mm, pode-se observar que os valores de ESAK para ambos os simuladores foram de 9,45 e 9,57 mGy, enquanto para as pacientes foi igual a $(15,14 \pm 2,30)$ mGy.

CAPÍTULO V

CONCLUSÃO

Na avaliação dos equipamentos, os cinco mamógrafos apresentaram inadequação no sistema de colimação do campo de radiação, no que se refere à concordância entre a borda do filme e o campo de radiação. Os mamógrafos das Clínicas A e B apresentaram uma discrepância inadequada ao valor recomendado com relação ao desvio entre a borda do filme e o “bucky”.

Na avaliação do sistema de controle automático de exposição (AEC) conclui-se que:

- a) Com relação à reprodutibilidade, todas as cinco Clínicas estão adequados;
- b) Com relação à reprodutibilidade através de filmes, conclui-se uma maior discrepância das medidas devido às variações provocadas pela revelação dos filmes;
- c) Com relação à compensação do AEC para diferentes espessuras e tensões, conclui-se que a Clínica C foi a única clínica que em todas as diferentes espessuras de PMMA apresentou adequação dos valores.

Com base nos demais resultados no processo de avaliação de desempenho dos equipamentos, pode-se afirmar que eles estão operando em conformidade com os requisitos estabelecidos pelas normas adotadas neste trabalho, apresentando valores dentro dos limites aceitáveis.

Na avaliação do índice de rejeição de radiografias na Clínica A, conclui-se que o maior número de filmes rejeitados estão relacionados com o posicionamento incorreto da paciente. Uma alternativa proposta seria o treinamento que favorece o aprimoramento da equipe técnica.

Na avaliação da qualidade da imagem sob os aspectos clínicos pode-se concluir que:

- a) Na incidência Médio-Lateral-Óbliqua (MLO), a Clínica C apresentou aceitabilidade de 100% em todos os critérios de qualidade avaliados; no caso da Clínica D, ela

apresentou uma aceitabilidade muito baixa (10%) nos critérios 2 (visualização do ângulo mamário), 3 (nítida visualização do tecido gorduroso retro-mamária), 4 (nítida visualização do tecido glandular crâneo-lateral) e 6 (sem dobras de pele visíveis), o que evidencia uma incapacidade das técnicas (ou tecnólogas), uma falta de cooperação da paciente e também não asseguram a detecção de patologia mamária;

- b) Na incidência Crâneo-Caudal (CC), o critério 1 (visualização da margem do músculo peitoral) apresentou baixa aceitabilidade e nas Clínicas B e D não foi observado em nenhuma imagem.

Na avaliação da qualidade da imagem sob os aspectos físicos, pode-se concluir que: a Clínica D foi a única clínica que apresentou inadequação no quesito de microcalcificações, nódulos e baixo desvio (Δ). Uma atribuição que pode ser concluída é que o processo de revelação é inadequado, assim como, o preparo dos reagentes químicos e a alta quilovoltagem aplicada nos exames.

Na avaliação da dose recebida pelas pacientes durante o exame mamográfico pode-se concluir que:

- a) Para 467 mulheres estudadas na Clínica A, verificou-se que o valor de kerma no ar variou entre 1,92 e 32,32 mGy para as espessuras de mama compreendidas entre 26 e 99 mm. A maioria dos exames foi realizada em pacientes de idade entre 45 e 60 anos. O valor médio do kerma no ar na superfície de entrada (ESAK) encontrado para a espessura de mama comprimida de 45 mm foi $(5,80 \pm 1,60)$ mGy;
- b) Para 200 mulheres estudadas na Clínica B, verificou-se que o valor de kerma no ar variou entre 1,40 e 36,36 mGy para as espessuras de mama compreendidas entre 20 e 80 mm. A maioria dos exames foi realizada em pacientes de idade entre 50 e 60 anos. O valor médio do kerma no ar na superfície de entrada (ESAK) encontrado para a espessura de mama comprimida de 45 mm foi $(10,07 \pm 2,59)$ mGy;
- c) Para 73 mulheres estudadas na Clínica C, verificou-se que o valor de kerma no ar variou entre 3,85 e 30,02 mGy para as espessuras de mama compreendidas entre 27 e 91 mm. A maioria dos exames foi realizada em pacientes de idade entre 35 e 45 anos. O valor médio do kerma no ar na superfície de entrada (ESAK)

- encontrado para a espessura de mama comprimida de 45 mm foi de $(13,89 \pm 3,42)$ mGy;
- d) Para 200 mulheres estudadas na Clínica D, verificou-se que o valor de kerma no ar variou entre 0,96 e 20,15 mGy para as espessuras de mama compreendidas entre 10 e 70 mm. A maioria dos exames foi realizada em pacientes de idade entre 55 e 60 anos. O valor médio do kerma no ar na superfície de entrada (ESAK) encontrado para a espessura de mama comprimida de 45 mm foi de $(7,21 \pm 2,21)$ mGy;
- e) Comparando os resultados de ESAK encontrados com o valor de referência estabelecido pela Portaria 453/ 1998 do Ministério da Saúde, as Clínicas B e C apresentaram um valor de kerma no ar na superfície de entrada superior ao limite recomendado para uma espessura de 45 mm, enquanto que as Clínicas A e D apresentaram conformidade dos resultados;
- f) Conclui-se também que, apesar da Clínica C possuir um valor de kerma no ar elevado em relação ao nível de referência, foi a clínica que apresentou uma alta aceitabilidade com relação à qualidade da imagem, tanto nos aspectos físicos como clínicos; a Clínica D, como um valor de kerma no ar menor, apresentou uma qualidade inferior ao aceitável.

Verifica-se que os valores ESAK médios obtidos para incidência MLO são superiores numa comparação com os valores da incidência CC. Na espessura de mama de 40 mm, a incidência MLO é superior em 33% do valor de ESAK encontrado para a incidência CC.

Com relação ao valor do kerma no ar na superfície de entrada em função da composição da mama, pode-se concluir que: na Clínica C, as pacientes receberam doses mais elevadas em relação às outras duas Clínicas, porém esta clínica apresentou-se adequada com os quesitos de qualidade da imagem sob o aspecto físico e também apresentou uma alta aceitabilidade na avaliação dos critérios de qualidade. Contudo, a Clínica D, onde foram encontrados valores de ESAK menores, a avaliação da qualidade da imagem sob o aspecto físico encontrou-se inadequado e apresentou uma baixa aceitabilidade dos critérios de qualidade. É importante ressaltar com isso, que a dose de radiação recebida pela paciente deverá estar sempre relacionada com a qualidade da imagem.

Na avaliação da Dose Média Glandular (D_G), observa-se na Clínica C que as pacientes receberam doses mais elevadas em comparação com as outras Clínicas. O valor da D_G para a Clínica C foi igual a $(3,59 \pm 0,63)$ mGy, encontrando-se superior ao limite recomendado pelo BSS.

Na avaliação da influência da espessura e composição da mama nos valores de ESAK para o grupo de 200 mulheres estudadas, verificou-se que o valor de kerma no ar na superfície de entrada variou entre 1,0 e 32,23 mGy para espessuras de mama compreendidas entre 10 a 70 mm. A maioria dos exames foi realizada em pacientes com idade entre 40 e 45 anos, sendo as espessuras de 30 e 35 mm as de maior incidência para mamas com 50% glandular/50% adiposa. O valor médio do ESAK para o intervalo de espessura de mama compreendido entre 45 e 50 mm foi de $(13,10 \pm 3,78)$ mGy estando acima do nível de referência estabelecido na Portaria 453.

Verificou-se que os valores de ESAK estimados com o método-simulador foram inferiores em aproximadamente 33% para todos os tipos de composições de mama ao serem comparados com o método-paciente.

Uma relação exponencial foi observada entre o kerma no ar na superfície de entrada e a espessura para as diferentes composições da mama.

Este estudo serve como base para futuras discussões de modo a avaliar o kerma no ar na superfície de entrada da pele (ESAK) para um número maior de clínicas mamográficas situadas em diferentes localidades do Rio de Janeiro. Este estudo deve ser expandir para todo o Brasil, sempre procurando avaliar a qualidade da imagem sob os aspectos clínicos e físicos. A Dose Média Glandular também deve ser avaliada com a finalidade de estimar o risco de indução de câncer. E com isso, estabelecer para o Brasil, valores de referência nacionais que expressem as características da população brasileira.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALMEIDA, C. D., 1997. *Estudo comparativo de imagens de um simulador radiográfico de mama*. Dissertação de Mestrado no Curso de Pós-Graduação em Radiologia - Universidade Federal do Rio de Janeiro.

AMERICAN CANCER SOCIETY (ACS). *Cancer statistics 2004*. Disponível no site: www.cancer.org. Acessado em: 22 de abril de 2005.

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY (ACR), 1999. *Mammography Quality Control Manual*. American College of Radiology, Reston, VA.

ARCAL, 2005. *Acuerdo Regional de Cooperación para a promoción de la ciencia e la tecnología nucleares en América latina e el Caribe*. Informe de reunión final de coordinadores – Proyecto ARCAL LXXV. Determinacion de Niveles orientativos para Radiología Convencional e Intervencionismo.

AZEVEDO, A. C., 1999. *Auditoria para um programa de detecção precoce do câncer de mama*. (Dissertação de Mestrado). Rio de Janeiro. Universidade Federal do Rio de Janeiro.

AZEVEDO, C. M., 1994. *Radiologia da Mama*. Rio de Janeiro, Instituto Nacional do Câncer (INCA).

BARNES, G.T., 1999. "Mammography Imaging Physics: Equipment Considerations". In Haus AG and Yaffe MJ eds – Syllabus categorical course in Diagnostic Radiology Physics: Physics aspects of breast imaging. Radilogy Society of North America.

BONTRAGER, K. L., 2003. *Tratado de Técnicas Radiológicas e Bases Anatômica*. 5ed

BOONE, J. M., 2002. "Normalized glandular dose (DgN) coeficients for arbitrary x-ray spectra in mammography: Computed-fit values of Monte Carlo derived data". Medical Physics, v. 29, nº 5.

BOONE, J. M., 1999. "Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy X-ray beams: Monte Carlo Assessment". *Radiology*, v. 213, p. 23-37.

BUSHONG, S. C., 1998. "Radiologic sciences for technologists : physics, biology and protection". 6 ed. St. Luis: Mosby. ISBN 0-8151-1579-2.

BRANDAN, M. E.; RUIZ-TREJO, C.; SILVA-VERDEJO, M.; GUEVARA, M.; LOZANO-ZALCE, H.; MADERO-PRECIADO, L.; MARTÍN, J.; NOEL-ETIENNE, L. M.; RAMÍREZ, J. L.; SOTO, J.; VILLASEÑOR, Y., 2004. "Evaluation of equipment performance, patient dose, imaging quality and diagnostic coincidence in five México City Mammography Services". *Archives of Medical Research*, v.35, p. 24-30.

BULLING, S. M.; NICOLL, J. J., 1995. "Levels and distribution of the radiation dose to the population from a mammography screening programme in New Zealand". *Radiation Protection Dosimetry*, v. 57, p. 455-458.

BURCH, A.; GOODMAN, D. A., 1998. "A pilot survey of radiation doses received in the United Kingdom Breast Screening Programme". *British Journal Radiology*, v. 71, p. 517-527.

CANELLA, E.O.; PEIXOTO, J.E.; AZEVEDO, A. C.; GIACOMETI, A.F., 2000. *Falando sobre mamografia*. Rio de Janeiro, RJ: MS/INCA.

COMMISSION OF THE EUROPEAN COMMUNITIES (CEC) 1987 - *Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*. Draft Document XII/173/90 (Luxembourg, EC).

COMMISSION OF THE EUROPEAN COMMUNITIES (CEC) 1990 - *Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*. 2nd edition Working Document XII/252/87 (Luxemburg, CEC).

COMMISSION OF THE EUROPEAN COMMUNITIES (CEC) 1996b - *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*. EUR 16260.

COMMISSION OF THE EUROPEAN COMMUNITIES (CEC) 1996c - *European Protocol on Dosimetry in mammography*. Report EUR 16263 (Luxemburg, CEC).

COMMISSION OF THE EUROPEAN COMMUNITIES (CEC) 2001 - *European guidelines for quality assurance in mammography screening*. 3 ed. Luxemburg: Office for official publications of the European communities. ISBN 92-894-1145-7.

CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA (CCM), 2000 – Xunta de Galicia. Consellería de Sanidade e Servicos Sociais. Dirección Xeral de Saúde Pública. Guía práctica. Documentos técnicos de Saúde Pública, Serie C Nº 8.

INCA, 2004. CONTROLE DO CÂNCER DE MAMA. Documento de Consenso. Instituto Nacional do Câncer (INCA). Ministério da Saúde. Disponível no site: www.inca.gov.br/publicacoes/ConsensoIntegra.pdf. Acessado em: 7 de junho de 2005.

CHEVALIER, M.; MORÁN, P.; POMBAR, M.; LOBATO, R.; VAÑO, E., 1998. “Bresat dose measurements on a large group of patient: results from a year period”. *Radiation Protection and Dosimetry*, v. 80, p. 187-190.

CHRISTENSEN, E.; CURRY III, T.; DOWEY, J., 1990. “An introduction to the physics of diagnostic radiology”. 2 ed. Philadelphia: Lea & Febiger. ISBN 08-121-131-01.

DANCE, D.R., 1990. “Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose”. *Physics. Medical and Biology*, v. 35, p. 1211-1219.

DREXLER, G., 1998. “Diagnostic reference levels in the 1990 and 1996 recommendations of the ICRP”. *Radiation Protection and Dosimetry*, v. 80, p. 7-10.

FOOD AND DRUGS ADMINISTRATION (FDA), 2002. *Mammography Quality Standards Act (MQSA) amended final regulations*. Final Regulations as amended – February, EUA.

GAONA, E., 2002. *Los rayos X en mamografía: cáncer, física y control de calidad*. Distribuidora y Editora Mexicana S.A. DE C.V. 16018 México.

GENTRY, J. R.; DEWERD, L. A., 1996. TLD measurements of *in vivo* mammographic exposure and calculated mean glandular dose across the United States. *Medical Physics*, v. 23, n.6, p. 899-903.

IAEA, 1996. *International Basic Safety Standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radionuclide sources*. IAEA Safety Series. No. 115, Vienna.

JOHNS, P. C. and YAFFE, M. J., 1987. "X-ray Characterisation of Normal and Neoplastic breast tissues". *Physics Medical Biology* 32, pp. 675-695.

KLEIN, R.; AICHINGER, H.; DIERKER, J.; JANSEN, J. T. M.; JOITE-BARFU, S.; SABEL, M.; SCHULZ-WENDTLAND, R.; ZOETELIEF, J., 1997. "Determination of average glandular dose with modern mammography units for two large groups of patients". *Physics in Medicine and Biology*, v. 42, p. 651-671.

KOCH, H.A.; PEIXOTO, J.E., 1998. *Bases para um programa de detecção precoce do câncer de mama por meio da mamografia*. *Radiologia Brasileira*, 31:329-37.

KOPANS, D. B., 1998. *Imagem da mama*. 2 ed. Traduzido por BERTUOL, M. Rio de Janeiro: Medsi. ISBN 85-7309-424-9.

KRUGER, R. L.; SCHUELER, B. A., 2001. "A survey of clinical factors and patient dose in mammography". *Medical Physics*, v. 28, n. 7, p. 1449-1454.

INCA, 2006. MINISTÉRIO DA SAÚDE. INCA - Instituto Nacional do Câncer. *Coordenação de Programas de Controle do Câncer no Brasil: dados dos registros de câncer de base populacional do Rio de Janeiro*. Disponível no site: www.inca.gov.br. Acessado em: 18 de março de 2006.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, 1998. *Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico* – Regulamento Técnico de Ministério da Saúde. Portaria nº 453 de 01/06/1998 publicada no diário Oficial da União em 2/06/1998 nº 103.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2005. *Radiodiagnóstico Médico: Segurança e desempenho de Equipamentos* - Agência Nacional de Vigilância Sanitária.

MORÁN, P.; CHEVALIER, M.; POMBAR, R.; VAÑÓ, E., 2000. "Beast doses from patients and from a standard phantom: analysis of differences". *Radiation Protection and Dosimetry*, v. 90, p. 117-121.

NCRP (NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS), 1998. *Quality assurance for diagnostic medical imaging: recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements*. NCRP report n. 99. Bethesda: IBSN 0-929600-00-2.

NEXT (NATIONWIDE EVALUATION OF X-RAYS TRENDS), 1996. US Department of Health and Human Services. Public Health Service. Food and Drug Administration.

OLIVEIRA, L. C. G., 2004. "Estudo dos fatores que influenciam a dose de entrada da pele em exames mamográficos". Monografia de conclusão de curso da Fundação Técnico Educacional Souza Marques (FTSM) – Curso de Física com ênfase em Física Médica. Rio de Janeiro.

PISANO, E. P.; CHIU, Y. F.; NI, L.; LI, Y.; JOHNSON, E.; COLE, E.; KUZMIAK, C.; KOOMEN, M.; PAVIC, D., 2004. "Factors affecting increasing radiation dose for mammography in North Carolina from 1997 through 2001". *Academic Radiology*, vol 11, no. 5, May.

RANDELL, L. K.; SCHUELER B. A., 2001. "A survey of clinical factors and patient dose in mammography". *Medical Physics*, v. 28 (7), p. 1449-1454.

ROBSON, K. J.; KOTRE, C. J.; FAULKNER, K., 1995. "Optimization of image quality in mammography". *Radiation Protection Dosimetry*, v.57, p. 151-154.

ROSENBERG, R. D.; KELSEY, C. A.; WILLIAMSON, M. R.; HOUSTON, J. D., 2001. "Computer-based collection of mammographic exposure data for quality assurance and dosimetry". *Medical Physics* 28 (8), pp.1546-1551.

SPEISER, R. C.; ZANROSSO, E. M.; JEROMIN, L. S.; CARLSON, R. A., 1986. "Dose comparisons for mammographic systems". *Medical Physics*, v. 13, p. 667-672.

THILANDER, A.; EKLUND, S.; LEITZ, W.; MATTSSON, S., 1992. "Special problems of patient dosimetry in mammography". *Radiation Protection Dosimetry*, v. 43, p. 217-220.

THILANDER, A. C.; ACKERHOLM, H. R.; BERLIN, I. C.; BJURSTAM, N. G.; MATTSON, S. L. J.; MANSON, L. G.; von SCHÉELE, C., 1997. "Influence of anode-filter combinations on image quality and radiation doses in 965 women undergoing mammography". *Radiology*, v. 203, n. 2, p. 348-354.

WHALL, M. A.; ROBERTS, P. J., 1992. "Radiation dose in relation to compressed breast thickness for screening mammography". *Radiation Protection Dosimetry*, v. 43, p. 253-255.

YOUNG, K. C.; RAMSDALE, M. L.; RUST, A; COOKE, J., 1997. "Effect of automatic kV selection on dose and contrast for a mammographic X-ray system". *British Journal of Radiology*, v. 70, p. 1036-1042.

YOUNG, K. C.; RAMSDALE, M.; BIGNELL, F., 1998. "Review of dosimetric methods for mammography in the UK breast screening programme". *Radiation Protection Dosimetry*, v. 80, p. 183-186.

YOUNG, K. C.; BURCH, A., 2000. "Radiation doses received in the UK Breast Screening Programme in the 1997 and 1998". *British Journal of Radiology*, v. 73, n. 867, p. 278-287.

YOUNG, K. C., 2002. "Radiation doses received in the UK trial of breast screening in women aged 40-48 years". *British Journal of Radiology*, v. 75, p. 362-370.

ZDESAR, U., 2000. "Simple Optimization method in mammography". *Radiation Protection and Dosimetry*, v. 90, p. 221-223.

ZOETELIEF, J.; FITZGERALD, M.; LEITZ W.; SABEL M., 1998. "Dosimetric methods and influence of exposure parameters on the establishment of reference doses in mammography". *Radiation Protection and Dosimetry*, v.80, p. 175-180.