

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS  
ENERGÉTICAS E NUCLEARES

**DOSE PACIENTE E CONTROLE DE  
QUALIDADE EM MAMOGRAFIA**

VINÍCIUS SAITO MONTEIRO DE BARROS

RECIFE – PERNAMBUCO - BRASIL  
JANEIRO - 2004

**DOSE PACIENTE E CONTROLE DE  
QUALIDADE EM MAMOGRAFIA**

VINÍCIUS SAITO MONTEIRO DE BARROS

**DOSE PACIENTE E CONTROLE DE  
QUALIDADE EM MAMOGRAFIA**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, do Departamento de Energia Nuclear, da Universidade Federal de Pernambuco, para obtenção do título de Mestre em Ciências, Área de concentração Dosimetria e Instrumentação.

ORIENTADORA: DR<sup>a</sup>. HELEN JAMIL KHOURY

RECIFE – PERNAMBUCO – BRASIL

JANEIRO -2004

**Barros, Vinícius Saito Monteiro de**  
**Dose paciente e controle de qualidade em**  
**mamografia / Vinícius Saito Monteiro de Barros. –**  
**Recife : O Autor, 2004.**  
**132 folhas : il., fig., tab., gráf.**

**Dissertação (mestrado) – Universidade Federal**  
**de Pernambuco. CTG. Energia Nuclear, 2004.**

**Inclui bibliografia e apêndice.**

**1. Energia nuclear – Dosimetria e instrumentação**  
**2. Pacientes de mamografia – Doses de radiação –**  
**Medições – Hospital público e particulares, Recife,**  
**PE. 3. Equipamentos de R-X (mamografia) – Controle**  
**de qualidade - I. Título.**

|                      |                     |                   |
|----------------------|---------------------|-------------------|
| <b>621.039</b>       | <b>CDU (2.ed.)</b>  | <b>UFPE</b>       |
| <b>612.014480287</b> | <b>CDD (22.ed.)</b> | <b>BC2005-173</b> |

# **DOSE PACIENTE E CONTROLE DE QUALIDADE EM MAMOGRAFIA**

**Vinícius Saito Monteiro de Barros**

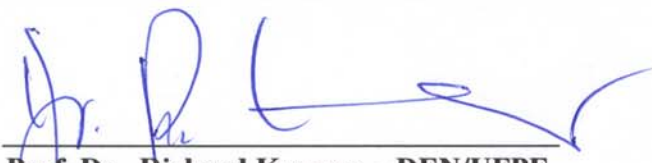
**APROVADO EM: 09.03.2004**

**ORIENTADORA : Profa. Dra. Helen Jamil Khoury**

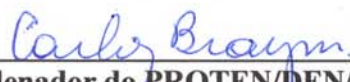
**COMISSÃO EXAMINADORA:**

  
\_\_\_\_\_  
**Profa. Dra. Simone Kodlulovich Dias – IRD/CNEN**

  
\_\_\_\_\_  
**Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin - DEN/UFPE**

  
\_\_\_\_\_  
**Prof. Dr. Richard Kramer - DEN/UFPE**

**Visto e permitida a impressão**

  
\_\_\_\_\_  
**Coordenador do PROTEN/DEN/UFPE**

*I have come to believe that the whole world is an enigma, a harmless enigma that is made terrible by our own mad attempt to interpret it as though it had an underlying truth.*

Umberto Eco

## *AGRADECIMENTOS*

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

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

À Professora Helen Jamil Khoury por aceitar realizar o trabalho de orientação desta Dissertação de Mestrado e pela amizade sincera e dedicada.

Aos Professores Clóvis Abraão Hazin, Richard Kramer, Fernando Lima, Dr. Antônio Aguiar e Dra. Norma Maranhão pelas discussões e sugestões que muito contribuíram para o desenvolvimento do trabalho.

Aos amigos Adriano, Cinthya, Eutrópio, George, Iran, Jucilene, Márjory, Péricles e Poliana pelas discussões, incentivos, ajuda e força indispensáveis à realização deste trabalho.

Às clínicas e aos seus técnicos, em especial a Suely e Mídia, sem os quais não seria possível a realização deste trabalho.

Aos funcionários do DEN, em especial a Edvânia, Magali, Nilvânia Helena, Antônio e Edvaldo, pela constante simpatia e amizade na realização de suas atividades.

Ao DEN/UFPE, pela oportunidade de realizar este trabalho.

À CAPES pela concessão da bolsa de mestrado.

# Sumário

|                                                                      |           |
|----------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1 Introdução .....</b>                                            | <b>19</b> |
| <b>2 Revisão Bibliográfica.....</b>                                  | <b>24</b> |
| 2.1 Histórico e desenvolvimento da mamografia .....                  | 24        |
| 2.2 Princípios de funcionamento do mamógrafo.....                    | 27        |
| 2.3 Processamento da imagem.....                                     | 36        |
| 2.4 Formação da imagem em mamografia .....                           | 39        |
| 2.4.1 Anatomia e desenvolvimento da mama.....                        | 39        |
| 2.4.2 Tipos de incidência e posicionamento da mama .....             | 42        |
| 2.5 Parâmetros da imagem radiográfica .....                          | 43        |
| 2.5.1 Contraste radiográfico .....                                   | 43        |
| 2.5.2 Resolução espacial e ruído da imagem.....                      | 49        |
| 2.6 Garantia de Qualidade em mamografia .....                        | 50        |
| 2.6.1 Indicadores de qualidade .....                                 | 54        |
| 2.7 Dose paciente em mamografia .....                                | 59        |
| <b>3 Metodologia.....</b>                                            | <b>70</b> |
| 3.1 Avaliação dos equipamentos .....                                 | 71        |
| 3.2 Avaliação do sistema de revelação e da qualidade da imagem ..... | 81        |
| 3.2.1. Controle por sensitometria .....                              | 82        |
| 3.2.2 Índice de Rejeitos .....                                       | 82        |
| 3.2.3 Qualidade da imagem das radiografias.....                      | 83        |
| 3.3 Medidas de dose paciente .....                                   | 83        |
| 3.3.1 Medidas de dose <i>phantom</i> .....                           | 83        |
| 3.3.2 Dose paciente.....                                             | 85        |
| <b>4 Resultados e discussão.....</b>                                 | <b>88</b> |
| 4.1 Avaliação dos equipamentos .....                                 | 88        |
| 4.2 Avaliação do sistema de revelação e da qualidade da imagem ..... | 98        |
| 4.2.1 Controle por sensitometria .....                               | 98        |
| 4.2.2 Índice de Rejeitos .....                                       | 102       |
| 4.2.3 Qualidade da imagem das radiografias.....                      | 106       |



|                                                                                  |            |
|----------------------------------------------------------------------------------|------------|
| 4.3 Estimativa da dose paciente.....                                             | 111        |
| 4.3.1 Estimativa da dose <i>phantom</i> .....                                    | 111        |
| 4.3.2 Estimativa da Dose Paciente .....                                          | 114        |
| <b>5 Conclusão e perceptivas .....</b>                                           | <b>124</b> |
| <b>Referências bibliográficas .....</b>                                          | <b>126</b> |
| <b>Apêndice .....</b>                                                            | <b>132</b> |
| Código em Visual Basic utilizado para a estimativa da Dose Glandular Média ..... | 132        |

## Lista de Figuras

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1. Taxa bruta de mortalidade para o período de 1979 a 2000 e estimativas para o ano 2003. Fonte: INCA, 2003. ....                                                                                                                                                                                        | 20 |
| Figura 2. Taxas de óbitos por câncer entre mulheres nos EUA entre 1930-1998, segundo localização primária. Fonte: AMERICAN CANCER SOCIETY, 2002. ....                                                                                                                                                           | 20 |
| Figura 3. Gráfico mostrando a maior latitude do processo xeroradiográfico através das curvas características típicas dos sistemas: A, exposição direta do filme; B e C, com combinação tela-filme; D, placas de xeroradiografia no modo negativo; E, xeroradiografia no modo positivo. Fonte: JONES, 1982. .... | 25 |
| Figura 4. Comparação entre radiografia lateral usando (a) exposição direta do filme e (b) xeroradiografia, 1965-1975. Fonte: SICKLES, 2000. ....                                                                                                                                                                | 26 |
| Figura 5. Primeiro modelo de mamógrafo com anodo de molibdênio. ....                                                                                                                                                                                                                                            | 26 |
| Figura 6. Imagem de um padrão de teste em forma de cunha feitas com sistema tela-filme (a) e sistema digital (b). Fonte: COWEN <i>et al.</i> , 1997. ....                                                                                                                                                       | 27 |
| Figura 7. Esquema do mamógrafo mostrando seus principais componentes. ....                                                                                                                                                                                                                                      | 28 |
| Figura 8. Espectro da radiação recomendados para cada faixa de espessura comprimida. Fonte: CEC, 1996. ....                                                                                                                                                                                                     | 29 |
| Figura 9. Variação da intensidade e da geometria de quatro imagens de pontos focais de equipamentos usados para mamografia. Fonte: NICKOLOFF <i>et al.</i> , 1990. ....                                                                                                                                         | 30 |
| Figura 10. Esquema em corte mostrando a radiação espalhada sendo absorvida pelas linhas da grade, enquanto o feixe primário de radiação atravessa a grade e atinge o filme. ....                                                                                                                                | 31 |
| Figura 11. Foto da grade anti-difusora. ....                                                                                                                                                                                                                                                                    | 32 |
| Figura 12. Detector de estado sólido usado no sistema de controle automático da exposição. ....                                                                                                                                                                                                                 | 33 |
| Figura 13. Esquema da sensibilização da emulsão pela tela adjacente e oposta, reduzindo (a) e melhorando (b) a resolução espacial. Adaptado de SIEMENS, 1990. ....                                                                                                                                              | 34 |
| Figura 14. Esquema da distribuição da emissão de luz em telas com mesma espessura para baixa e alta energia de raios-X (a-d). Adaptado de SIEMENS, 1990. ....                                                                                                                                                   | 35 |
| Figura 15. Esquema mostrando a redução da resolução espacial devido à reflexão no suporte da tela intensificadora (a) e a melhora da resolução espacial quando é usada uma camada absorvedora (b). Adaptado de SIEMENS, 1990. ....                                                                              | 35 |
| Figura 16. Espectro de emissão das telas $\text{CaWO}_4$ , $\text{LaOBr}$ e $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ e a faixa de absorção dos filmes correspondentes. Adaptado de SIEMENS, 1990. ....                                                                                                                   | 36 |
| Figura 17. Esquema de funcionamento da processadora automática. ....                                                                                                                                                                                                                                            | 38 |
| Figura 18. (a) Esquema das principais estruturas da mama e (b) a imagem radiográfica destas estruturas. ....                                                                                                                                                                                                    | 40 |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 19. Mamografia de uma mama densa mostrando um nódulo mamário. O contraste é significativamente maior quando o nódulo localiza-se em meio adiposo. ....                                                                                                                                        | 41 |
| Figura 20. Mamografia mostrando distorção da arquitetura do tecido glandular com microcalcificações pleomórficas de permeio.....                                                                                                                                                                     | 41 |
| Figura 21. Esquema da direção do feixe de radiação nas incidências usadas na mamografia. CC, craniocaudal; OML, oblíqua mediolateral; ML, mediolateral; OIS, oblíqua ífero-superior; DB, de baixo (ou caudocranial); OLM, oblíqua lateromedial; LM, lateromedial; OSI, oblíqua súpero-inferior. .... | 42 |
| Figura 22. Imagens evidenciando a maior facilidade de detecção de um nódulo numa (a) mama adiposa que em uma (b) mama densa. Fonte: THURFJELL, 2002. ....                                                                                                                                            | 45 |
| Figura 23. Índice de Melhora do Contraste e Fator Bucky para a grade linear MAM-CP (Takeuchi, Tóquio, Japão). Imagens de uma microcalcificação com dimensões 2x2 mm e 0,25mm de espessura sobre blocos de acrílico com 2, 4 e 8 cm de espessura. Fonte: REZENTES <i>et al.</i> , 1999. ....          | 47 |
| Figura 24. Curvas características de três filmes usados em mamografia com: alta velocidade e alto contraste (●), baixo contraste (□) e baixa velocidade (Δ).....                                                                                                                                     | 47 |
| Figura 25. Relação entre percentual do menor contraste visível em função da densidade ótica do filme para duas espessuras de discos. Fonte: ROBSON <i>et al.</i> , 1995.....                                                                                                                         | 48 |
| Figura 26. Otimização da temperatura do revelador através do contraste. Fonte: FAULKNER e THOMPSON, 1993. ....                                                                                                                                                                                       | 49 |
| Figura 27. Simulador para avaliar o ruído. Fonte: SIEMENS, 1990. ....                                                                                                                                                                                                                                | 50 |
| Figura 28. Curva característica do filme radiográfico obtido por sensitometria com luz visível e com luz da tela intensificadora irradiada com raios-X. Fonte: WEST e SPELIC, 2000. ....                                                                                                             | 53 |
| Figura 29. Exemplo de uma planilha para controle sensitométrico do Índice de Contraste considerando aproximadamente $\pm 0,10$ como desejável e $\pm 0,15$ como aceitável. ....                                                                                                                      | 54 |
| Figura 30. Esquema de uma mamografia oblíqua mediolateral mostrando o (1) músculo peitoral, (2) sulco infra-mamário, (3) tecido glandular crânio-lateral, (4) tecido gorduroso retro-glandular e (5) mamilo. Fonte: CEC, 1996b. ....                                                                 | 56 |
| Figura 31. Esquema de uma mamografia na projeção craniocaudal mostrando o (1) músculo peitoral, (2) o tecido gorduroso retro-glandular, (3) tecido medial e (4) tecido glandular lateral. Fonte: CEC, 1996b. ....                                                                                    | 57 |
| Figura 32. Esquema das estruturas do Phantom Mama (Centro Diagnóstico Mamário, Santa Casa da Misericórdia, Rio de Janeiro).....                                                                                                                                                                      | 58 |
| Figura 33. Imagens de dois simuladores de mama, o (a) Phantom Mama (Centro Diagnóstico Mamário, Santa Casa da Misericórdia, Rio de Janeiro) e o (b) Leeds TOR-MAM (FAXIL, Leeds, Reino Unido).....                                                                                                   | 59 |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |     |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Figura 34. Variação da dose no interior de um simulador de BR12, com espessura total (T) de 6 cm, medida usando TLD, para o sistema Xerox 175. Fonte: SPEISER <i>et al.</i> , 1986. ....                                                                                                                    | 62  |
| Figura 35. Gráficos mostrando a diminuição da composição glandular da mama com a (a) idade da paciente e com a (b) espessura da mama comprimida para as faixas de idades 35-49, anos (O), 50-54 anos ( $\Delta$ ), 55-59 anos ( $\square$ ) e 60-88 anos ( $\diamond$ ). Fonte: BECKETT e KOTRE, 2000. .... | 65  |
| Figura 36. Erro cometido ao estimar a dose glandular assumindo uma composição da mama 50:50, comparado a estimativa com correção da glandularidade em função da espessura da mama. Fonte: YOUNG <i>et al.</i> , 1998. ....                                                                                  | 65  |
| Figura 37. Dose glandular média em função da espessura da mama para (a) Mo-Mo, (b) Mo-Rh e (c) W-Rh. Fonte: THILANDER-KLANG <i>et al.</i> , 1997. ....                                                                                                                                                      | 67  |
| Figura 38. Histograma da dose glandular média para incidências craniocaudal (CC) e oblíqua mediolateral (OB). Fonte: YOUNG E BURCH (2000). ....                                                                                                                                                             | 68  |
| Figura 39. Esquema mostrando o arranjo experimental para avaliar o alinhamento do campo de radiação. ....                                                                                                                                                                                                   | 72  |
| Figura 40. Foto do arranjo usado para medir a tensão do tubo utilizando o equipamento RMI. ....                                                                                                                                                                                                             | 73  |
| Figura 41. Esquema do mamógrafo mostrando o ponto de referência para o posicionamento da câmara de ionização utilizado no estudo da camada semi-redutora. ....                                                                                                                                              | 75  |
| Figura 42. Esquema mostrando o arranjo experimental para a medida da força de compressão. ....                                                                                                                                                                                                              | 79  |
| Figura 43. Esquema de medição do (a) alinhamento da bandeja submetida a uma carga simétrica e do (b) alinhamento da bandeja sob carga assimétrica. ....                                                                                                                                                     | 80  |
| Figura 44. Foto do Phantom Mama (CDM, RJ) com o detalhamento das suas diversas estruturas. ....                                                                                                                                                                                                             | 80  |
| Figura 45. Gráfico do kerma ar na entrada da pele em função do produto corrente-tempo para as tensões 23, 24, 25 e 26 kV, anodo-filtro de Mo-Mo, com a câmara de ionização sobre suporte ar-equivalente, Clínica B. ....                                                                                    | 86  |
| Figura 46. Gráfico da variação percentual do produto corrente-tempo (mAs) em relação ao valor do mAs no degrau "0" em função do degrau do controle de densidade. ....                                                                                                                                       | 96  |
| Figura 49. Valores encontrados para os índices de Contraste, Velocidade e Base+vêu nos filmes revelados na processadora da Clínica B. Setas indicam os dias de manutenção da processadora. ....                                                                                                             | 102 |
| Figura 50. Esquema do total de filmes rejeitados e do número de defeitos nos filmes usados para diagnóstico na Clínica A. ....                                                                                                                                                                              | 103 |
| Figura 51. Número de filmes rejeitados pelo técnico e pelo médico (Clínica A). ....                                                                                                                                                                                                                         | 105 |
| Figura 52. Percentual de filmes rejeitados pelo técnico devido aos motivos: muito escuros, muito claros e motivos não informados. Clínica A. ....                                                                                                                                                           | 105 |
| Figura 53. Percentual de filmes rejeitados pelo técnico devido aos motivos: posicionamento inadequado, manchas e riscos. Clínica A. ....                                                                                                                                                                    | 106 |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |     |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Figura 54. Gráfico do número relativo de filmes apresentando os defeitos: imagem da grade e filmes com artefatos, em relação aos filmes usados para o diagnóstico no período.....                                                                                                                       | 107 |
| Figura 55. Gráfico do número relativo de filmes apresentando os defeitos: com manchas, sem contraste adequado e outros defeitos, em relação ao total de filmes usados para o diagnóstico no período. ....                                                                                               | 107 |
| Figura 56. Gráfico mostrando a avaliação qualitativa do contraste da imagem pelo médico. Clínica A.....                                                                                                                                                                                                 | 108 |
| Figura 57. Gráfico mostrando a avaliação qualitativa da resolução da imagem pelo médico. Clínica A.....                                                                                                                                                                                                 | 108 |
| Figura 58. Temperatura do revelador em função do tempo a partir do instante em que a processadora é ligada ( $\Delta$ ) constatando o defeito, após a instalação de um termostato mecânico provisório ( $\bullet$ ) e após a instalação do termostato digital definitivo ( $\square$ ). Clínica A. .... | 109 |
| Figura 59. Gráfico mostrando os valores médios, máximos e mínimos da Dose Glandular Média no <i>phantom</i> publicados na literatura e neste trabalho.....                                                                                                                                              | 114 |
| Figura 60. Distribuição das espessuras comprimidas para a incidência oblíqua mediolateral (OML) e craniocaudal (CC). Clínica B. ....                                                                                                                                                                    | 115 |
| Figura 61. Distribuição das espessuras comprimidas para a incidência oblíqua mediolateral (OML) e craniocaudal (CC). Clínica C. ....                                                                                                                                                                    | 115 |
| Figura 62. Distribuição das espessuras comprimidas para a incidência oblíqua mediolateral (OB) e craniocaudal (CC). Fonte: YOUNG e BURCH, 2000.....                                                                                                                                                     | 115 |
| Figura 63. Gráfico mostrando as tensões do tubo utilizadas nos exames de pacientes nas Clínicas B e C.....                                                                                                                                                                                              | 117 |
| Figura 64. Gráfico tipo <i>boxplot</i> mostrando a correlação entre as espessuras da mama comprimida dos pacientes e a tensão do tubo selecionada. Clínica B.....                                                                                                                                       | 118 |
| Figura 65. Gráfico mostrando as espessuras da mama comprimida dos pacientes em função da tensão do tubo utilizada. Clínica C.....                                                                                                                                                                       | 118 |
| Figura 66. Gráfico do valor do kerma ar incidente na entrada da mama em função da espessura da mama comprimida e curva de melhor ajuste. Somente as exposições com filtro de molibdênio. Clínicas B e C.....                                                                                            | 119 |
| Figura 67. Gráfico da distribuição da Dose Glandular Média por irradiação para as incidências craniocaudal (CC) e oblíqua mediolateral (OML). Clínica B. ....                                                                                                                                           | 121 |
| Figura 68. Gráfico da distribuição da Dose Glandular Média por irradiação para as incidências craniocaudal (CC) e oblíqua mediolateral (OML). Clínica C. ....                                                                                                                                           | 122 |
| Figura 69. Gráfico da distribuição da Dose Glandular Média Mulher para as condições de irradiação dos pacientes da Clínica B.....                                                                                                                                                                       | 122 |
| Figura 70. Gráfico da distribuição da Dose Glandular Média Mulher para as condições de irradiação dos pacientes da Clínica C.....                                                                                                                                                                       | 123 |

## Lista de Tabelas

|                                                                                                                                                                                                                                |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1. Fator do risco de indução de câncer de mama por radiação (população feminina do Reino Unido). Fonte: LAW e FAULKNER, 2001.....                                                                                       | 22 |
| Tabela 2. Máximas dimensões do ponto focal efetivo, segundo o NEMA (FDA, 2002).....                                                                                                                                            | 30 |
| Tabela 3. Valores para alguns materiais importantes na radiologia. Fonte: SIEMENS, 1990.....                                                                                                                                   | 44 |
| Tabela 4. Recomendações do INCA (2002) para o método de diagnóstico.....                                                                                                                                                       | 46 |
| Tabela 5. Índices dos filmes usados no controle de rotina.....                                                                                                                                                                 | 53 |
| Tabela 6. Limites de variação dos índices de referência nos diversos protocolos de qualidade.<br>Valores entre parênteses representam os limites desejáveis.....                                                               | 54 |
| Tabela 7. Fatores de conversão $c_G$ (mGy/mGy) calculados por diferentes autores, que relacionam $K_{a,i}$ a $D_G$ para uma mama com 50 mm de espessura comprimida e com composição glandular 50% adiposa - 50% glandular..... | 64 |
| Tabela 8. Comparação entre os valores de espessuras das mamas comprimidas e doses glandulares médias publicados.....                                                                                                           | 66 |
| Tabela 9. Resultados experimentais mostrando as diferenças encontradas entre a dose glandular média ( $D_G$ ) na incidência craniocaudal (CC) e na oblíqua mediolateral (OML).....                                             | 69 |
| Tabela 10. Dimensões dos objetos encontrados no Phantom Mama (CDM, RJ). Fonte: Manual do Phantom Mama (PEIXOTO, [s/d]).....                                                                                                    | 81 |
| Tabela 11. Filmes, chassi e processadora de filmes utilizadas em cada clínica.....                                                                                                                                             | 81 |
| Tabela 12. Resultados das medidas dos desvios entre a borda do filme e o suporte da mama ( <i>bucky</i> ), nos equipamentos das Clínicas A, B e C.....                                                                         | 88 |
| Tabela 13. Resultados das medidas dos desvios entre a borda do filme e o campo de radiação, nos equipamentos das Clínicas A, B e C.....                                                                                        | 88 |
| Tabela 14. Valores das medidas obtidas no estudo da reprodutibilidade da tensão do tubo, nas clínicas A, B e C, média aritmética e coeficiente de variação (CV).....                                                           | 89 |
| Tabela 15. Valores das medidas da exatidão da tensão, na Clínica A, com filtro de Mo.....                                                                                                                                      | 89 |
| Tabela 16. Valores das medidas da exatidão da tensão na Clínica B. As medidas com tensões entre 25 e 27 foram realizadas com filtro de Mo e entre 28 e 34, com filtro de Rh.....                                               | 90 |
| Tabela 17. Valores das medidas da exatidão da tensão, na Clínica C, com filtro de Mo.....                                                                                                                                      | 90 |
| Tabela 18. Valores obtidos das medidas da exatidão da tensão, na Clínica A, após manutenção.....                                                                                                                               | 90 |
| Tabela 19. Valores para as medidas da reprodutibilidade do tempo de exposição, coeficiente de variação (CV) nas Clínicas A (26 kV, 60 mAs), B (26 kV, 80 mAs) e C (28 kV, 100 mAs).....                                        | 90 |
| Tabela 20. Camadas semi-redutoras (CSR) e leituras obtidas com a câmara de ionização sem atenuador e com atenuadores de Al com espessuras 0,3, 0,4 e 0,5 mm Al.....                                                            | 91 |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Tabela 21. Valores das medidas, média aritmética e coeficiente de variação (CV) no estudo da reprodutibilidade do kerma ar incidente, nas Clínicas A, B e C.....                                                                                                                                          | 92  |
| Tabela 22. Valores encontrados para avaliação da linearidade do kerma ar incidente (INAK), rendimento específico ( $R$ ) e coeficiente de linearidade ( $CL$ ). .....                                                                                                                                     | 92  |
| Tabela 23. Valores das densidades óticas nos filmes, média e coeficiente de variação (CV) obtidos de quatro irradiações sucessivas, com um bloco de 48 mm de PMMA, usando sistema de controle automático de exposição.....                                                                                | 93  |
| Tabela 24. Valores das leituras feitas com dosímetro semiconductor, média e coeficiente de variação (CV) obtidos de cinco irradiações sucessivas, com um bloco de 48 mm de PMMA, usando sistema de controle automático de exposição. ....                                                                 | 93  |
| Tabela 25. Valores de densidade ótica nos filmes de radiografias feitas usando blocos de PMMA com diferentes espessuras e a diferença entre o maior e menor valor de densidade ótica. ....                                                                                                                | 94  |
| Tabela 26. Valores do produto corrente-tempo e densidade ótica (DO) dos filmes produzidos usando diferentes estações do Controle de Densidades. Clínica A. ....                                                                                                                                           | 95  |
| Tabela 27. Valores do produto corrente-tempo e densidade ótica (DO) dos filmes produzidos usando diferentes estações do Controle de Densidades. Clínica B.....                                                                                                                                            | 95  |
| Tabela 28. Valores do produto corrente-tempo e densidade ótica (DO) dos filmes produzidos usando diferentes estações do Controle de Densidades. Clínica C.....                                                                                                                                            | 95  |
| Tabela 29. Resultados das medidas de força máxima de compressão nas Clínicas A, B e C. ....                                                                                                                                                                                                               | 97  |
| Tabela 30. Diferença no sentido da mama entre as distâncias da placa compressora e o <i>bucky</i> , à compressão total, sob carga simétrica. ....                                                                                                                                                         | 97  |
| Tabela 31. Diferença no sentido perpendicular à mama entre as distâncias da placa compressora e o <i>bucky</i> , à compressão total, sob carga assimétrica. ....                                                                                                                                          | 97  |
| Tabela 32. Tamanhos dos menores objetos visualizados nas imagens do <i>Phantom Mama</i> (CDM, RJ) produzidas em cada instituição. ....                                                                                                                                                                    | 98  |
| Tabela 33. Períodos entre as mudanças de parâmetros dos equipamentos (Clínica A).....                                                                                                                                                                                                                     | 104 |
| Tabela 34. Percentual dos exames que satisfazem os critérios de qualidade (CEC, 1996b), em relação ao total analisado, para a incidência craniocaudal (CC). ....                                                                                                                                          | 110 |
| Tabela 35. Percentual dos exames que satisfazem os critérios de qualidade (CEC, 1996b), em relação ao total analisado, para a incidência oblíqua mediolateral (OML). ....                                                                                                                                 | 110 |
| Tabela 36. Resultados da avaliação do kerma ar incidente ( $K_{a,i}$ ) e densidade ótica líquida (excluindo base+vêu) nos filmes encontrados neste trabalho e na literatura.....                                                                                                                          | 111 |
| Tabela 37. Parâmetros de exposição, valores de INAK ( $K_{a,i}$ ), fatores de conversão ( $c_G$ ), Dose Glandular Média ( $D_G$ ) e densidade ótica no filmes (incluindo base e vêu) obtidos da irradiação do <i>Phantom Mama</i> (47 mm de espessura) e de um bloco de PMMA com 41 mm de espessura. .... | 113 |

|                                                                                                                                                                                                                                                                     |     |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Tabela 38. Valores da dose glandular média no <i>phantom</i> publicados na literatura. ....                                                                                                                                                                         | 113 |
| Tabela 39. Valores de espessuras de mama comprimida por radiografia para as incidências<br>craniocaudal (CC) e oblíqua mediolateral (OML). Clínicas B e C. ....                                                                                                     | 116 |
| Tabela 40. Espessuras de mamas comprimidas na literatura. Valores entre parênteses indicam<br>intervalo entre mínimos e máximos.....                                                                                                                                | 116 |
| Tabela 41. Kerma ar incidente ( $K_{a,i}$ ) no <i>phantom</i> , equações para o $K_{a,i}$ obtida do ajuste aos<br>pontos da Figura 66 e valores calculados das equação para uma mama com 45 mm. ....                                                                | 119 |
| Tabela 42. Valores médios, mínimos e máximos da espessura da mama comprimida por<br>irradiação, Dose Glandular Média por irradiação ( $D_G$ -irradiação) para as incidências<br>craniocaudal ( $D_G$ -CC) e oblíqua mediolateral ( $D_G$ -OML) e da DGM Mulher..... | 120 |
| Tabela 43. Valores da dose glandular média ( $D_G$ ) publicados na literatura. Valores entre<br>parênteses representam os intervalos encontrados. ....                                                                                                              | 121 |



# DOSE PACIENTE E CONTROLE DE QUALIDADE EM MAMOGRAFIA

**Autor: Vinícius Saito Monteiro de Barros**

**Orientadora: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury**

## RESUMO

O uso das radiações ionizantes, apesar do benefício do diagnóstico, representa um risco para o paciente. Por esta razão, há necessidade da otimização do processo radiográfico de modo a se obter uma imagem adequada para o diagnóstico com a menor dose paciente. É objetivo deste trabalho avaliar as doses pacientes devidas às mamografias realizadas em clínicas lotadas em Recife-PE, bem como otimizar a qualidade da imagem e o uso da radiação ionizante. Este trabalho foi realizado em três serviços de mamografia: uma clínica privada de pequeno porte, um hospital público e um hospital privado. O elevado número de rejeitos na clínica privada, em relação às outras duas, motivou o levantamento do índice de rejeitos e o acompanhamento da qualidade das radiografias que foram classificadas pelo tipo de defeitos apresentados nos filmes. Nesta instituição, os resultados mostraram uma diminuição do número de rejeitos de 7,38% para 1,5%. Além disso, houve diminuição do número de radiografias que apresentaram defeitos, ao longo do período estudado, em decorrência da implementação de ações corretivas, como a limpeza do écran, manutenção na processadora, ajuste da tensão no mamógrafo e instalação de sistema de filtros de água e a troca das lâmpadas do negatoscópio. Quanto aos testes de qualidade, em geral, os equipamentos mostraram-se em conformidade com os protocolos de qualidade adotados. A estimativa do kerma ar incidente sobre um *phantom* mamográfico mostrou uma dose excessiva na clínica privada em relação ao valor estabelecido como referência pelo Ministério da Saúde. Esta dose elevada foi atribuída à técnica radiográfica adotada na instituição. Os resultados da dose glandular média variaram entre 0,1 e 8,6 mGy, dependendo da espessura da mama, sendo que o uso de filtros de ródio, para mamas espessas, contribuiu para a redução da dose.

# **PATIENT DOSE AND QUALITY CONTROL IN MAMMOGRAPHY**

**Author: Vinícius Saito Monteiro de Barros**

**Adviser: Helen Jamil Khoury, pHd**

## **SUMMARY**

The use of ionizing radiation, even though there is the benefit of diagnosis, still represents a risk to the patient. For this reason, optimization is necessary in order to achieve a adequate image with the least possible dose. The aim of this work is to estimate patient doses due to mammography examinations made in medical institutions situated in Recife-PE and to optimize image quality and the use of ionizing radiation. Three types of mammography services were studied: a small private clinic, a public hospital and a private hospital. The elevated number of reject films motivated the investigation into the quality of the films, which were classified by the type of defect they presented. In this institution, results showed reduction of the number of rejected films from 7.38% to 1.5%. Also, there was a reduction of the number of films with defects due to the implementation of corrective actions, such as cleaning of the screen, processor maintenance, adjustment of the mammography unit tube voltage, installation of water filtering and change of the viewing box light bulbs. The results of the quality control tests showed good compliance with the protocols used. The estimation of the incident air kerma to a mammography phantom showed excessive dose in the private institution when compared to the reference value given by de Ministry of Health. This excessive dose was attributed to the radiographic technique used at this institution. Mean glandular dose results were found between 0.1 and 8.6 mGy, varying with compressed breast thickness. The rhodium filter used on thicker breasts contributed to dose reduction.

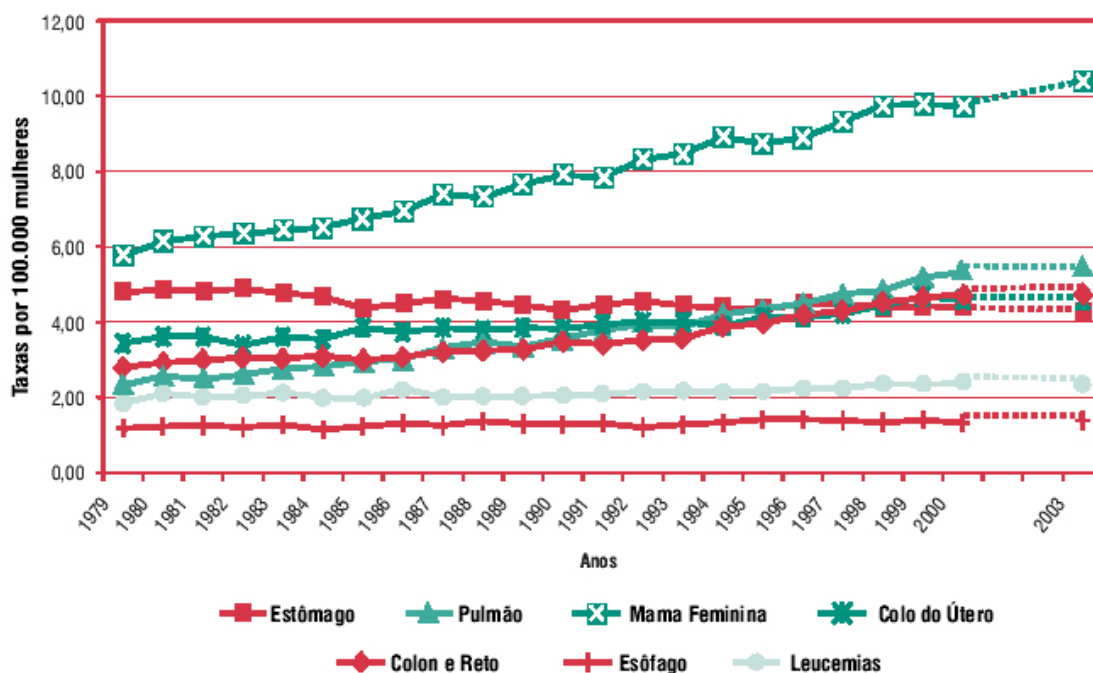
## 1 Introdução

A mamografia é atualmente o método de diagnóstico mais eficaz na detecção de patologias nas mamas. O grande interesse nesse tipo de exame decorre da elevada taxa de incidência do câncer de mama e do alto padrão de qualidade das imagens necessários para o diagnóstico preciso. De fato, segundo o Instituto Nacional do Câncer, o INCA, foi estimado para 2003 a ocorrência de 41.610 novos casos de neoplasia maligna da mama feminina no Brasil (INCA, 2003). Diferenças sócio-culturais e qualidade da assistência médica fazem com que esses fatores variem entre as diversas regiões brasileiras. Em 2003, as maiores taxas de incidência e mortalidade pela neoplasia de mama feminina do país foram registradas na região sudeste e foram de 73,68/100.000 e 14,45/100.000 mulheres, respectivamente. Considerando somente as capitais do sudeste, a taxa de incidência do câncer de mama é ainda maior, 113,87/100.000 mulheres, assim como a taxa de mortalidade, 22,33/100.000 mulheres (INCA, 2003). No Brasil a neoplasia da mama ocupou em 2003 o primeiro lugar entre os óbitos por câncer em mulheres. As taxas brutas foram estimadas em 10,40/100.000 para o câncer de mama, seguida pelo câncer de traquéia/brônquio/pulmão (5,45/100.000), do cólon e reto (4,73/100.000), do colo do útero (4,58/100.000) e do estômago (4,27/100.000). Além disso, a taxa de mortalidade passou de 5,77/100.000 em 1979 para 10,40/100.000 em 2003, o que representou um crescimento percentual de 80,2% (Figura 1). Atualmente o Brasil ocupa o 28º. lugar na mortalidade por câncer de mama.

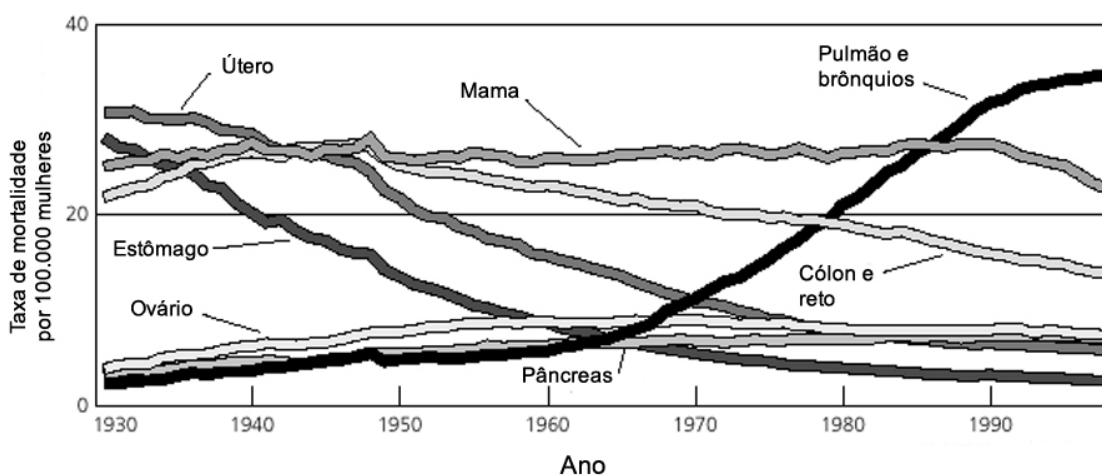
Situações semelhantes são observadas em outros países. No Reino Unido, por exemplo, de acordo com dados da Comissão Européia (CEC, 2001), o câncer de mama, excluindo os de pele, é o mais freqüente, sendo a principal causa de óbitos associados com câncer em mulheres. Nesse país, é estimado que 5% dos óbitos de mulheres seja causado pelo câncer de mama (AUSTOKER, 1994). 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, 2002). A Figura 2 mostra a ocorrência de óbitos por câncer de mama, comparada a outras modalidades da doença.

As taxas de sobrevivência das doentes estão relacionadas ao estágio do câncer quando diagnosticado. Atualmente, nos EUA, a taxa de sobrevida de cinco anos para câncer de mama

localizado é de 96%; de câncer com metástase localizada é de 78%; e de câncer com metástase distante é de 21% (AMERICAN CANCER SOCIETY, 2002). No Brasil as taxas de mortalidade continuam elevadas devido à doença ser diagnosticada em um estágio avançado (INCA, 2003).



**Figura 1. Taxa bruta de mortalidade para o período de 1979 a 2000 e estimativas para o ano 2003. Fonte: INCA, 2003.**



**Figura 2. Taxas de óbitos por câncer entre mulheres nos EUA entre 1930-1998, segundo localização primária. Fonte: AMERICAN CANCER SOCIETY, 2002.**

A detecção de cânceres em estágios iniciais, antes dos sintomas se tornarem evidentes, diminui a mortalidade e aumenta as opções de tratamento (AMERICAN CANCER SOCIETY, 2002), daí a relevância de um controle rigoroso de qualidade dos equipamentos

para assegurar diagnósticos precisos. Nas últimas décadas, os avanços tecnológicos, principalmente, têm contribuído para aumentar a sensibilidade do exame mamográfico. As primeiras imagens mamográficas foram realizadas sem o uso de telas intensificadoras, com a incidência direta da radiação no filme, resultando em radiografias de baixo contraste e alta dose paciente. A baixa qualidade da imagem tornava difícil obter um diagnóstico correto. Os avanços tecnológicos nos equipamentos de raios-X e na qualidade dos filmes radiográficos têm contribuído para a melhoria significativa da qualidade da imagem mamográfica e para a maior sensibilidade da mamografia, permitindo o diagnóstico de patologias de pequenas dimensões.

Em paralelo ao desenvolvimento tecnológico, programas de garantia de qualidade da imagem radiológica também começaram a ser implementados. O objetivo destes programas é a diminuição do número de repetições desnecessárias e a melhoria da qualidade da imagem, além da redução do risco, do desconforto e da dose paciente bem como do custo tanto para o paciente como para a sociedade (NCRP, 1988).

A Garantia da Qualidade é um conceito que se identifica com a prática da ética médica. Visa a garantir que toda prática diagnóstica atenda a três critérios: a) ser necessária e apropriada para o problema clínico em questão; b) ser capaz de gerar imagens contendo informações suficientes para a solução do problema clínico; c) ser otimizada, para que o exame resulte na menor exposição possível à radiação, apresente custos mais baixos e menor grau de inconveniência ao paciente (NCRP, 1988).

Tomando esses objetivos em consideração, o Colégio Brasileiro de Radiologia, por meio da Comissão Nacional de Mamografia, iniciou em 1991 o Programa de Qualificação em Mamografia, cuja finalidade é avaliar a qualidade diagnóstica da mamografia, atendendo a critérios de ordem técnica, além de estimar a dose paciente e avaliar a capacidade de interpretação do médico radiologista. Em 1998, o Ministério da Saúde, através da Portaria 453/1998 (MS, 1998) estabeleceu os critérios para o funcionamento das clínicas de radiodiagnóstico e em particular de mamografia. Nesta Portaria é requerido que todo equipamento de raios-X diagnóstico deva ser mantido em condições adequadas de funcionamento e ser submetido regularmente a avaliação de desempenho. Quanto à dose paciente para o exame mamográfico, este documento apresenta um valor de referência para o kerma ar incidente na posição da entrada de uma mama com 45 mm de espessura comprimida.

A otimização através dos programas de controle de qualidade é condição imprescindível uma vez o uso da radiação envolve um risco de indução de câncer. A Tabela 1

mostra uma estimativa do fator de risco do uso da mamografia para cada faixa de idades, segundo o NRPB (*National Radiation Protection Board*), e o número de induções de câncer por milhão de mulheres do Reino Unido irradiadas usando uma dose glandular média de 3,65, 11 e 20 mGy (LAW e FALUKNER, 2001). Observa-se que para todas as faixas etárias é significativo o aumento do risco de indução do câncer em sistemas que acarretam uma elevada dose paciente para obter os exames. Em sistemas otimizados, o valor da dose glandular média por paciente é de 3,65 mGy, mas para as mamografias das mulheres com mamas mais espessas, ou mais densas, a dose pode chegar até a 20 mGy.

**Tabela 1. Fator do risco de indução de câncer de mama por radiação (população feminina do Reino Unido). Fonte: LAW e FAULKNER, 2001.**

| Idade (anos) | Total de cânceres induzidos por milhão de mulheres por mGy: | Cânceres induzidos por milhão de mulheres nas doses (mGy) de <sup>a</sup> : |     |     |
|--------------|-------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------|-----|-----|
|              |                                                             | 3,65                                                                        | 11  | 20  |
| 25-29        | 18,4                                                        | 67                                                                          | 202 | 368 |
| 30-34        | 18,2                                                        | 66                                                                          | 200 | 364 |
| 35-39        | 17,8                                                        | 65                                                                          | 196 | 356 |
| 40-44        | 16,6                                                        | 61                                                                          | 183 | 332 |
| 45-49        | 15,0                                                        | 55                                                                          | 165 | 300 |
| 50-54        | 13,2                                                        | 48                                                                          | 145 | 264 |
| 55-59        | 11,5                                                        | 42                                                                          | 127 | 230 |
| 60-64        | 9,4                                                         | 34                                                                          | 103 | 188 |

<sup>a</sup> – Os três valores de dose glandular média (DGM), 3,65, 11 e 20 mGy, correspondem, respectivamente, aos seguintes valores encontrados em um estudo feito por YOUNG e BURCH (2000): o valor médio da DGM total em cada paciente, o valor da DGM no subgrupo das mulheres que receberam doses paciente maiores que 98% da maior dose paciente encontrada e nas mulheres que receberam doses paciente maiores que 99,9% da maior dose encontrada.

## Objetivos

Tendo em vista os riscos aos pacientes envolvidos com o uso da radiação, a necessidade da otimização para obter uma imagem adequada e a falta de informações sobre a dose paciente em mamografia no Brasil e na região, é objetivo deste trabalho avaliar as doses pacientes devidas às mamografias realizadas em três clínicas situadas em Recife, bem como avaliar a qualidade da imagem. Em uma das clínicas foi efetuado o acompanhamento do processo de revelação dos filmes com o fim de estimar sua influência na qualidade da imagem diminuir a dose na entrada da pele do paciente, otimizando o processo de obtenção da imagem.

## **Organização do Trabalho**

Este trabalho está organizado da seguinte forma:

No primeiro capítulo após a Introdução (capítulo 2) é efetuada uma revisão bibliográfica dividida em três partes, cobrindo os três focos principais do trabalho: os equipamentos de mamografia, os fatores que contribuem para a qualidade da imagem e a dose paciente em mamografia.

A primeira parte da revisão bibliográfica está organizada em duas etapas: a) descrição dos parâmetros mais relevantes do funcionamento do mamógrafo e da processadora dos filmes e b) os protocolos usados para verificar o adequado funcionamento desses equipamentos. Uma descrição mais detalhada dos testes do programa de controle de qualidade foi deixada para a metodologia uma vez que estes foram realizados durante o trabalho. Na descrição dos equipamentos, foi seguida uma seqüência de acordo com a ordem de cada componente na cadeia de formação da imagem.

A segunda parte da revisão trata da Qualidade da Imagem. O objetivo é de definir os parâmetros de qualidade e os fatores que contribuem para a formação de uma imagem adequada, os métodos usados para avaliar a qualidade e os resultados de estudos realizados no Brasil e em outros países.

A terceira parte da revisão trata dos fatores que afetam a dose paciente. Nesta parte são definidas algumas grandezas dosimétricas usadas em mamografia e os métodos usados nos protocolos de dosimetria. São também apresentados resultados de estimativas da dose paciente obtidos em outros trabalhos publicados na literatura.

O capítulo da Metodologia (Capítulo 3) descreve inicialmente quais os tipos de equipamentos usados para a mamografia em cada instituição estudada. Em seguida, são relatados os procedimentos experimentais utilizados neste trabalho para a realização dos testes de controle de qualidade do mamógrafo, qualidade da imagem e dose paciente.

Organizado na mesma seqüência da Metodologia, o Capítulo 4 apresenta os resultados dos testes de equipamentos, da avaliação da qualidade da imagem e da dose paciente, com cada um destes itens estruturado na mesma seqüência que o capítulo Metodologia.

Por fim, no Capítulo 5, são apresentadas as conclusões e sugestões para a continuidade deste trabalho.

## 2 Revisão Bibliográfica

### 2.1 Histórico e desenvolvimento da mamografia

No final de 1895, Wilhelm Conrad Röntgen descobriu os raios-X enquanto realizava experiências com um tubo de raios catódicos e uma placa de cianeto de bário. As aplicações médicas dos raios-X, como no diagnóstico de fraturas de osso foram imediatamente reconhecidas. A descoberta dos raios-X permitiu o diagnóstico de muitas patologias, entre elas o câncer de mama. Em 1913, Albert Solomon, um patologista de Berlin, correlacionou achados anatômicos de 3000 espécimes de mastectomias com achados em imagens de raios-X (ISRAYELIAN, 2003).

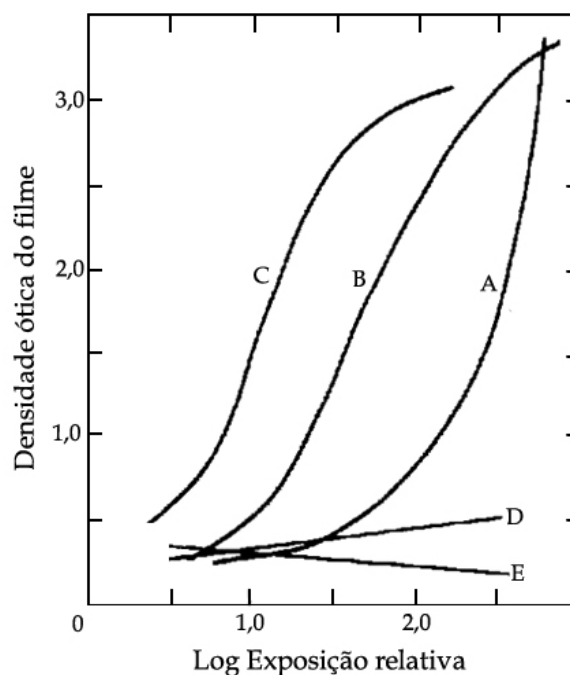
Entre o final dos anos 1920, Kleinschmidt (Leipzig, Alemanha), e Warren (Nova York, EUA) realizavam mamografias utilizando equipamentos de raios-X convencional (GE, 2002; JONES, 1982). A inadequação dos equipamentos não permitia se obter radiografias de qualidade adequada para o diagnóstico, o que impossibilitou, na época, o desenvolvimento da mamografia.

Em 1960, Robert Egan (Houston, EUA) adaptou um filme industria de alta resolução para a mamografia (ISRAYELIAN, 2003) e introduziu uma nova técnica mamográfica na qual utilizava baixa tensão de operação do aparelho de raios-X, alto produto corrente-tempo (mAs) e exposição direta do filme (BUSHONG, 1997).

Ainda nos anos 1960, a xeroradiografia foi introduzida por Wolfe e Ruzicka, contribuindo para a redução da dose paciente em relação à recebida em técnicas de exposição direta do filme (BUSHONG, 1997). Esse é um processo a seco, sem uso de filmes convencionais, no qual o receptor de imagens é um fotocondutor. No sistema Xerox 125, por exemplo, o receptor de imagens consiste de uma camada fina (135  $\mu\text{m}$ ) de selênio amorfo depositada numa placa metálica (JONES, 1982). Sobre a superfície de selênio é depositada uma carga uniforme na superfície do material antes da irradiação. A interação com raios-X fazem com que o material fotocondutor dissipe parcialmente sua carga, proporcionalmente à quantidade de radiação, formando uma imagem latente. A imagem latente será revelada expondo a superfície a partículas em forma de pó ou líquido (*toner*), atraídas para a superfície por forças eletrostáticas. A aplicação de uma tensão na placa metálica por trás do selênio pode adicionar ou remover partículas da superfície, formando radiografias positivas ou negativas. Para registrar a imagem obtida é colocado um papel em contato com a placa e a imagem é transferida por aquecimento. Maiores detalhes do processo de formação da imagem por xeroradiografia podem ser encontrados em CHRISTENSEN *et al.* (1990) e em JONES



(1982). A maior latitude<sup>1</sup> do processo xeroradiográfico, mostrada na Figura 3 através curvas características<sup>2</sup> D e E, melhorou a qualidade da imagem em relação às técnicas radiográficas de exposição direta do filme, conforme mostra a Figura 4. No entanto as altas doses em relação ao sistema tela-filme tornaram a exposição direta e a xeroradiografia desaconselhadas quando não proibidas.



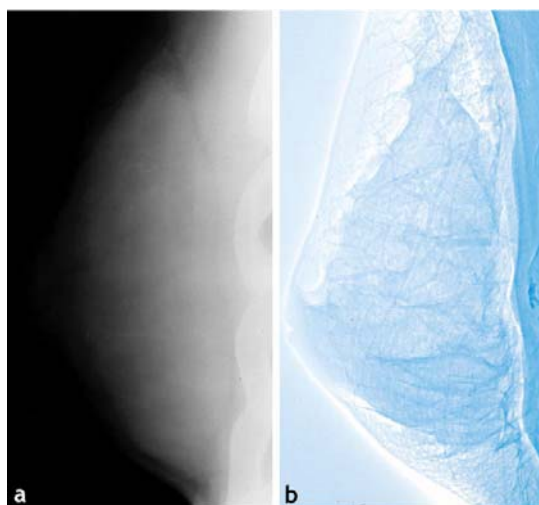
**Figura 3. Gráfico mostrando a maior latitude do processo xeroradiográfico através das curvas características típicas dos sistemas: A, exposição direta do filme; B e C, com combinação tela-filme; D, placas de xeroradiografia no modo negativo; E, xeroradiografia no modo positivo. Fonte: JONES, 1982.**

Em 1949, Raul Leborgne (Uruguai) já enfatizava a necessidade da compressão da mama para identificar calcificações (ISRAYELIAN, 2003). A primeira unidade mamográfica, com tubo com anodo de molibdênio e compressor, foi introduzida por Gros e Sigrist (Strasburg, França), em meados dos anos 1960. Esse aparelho, semelhante ao mostrado na Figura 5, consistia essencialmente de uma ampola especial de raios-X, montada sobre um tripé. O uso do compressor da mama motorizado começou a ser usado nos anos 70. A compressão é de fundamental importância na mamografia, uma vez que evita o movimento do paciente e contribui para a separação dos tecidos sobrepostos, o que resulta em uma maior

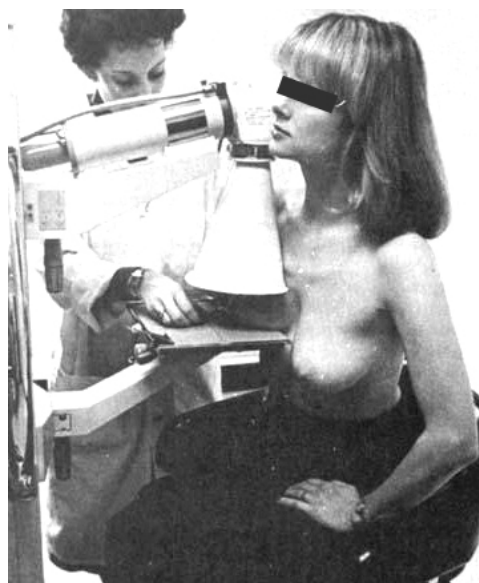
<sup>1</sup> A Latitude de um filme radiográfico é a largura da faixa de valores do logaritmo da exposição relativa que produzirão densidades óticas dentro de uma faixa útil no radiodiagnóstico, normalmente entre 0,25 e 2,0 (CHRISTENSEN *et al.*, 1990).

<sup>2</sup> A curva característica de um sistema radiográfico mostra a relação entre a densidade ótica produzida no filme em resposta a uma escala crescente de exposição (medida em escala logarítmica da exposição relativa).

uniformidade das densidades óticas no filme<sup>3</sup>, menor distância ao receptor de imagens, redução da dose absorvida e da radiação espalhada.



**Figura 4. Comparação entre radiografia lateral usando (a) exposição direta do filme e (b) xeroradiografia, 1965-1975. Fonte: SICKLES, 2000.**



**Figura 5. Primeiro modelo de mamógrafo com anodo de molibdênio.**

---

<sup>3</sup> A densidade ótica (DO) do filme é definida da seguinte maneira:

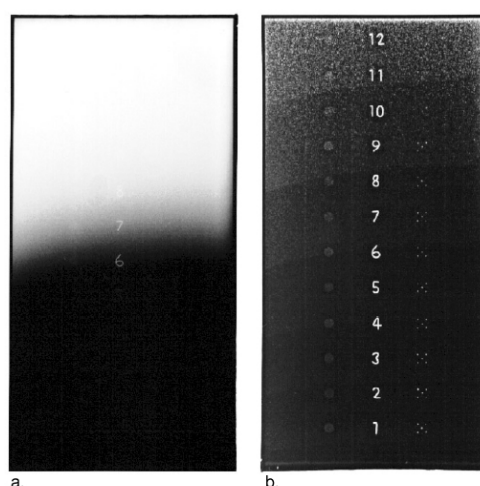
$$DO = \log_{10} \left( \frac{I_0}{I} \right)$$

onde  $I_0$  é a intensidade de luz medida na ausência do filme e  $I$  a intensidade de luz transmitida através do filme.

As imagens eram significativamente melhores que as produzidas pelos mamógrafos adaptados de aparelhos convencionais.

Os sistemas tela-filme, por Ostrum, Becker e Isard nos anos 1970, constitui outro avanço que contribuiu para o desenvolvimento da mamografia (JONES, 1982).

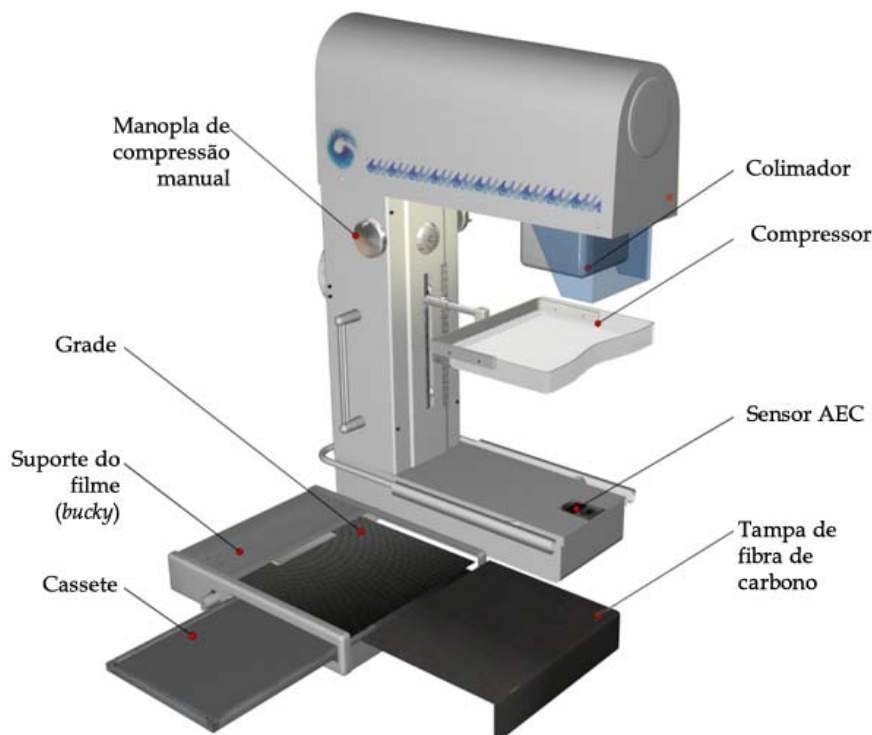
O uso de filtros de ródio foi introduzido em 1992, melhorando a penetração dos raios-X. Mulheres com mamas espessas (mamas com espessura de mama comprimida acima de 60 mm), cerca de um terço da população feminina, podem ser beneficiadas através da redução da dose absorvida (GE, 2002). Em 2000, a *Food and Drugs Administration* (FDA / EUA) aprovou o uso do primeiro mamógrafo digital em campo total, o *Senographe 2000D*, produzido pela *General Electrics Medical Systems* (GE). A superioridade dos sistemas digitais sobre o tela-filme, em termos da visualização de microcalcificações e de objetos de baixo contraste, é demonstrada na Figura 6. Observa-se pela imagem que com o sistema digital há uma maior faixa de densidade ótica útil, portanto, maior latitude do sistema.



**Figura 6.** Imagem de um padrão de teste em forma de cunha feitas com sistema tela-filme (a) e sistema digital (b). Fonte: COWEN *et al.*, 1997.

## 2.2 Princípios de funcionamento do mamógrafo

Os equipamentos de raios-X para mamografia consistem em um tubo de raios-X acoplado a um sistema de compressão da mama, grade móvel, sistema de controle automático da exposição e tubo com micro-foco para técnicas de ampliação. A Figura 7 mostra um esquema com a disposição de alguns dos principais componentes de um mamógrafo.

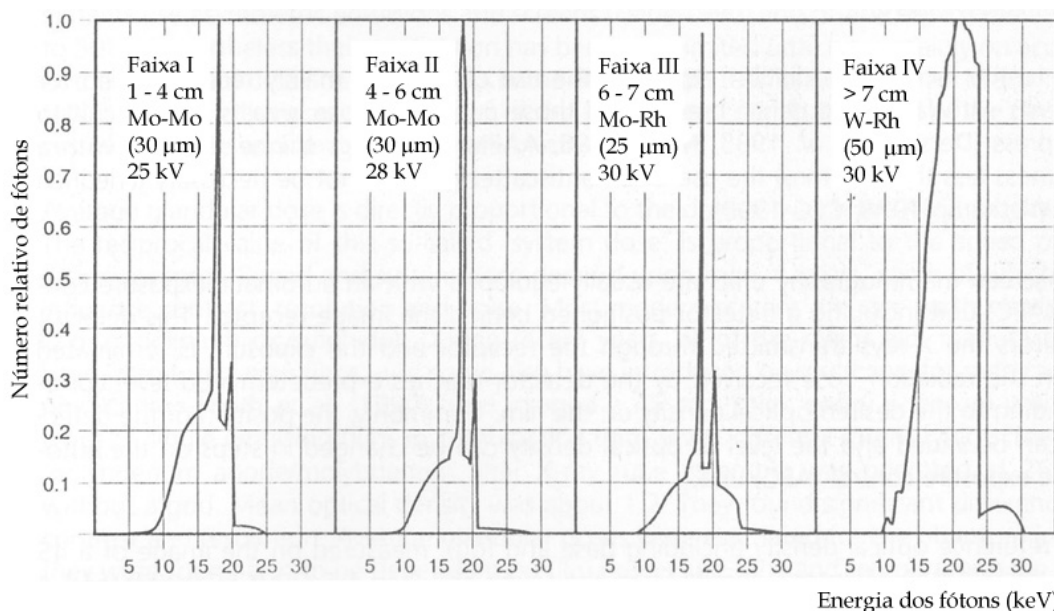


**Figura 7. Esquema do mamógrafo mostrando seus principais componentes.**

Os mamógrafos são normalmente construídos usando tubos com anodo de tungstênio (W), molibdênio (Mo) ou ródio (Rh) associados a filtros de ródio ou molibdênio. A combinação anodo-filtro mais usada é o molibdênio-molibdênio (Mo-Mo) que produz o espectro de energia mais utilizada para otimizar a qualidade da imagem e a dose (IPSM, 1994). Tubos com alvo de molibdênio e filtração adicional de molibdênio são caracterizados por espectros com picos característicos de transições da camada K para as camadas L, M e N com energias variando entre 17,135 keV e 20,001 keV (NIST, 2004). Utilizando o filtro de molibdênio, com pico de absorção K em 20,009 keV, os raios-X com energias acima do pico de absorção são mais fortemente atenuados que os raios-X com energias imediatamente abaixo.

Escolhendo o filtro apropriado, as características do espectro podem ser modificadas de modo a melhor se adequar às características de cada paciente. A Figura 8 mostra as combinações anodo-filtro, tensão do tubo e respectivos espectros recomendados pela Comissão Européia (CEC, 1996) para diferentes faixas de espessuras de mama comprimida. Outros materiais com picos de absorção K na faixa de mamografia podem ser empregados como filtros para otimizar a relação dose-qualidade da imagem para mamas com diferentes espessuras, entre eles o zircônio (18,0 keV), nióbio (19,0 keV), rutênio (22,1 keV), ródio (23,2 keV), paládio (24,3 keV) e a prata (25,5 keV).

Com a crescente utilização da mamografia digital, combinações anodo-filtro alternativas como W-Pd (paládio), W-Ag (prata), W-Al (alumínio) vêm sendo estudadas visando à redução da dose paciente (BOONE, 2002).

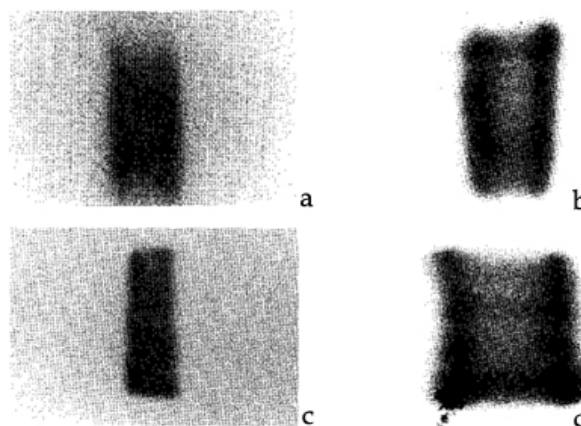


**Figura 8. Espectro da radiação recomendados para cada faixa de espessura comprimida. Fonte: CEC, 1996.**

O tamanho, geometria e distribuição de intensidade na imagem do ponto focal são importantes parâmetros na mamografia devido à necessidade de uma melhor resolução espacial em relação à radiografia convencional. Em geral é desejável um ponto focal com pequenas dimensões e uma distância foco-paciente grande de forma a reduzir o borramento geométrico introduzido na imagem. A geometria e a distribuição de intensidade na imagem do ponto focal, mostrados na Figura 9, também influenciam nas características de resolução do sistema. NICKOLOFF *et al.* (1990), em um estudo sobre a influência do ponto focal na qualidade da imagem, encontrou que entre pontos focais de tamanhos equivalentes, aqueles com maior intensidade no centro (Figura 9-a) apresentavam uma melhor qualidade da imagem que aqueles com distribuição uniforme (Figura 9-c) ou com distribuição em faixas laterais (Figura 9-b e Figura 9-d).

Os equipamentos de mamografia possuem geralmente dois pontos focais: grosso e fino; com diferentes tamanhos (por exemplo, 0,3 x 0,3 mm ou 0,1 x 0,1 mm). Focos grossos permitem operar em produto corrente-tempo (mAs) tipicamente entre 41 e 250 mAs, enquanto que os focos finos requerem baixos valores de mAs, tipicamente entre 10 e 40 mAs, devido às

limitações do aquecimento do anodo. Focos finos possibilitam melhor resolução espacial e são usados em técnicas de ampliação de uma região pequena da mama.



**Figura 9. Variação da intensidade e da geometria de quatro imagens de pontos focais de equipamentos usados para mamografia. Fonte: NICKOLOFF *et al.*, 1990.**

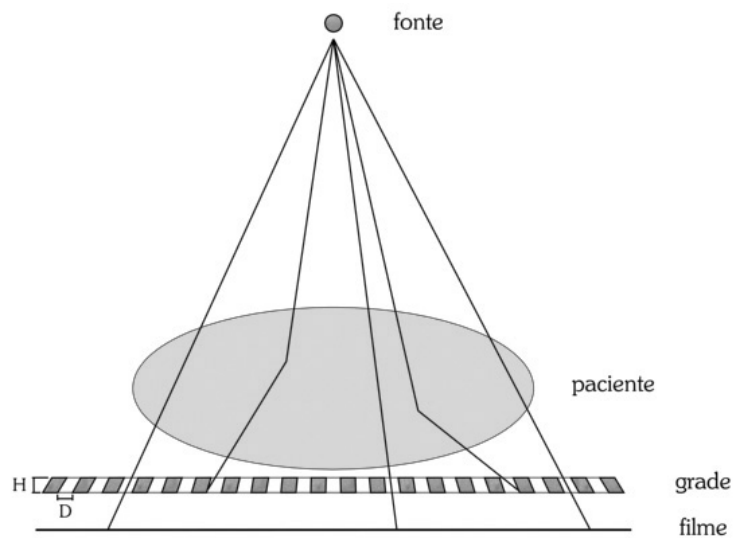
Para avaliar o tamanho do ponto focal são feitas imagens de um Padrão de Furos ou de Ranhuras nas direções perpendicular e paralela ao eixo do tubo. As imagens obtidas são analisadas com um densitômetro para obter a distribuição da intensidade no ponto focal. Através da transformada de Fourier dessa distribuição, é obtida a função de transferência modular MTF (*modulation transfer function*), que é uma medida fundamental da resolução do sistema (SIEMENS, 1990). Segundo o *Institute of Physical Sciences in Medicine* (IPSM, 1994), embora seja difícil obter uma imagem confiável do tamanho do ponto focal, a distribuição de intensidades e o formato da imagem obtida podem fornecer informações sobre o tempo de vida do tubo.

A maioria dos protocolos de qualidade, entre eles a Resolução n. 64 (MS, 2003) e o Protocolo Europeu de Qualidade (CEC, 2001) adotam os valores limites recomendados pelo *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA), mostrados na Tabela 2.

**Tabela 2. Máximas dimensões do ponto focal efetivo, segundo o NEMA (FDA, 2002).**

| Tamanho nominal do ponto focal (mm) | Máximas dimensões |                  |
|-------------------------------------|-------------------|------------------|
|                                     | Largura (mm)      | Comprimento (mm) |
| 0,10                                | 0,15              | 0,15             |
| 0,15                                | 0,23              | 0,23             |
| 0,20                                | 0,30              | 0,30             |
| 0,30                                | 0,45              | 0,65             |
| 0,40                                | 0,60              | 0,85             |
| 0,60                                | 0,90              | 1,30             |

É freqüente o uso da grade em mamografia a fim de melhorar o contraste da imagem pela redução da radiação espalhada no interior da mama. A Figura 10 mostra o esquema de funcionamento da grade, cuja finalidade é impedir que a radiação espalhada no paciente sensibilize o filme. As linhas da grade não aparecem na imagem devido ao seu movimento. As grades aumentam a dose para o paciente, já que é necessário aumentar a exposição para compensar a absorção da radiação. As doses, no entanto, são aceitáveis e a melhora do contraste é significativa. A dose aumenta com o aumento do fator da grade, que é definido como a razão entre a espessura da lâmina da grade, “H” na Figura 10, pela distância entre as lâminas “D”. Equipamentos de mamografia são equipados com grades móveis com fatores de grade 5:1, 4:1 ou 3:1. A Figura 11 mostra uma grade linear móvel típica de um mamógrafo. Uma grade linear pode ser construída com lâminas de chumbo e madeira ou chumbo e fibra. Existem também grades celulares feitas de cobre, como as usadas nos equipamentos Lorad (Lorad, Danbury, Connecticut).



**Figura 10.** Esquema em corte mostrando a radiação espalhada sendo absorvida pelas linhas da grade, enquanto o feixe primário de radiação atravessa a grade e atinge o filme.



**Figura 11. Foto da grade anti-difusora.**

REZENTES *et al.* (1999) compararam três tipos de grades: a) linear, com fator da grade 3,7, feita com chumbo e madeira; b) linear, com fator da grade 5,0, feita com chumbo e fibra; e c) celular, com fator da grade 3,8, feita com cobre e ar. Quanto à qualidade da imagem, seus resultados mostraram uma melhora de 5 a 10% no contraste para a grade celular, em comparação com as grades lineares. Também foi constatada a possibilidade de melhorar o contraste através da retirada da tampa de fibra de carbono (ver Figura 7) quando esta não for necessária, como nas técnicas de ampliação. Na técnica de ampliação a mama é colocada sobre um suporte de acrílico, distante do receptor de imagens de forma que a pouca radiação espalhada atinge o filme. Problemas relacionados com a grade em sistemas com distância foco-filme fixa são: 1) grade fora de nível ou 2) grade fora do centro. Esses problemas resultam em marcas horizontais no filme.

Os equipamentos de mamografia geralmente possuem sistema de controle automático da exposição (AEC<sup>4</sup>) que consiste basicamente de um detector de radiação posicionado abaixo do receptor de imagens, como mostra a Figura 12, cuja finalidade é o de controlar o tempo de irradiação. 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 ótica desejada no filme.

---

<sup>4</sup> AEC, do inglês *Automatic Exposure Control*.





**Figura 12. Detector de estado sólido usado no sistema de controle automático da exposição.**

Os detectores podem ser de três tipos:

- câmara de ionização
- cintilador com tubo fotomultiplicador
- semicondutor

Os mamógrafos devem possuir um sistema de ajuste da posição do detector para acomodar mamas com diferentes tamanhos de forma que o sensor seja sempre colocado sob a parte mais densa da mama.

Além do controle automático da exposição, alguns sistemas são equipados com o Controle Automático da Qualidade do Feixe ou modo AUTOKV (YOUNG *et al.*, 1997). Esses aparelhos iniciam a exposição em 25 kV e aumentam gradativamente a tensão em incrementos de 1 kV, durante a exposição da paciente, se o sistema estimar que o produto corrente-tempo determinado pelo técnico irá ser excedido. Com o uso desse sistema foram verificadas reduções na dose paciente em pacientes com mamas maiores que 70 mm em relação à técnica de tensão fixa (28 kV) usada nos procedimentos do Reino Unido (YOUNG *et al.*, 1997).

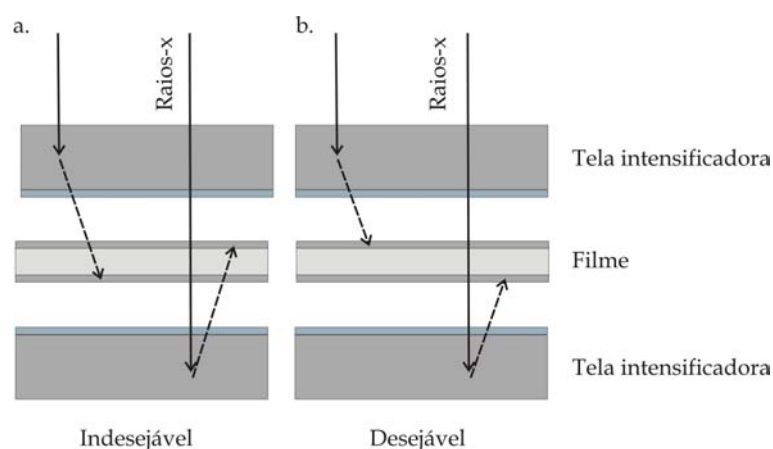
Como já citado, a compressão da mama é ponto fundamental no exame por mamografia uma vez que seu uso impede o movimento da mama que causaria o borramento da imagem. Além disso, a compressão separa tecidos sobrepostos que poderiam ficar ocultos na imagem, permite obter densidades óticas no filme mais homogêneas, aumenta o contraste da imagem pela diminuição da radiação espalhada e diminui a dose paciente por causa da menor espessura irradiada (BUSHONG, 1997).

Um sistema de compressão ainda pouco difundido, o *MaxView Breast Positioning Systems*, da Planmed Inc., comprime e traciona a mama para frente usando duas folhas descartáveis de poliéster. Isso possibilita uma visualização adicional de 10 a 20 mm,

equivalente a aproximadamente 30% mais tecido numa mama pequena e até 15% numa mama de tamanho médio (PLANMED, 2002).

Segundo as normas brasileiras, a força máxima aplicada entre as placas compressoras deverá estar entre 11 e 18 kgf (108 e 177 N) (MS, 1998). A comissão européia (CEC, 2001) estabelece valores um pouco maiores, entre 130-200 N e a FDA (2002) entre 111 e 200 N. Além disso, segundo a Comissão Européia (CEC, 2001), a compressão deverá permanecer inalterada por pelo menos um minuto.

Telas intensificadoras e filmes foram desenvolvidos especificamente para mamografia. A Figura 13 mostra o esquema de um sistema de receptor de imagens composto de duas telas intensificadoras e um filme com emulsão em ambos os lados. Observa-se que nesta configuração pode ocorrer a sensibilização do filme devido à luz emitida de ambos os lados, o que contribui para reduzir a resolução espacial. Para eliminar este efeito, na mamografia são geralmente usados filmes com emulsão em um lado apenas e chassi com tela intensificadora apenas em um lado. Embora a dose seja até duas vezes maior, esse procedimento é justificado pela melhora na qualidade da imagem.

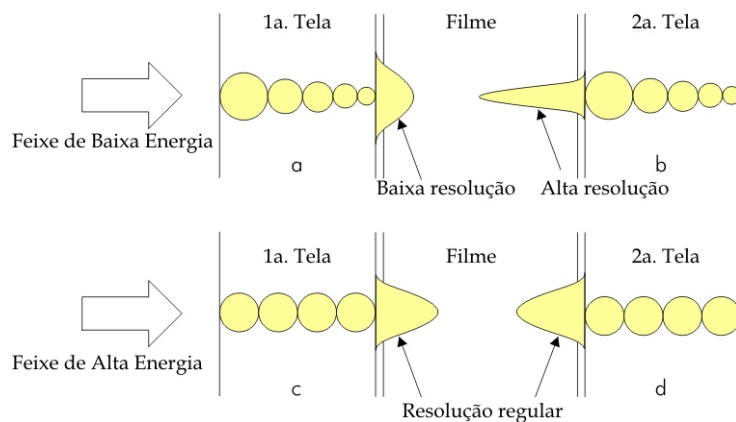


**Figura 13. Esquema da sensibilização da emulsão pela tela adjacente e oposta, reduzindo (a) e melhorando (b) a resolução espacial. Adaptado de SIEMENS, 1990.**

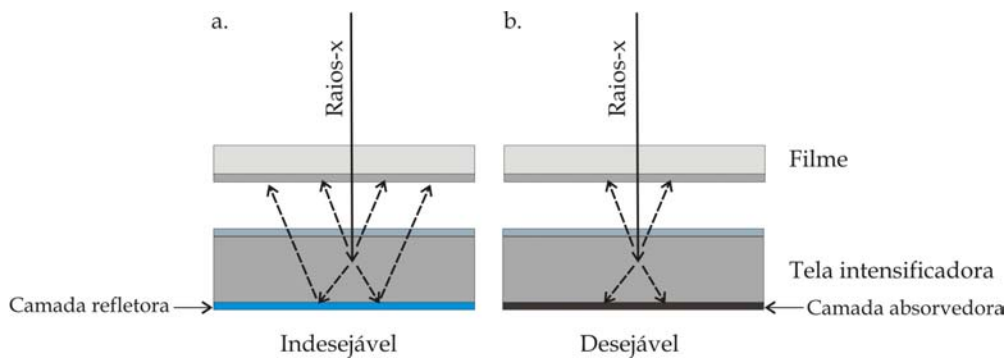
Além disso, a resolução espacial é melhorada quando o filme é colocado entre o tubo e a tela, uma vez que há maior interação dos raios-X com a superfície de entrada da tela (BUSHONG, 1997). A Figura 14 mostra um esquema da distribuição da emissão de luz para altas e baixas energias, usando-se duas telas com a mesma espessura. Em baixas energias, a radiação incidente na tela sofre atenuação de forma que a maior parte da luz emitida pela tela é proveniente da superfície de entrada da tela, representado pelos círculos maiores em (Figura 14-a e b). A emissão da luz longe do filme (Figura 14-a) implica numa maior difusão da luz

dentro da tela resultando numa menor resolução da imagem. Por outro lado, em energias maiores a atenuação da tela é menos significativa resultando em emissões de luz mais uniformes ao longo da espessura da tela (Figura 14-c e d).

Outra maneira de melhorar a resolução espacial é remover a luz refletida na base da tela para que não incida no filme, conforme mostra a Figura 15. Para isso as telas intensificadoras devem possuir uma camada que absorva a luz refletida sobre suas bases (Figura 15-b). Esta característica das telas reduz a velocidade<sup>5</sup> do sistema e conseqüentemente a densidade ótica do filme, porém aumenta a resolução da imagem.



**Figura 14. Esquema da distribuição da emissão de luz em telas com mesma espessura para baixa e alta energia de raios-X (a-d). Adaptado de SIEMENS, 1990.**



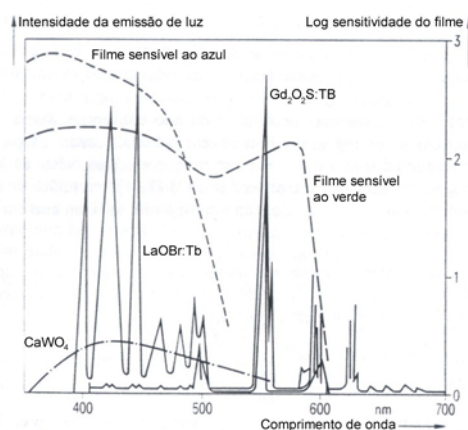
**Figura 15. Esquema mostrando a redução da resolução espacial devido à reflexão no suporte da tela intensificadora (a) e a melhora da resolução espacial quando é usada uma camada absorvedora (b). Adaptado de SIEMENS, 1990.**

Por outro lado, é importante que a luz emitida pela tela intensificadora tenha um comprimento de onda na faixa sensível dos filmes radiográficos a fim de garantir a absorção

<sup>5</sup> A velocidade de um sistema tela-filme é definida com o inverso da exposição em roentgens necessária para produzir uma densidade ótica igual a 1,0 acima da base+vêu (CHRISTENSEN, 1990).

pelo filme. A Figura 16 mostra o espectro de emissão de três telas intensificadoras e a faixa de sensibilidade dos seus filmes correspondentes. Os fabricantes de telas têm a preocupação de torná-las universais para que possam ser usadas com o maior número de filmes possíveis (SIEMENS, 1990). Filmes para mamografia sensíveis na faixa azul estão sendo substituídos por filmes sensíveis ao verde, usados com telas de terras-raras emissoras no verde, como o oxissulfeto de gadolínio ( $Gd_2O_2S$ ).

Alguns cuidados devem ser tomados a fim de reduzir o número de artefatos na imagem e prolongar a vida útil das telas. É recomendada sua limpeza semanal (MS, 1998) com uma solução anti-estática apropriada ou ocasionalmente com álcool isopropílico 70-90% (EASTMAN KODAK COMPANY, 2002).



**Figura 16. Espectro de emissão das telas  $CaWO_4$ ,  $LaOBr$  e  $Gd_2O_2S$  e a faixa de absorção dos filmes correspondentes. Adaptado de SIEMENS, 1990.**

## 2.3 Processamento da imagem

A qualidade das imagens radiográficas é fortemente influenciada pelo processo de revelação do filme. O processo de revelação é basicamente composto de quatro etapas: revelação, fixação, lavagem e secagem.

A radiação ionizante incidindo sobre um filme produz partículas carregadas que convertem grãos de prata  $Ag^+$  em  $Ag$ . Alguns desses átomos de  $Ag$  em um grão do filme (um grão contém cerca de  $10^{10}$  íons  $Ag^+$ ) formam a imagem latente (ATTIX, 1986). Amplificando a imagem latente no filme por um fator de até 100 milhões de vezes, a revelação produz uma imagem visível de prata metálica (CHRISTENSEN *et al.*, 1990). Como o grão que não contém a imagem latente pode ser reduzido pelo revelador, mas a uma taxa menor, o tempo e a temperatura são parâmetros fundamentais no processo de revelação. Pequenas variações de temperatura podem alterar significativamente a qualidade da imagem na mamografia.

O revelador é uma substância alcalina, com pH tipicamente entre 10 e 11,5 (CHRISTENSEN *et al.*, 1990). Em meios alcalinos, o agente revelador reage com o oxigênio do ar. Os íons de brometos liberados pela redução dos íons de prata passam para a solução, limitando sua vida útil. Com o uso da solução reveladora, os agentes reveladores são consumidos e em troca são depositados íons de hidrogênio e brometos.

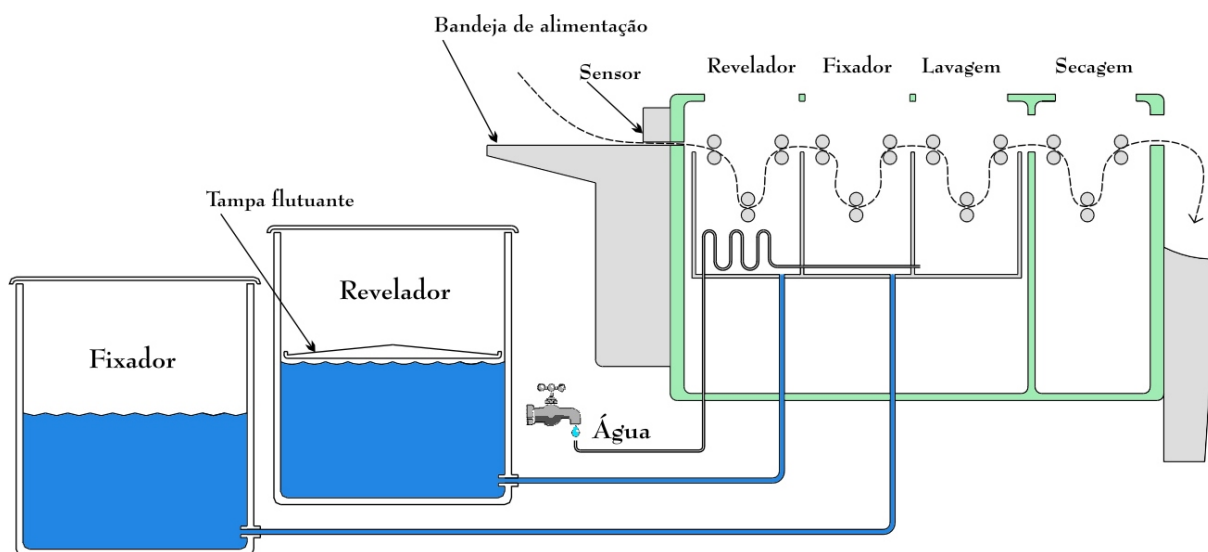
Já o fixador é composto por um sal de tiosulfato de amônia em solução, substância que tem a função de endurecer a gelatina. Também deve conter ácidos e estabilizadores para manter um pH ácido (CHRISTENSEN *et al.*, 1990). Sua função principal é remover os haletos de prata sem danificar a imagem formada pela prata metálica.

Um filme não fixado completamente tem uma aparência “leitosa”, resultado da dispersão da luz transmitida por cristais de iodo-brometo de prata que não foram dissolvidos na emulsão (CHRISTENSEN *et al.*, 1990).

Depois de revelado e fixado, o filme deve ser bem lavado com água para remover os agentes químicos ainda presentes. Uma lavagem incompleta resultará num escurecimento do filme com o tempo.

Por fim, o filme é secado. A temperatura de secagem depende de condições locais de temperatura e umidade relativa, mas deverá ser a mais baixa capaz de oferecer uma secagem adequada.

Na mamografia, assim como na radiografia convencional, são utilizadas processadoras de filme automáticas. A produção de imagens de alta qualidade requer que as condições de operação da processadora estejam em conformidade com as recomendações do fabricante (FDA, 2002; MS, 1998), estabilizada e exclusiva para filmes de mamografia. Uma processadora automática é composta pelos sistemas de transporte do filme, controle de temperatura, circulação, reforço e secagem, conforme mostra a Figura 17.



**Figura 17. Esquema de funcionamento da processadora automática.**

O sistema de transporte tem início ao se inserir o filme na bandeja de alimentação da processadora. A partir daí, um conjunto de rolos conduz o filme através dos tanques da processadora. Um sensor na entrada controla a taxa de reposição do revelador e fixador em função da área do filme ou da quantidade de filmes inseridos. O sistema de transporte afeta diretamente o processamento do filme através do tempo em que o filme passa mergulhado em cada tanque. As processadoras normalmente possuem três tanques internos, com cerca de 9L cada, nos quais o filme mergulhado: o revelador, fixador e lavagem. Os tanques internos do revelador e do fixador são conectados a dois tanques externos, com 36L ou 72L, contendo respectivamente revelador e fixador não contaminados com os subprodutos do processo de revelação. O tanque interno de lavagem é preenchido com água corrente limpa que ao entrar na processadora passa por uma serpentina através do tanque do revelador. Essa serpentina, junto com uma resistência, serve para resfriar e aquecer, respectivamente, o revelador a fim de manter estável a temperatura de revelação.

As taxas de reposição do revelador e do fixador variam de acordo com o uso da processadora e do tipo de filme revelado. Nas processadoras Kodak, a taxa de reposição do revelador pode variar desde 25 ml por filme, para o Min-R 2000 de dimensões 18 x 24 cm, usando 7,5 filmes/h, até 70 ml por filme, para o Min-R M de dimensões 18x24 cm e usando 14 filmes/h. Para otimizar a taxa de reposição, KIMME-SMITH *et al.* (1997) sugerem a monitoração da concentração dos íons de brometo. Através desse controle mais rigoroso é possível obter um sistema mais estável.

O elevado padrão de qualidade na mamografia requer limpezas freqüentes da processadora a fim de reduzir a quantidade de artefatos na imagem. É uma prática comum

eliminar os produtos químicos nos tanques internos em cada manutenção. Em um dos seus relatórios técnicos (EASTMAN KODAK COMPANY, 1994), a Kodak recomenda a recolocação do revelador na processadora após a manutenção, contanto que os índices sensitométricos permaneçam dentro dos seus limites de tolerância.

## **2.4 Formação da imagem em mamografia**

Para compreender a imagem produzida em mamografia, é importante discutir inicialmente a anatomia da mama.

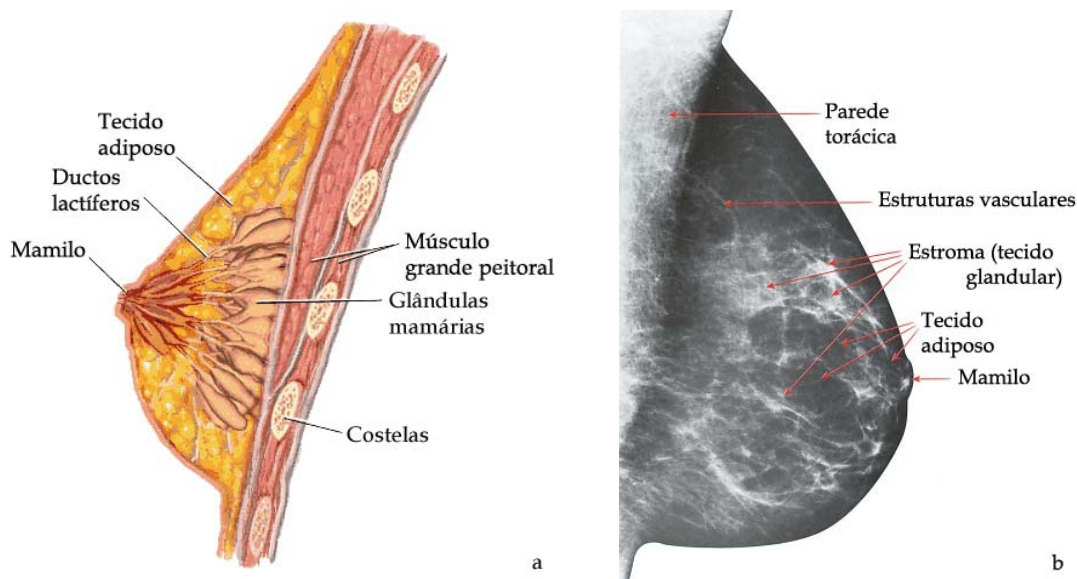
### **2.4.1 Anatomia e desenvolvimento da mama**

A mama, uma glândula sudorípara altamente modificada, é composta, basicamente, por três tipos de tecido: fibroso, glandular e adiposo. Cerca de 15 a 20 lobos de tecido glandular são fartamente conectados por tecidos conjuntivos fibrosos. Tecidos gordurosos subcutâneos rodeiam a mama a fim de proporcionar um suporte estrutural aos elementos glandulares. A porção central é predominantemente glandular e a periférica é quase toda ocupada por gordura. Faixas fibrosas de tecido conjuntivo, descritas por Cooper (*apud* BLAND e COPELAND III, 1998), fazem uma ligação entre a camada profunda da fáscia superficial e a pele. A Figura 18-a mostra um esquema da distribuição das estruturas da mama e a imagem radiográfica dessas estruturas Figura 18-b.

Cada um dos 15 a 20 lobos, derivadas de glândulas sudoríparas modificadas, termina em um ducto lactífero (2 a 4 mm de diâmetro), o qual se abre em orifício constringido (0,4 a 0,7 mm de diâmetro) com entrada na ampola do mamilo (BLAND e COPELAND III, 1998).

Na maturidade, a mama assume uma forma cônica protuberante com uma base aproximadamente circular. Com a estimulação hormonal que acompanha a gravidez e a lactação, o órgão aumenta de volume e densidade e assume uma forma mais pendular.

Com a menopausa, há uma involução dos elementos glandulares. A densidade do tecido fibroso em redor aumenta e o tecido conjuntivo de sustentação é substituído por tecido adiposo. A substituição gradativa inicia-se pelos quadrantes inferiores da mama e termina pelo quadrante superior externo.



**Figura 18. (a) Esquema das principais estruturas da mama e (b) a imagem radiográfica destas estruturas.**

Com o envelhecimento, há aumento progressivo da gordura e diminuição das estruturas de suporte, dando início à perda de densidade, forma e configuração. Ao fim do período da procriação, a mama regride, o tecido glandular retrocede e o tecido adiposo eventualmente desaparece.

Durante a vida da mulher, a glândula mamária passa por um processo de maturação e transformação das estruturas que a compõem, associadas a faixa etária, o que altera as características radiográficas da mama. Daí a importância do adequado funcionamento do Sistema de Controle Automático da Exposição para se obter uma imagem da mama com densidade ótica adequada.

### ***Estruturas de interesse***

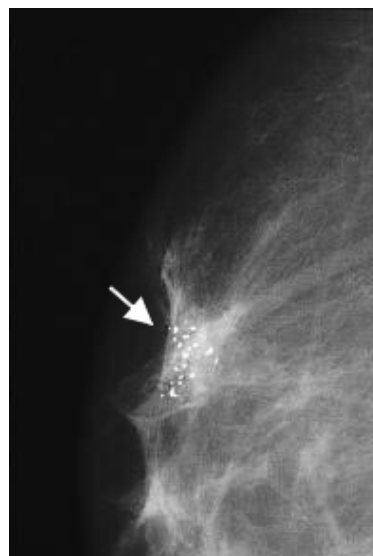
Os tipos de estruturas de interesse clínico são nódulos, distorção da arquitetura do tecido glandular, densidade assimétrica e outros achados. Um nódulo na mama é um achado físico comum na mulher, sendo que cerca de 70% dos pacientes com queixas mamárias não apresentam evidências de patologia. Os nódulos variam em tamanho desde alguns milímetros até vários centímetros. Elas possuem aproximadamente a mesma densidade que os tecidos glandulares e são mais densos que o tecido adiposo, como mostra a Figura 19. Um carcinoma ductal com 3 mm de espessura numa mama com 42 mm de espessura possui um contraste de somente 1,3% que é aproximadamente o limite de detecção dos sistemas tela-filme (IPSM, 1994).





**Figura 19. Mamografia de uma mama densa mostrando um nódulo mamário. O contraste é significativamente maior quando o nódulo localiza-se em meio adiposo.**

A anormalidade com maior possibilidade de ser maligna é o nódulo associado a microcalcificações, cuja presença aumenta a probabilidade do nódulo ser maligno de 13% para 29% (ABELOFF et al., 2000). A Figura 20 mostra a imagem de uma mama apresentando microcalcificações. A presença de microcalcificações é o motivo principal para indicação da biópsia em 45% dos casos. As microcalcificações mais características associadas a nódulos malignos apresentam-se linear, pequena (menor que 1mm em diâmetro), não-uniforme e agregada. Entre 20 e 25% dos nódulos com microcalcificações agregadas são câncer positivas (ABELOFF et al., 2000).



**Figura 20. Mamografia mostrando distorção da arquitetura do tecido glandular com microcalcificações pleomórficas de permeio.**

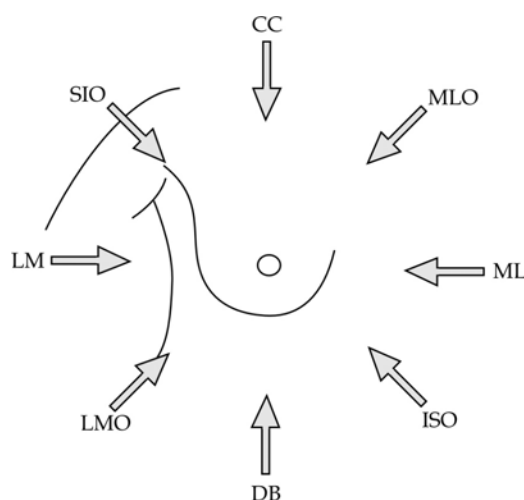
Os nódulos, microcalcificações e tecidos glandulares possuem características radiográficas bem distintas. Parâmetros diferentes, tais como resolução em baixo ou alto contraste, deverão ser usados para avaliar a clareza como que as diferentes estruturas são representadas na imagem.

### 2.4.2 Tipos de incidência e posicionamento da mama

O posicionamento correto do paciente é um aspecto crítico na mamografia já que nódulos podem não ser visualizados se grandes volumes da mama não forem incluídos na imagem.

No exame de mamografia, em geral, são obtidas duas projeções de cada mama tanto para estudos de rastreamento quanto para uma avaliação diagnóstica. As duas incidências permitem separar estruturas que poderiam se sobrepor em uma incidência. A Figura 21 mostra o esquema das incidências possíveis.

A projeção mamográfica mais útil é a oblíqua mediolateral (OML), pois permite uma imagem da mama desde o ápice da axila até o sulco infra-mamário (KOPANS, 1998). Um estudo OML corretamente posicionado deve mostrar o músculo peitoral obliquamente da metade superior da imagem até o eixo do mamilo. Idealmente, o mamilo deve ser projetado em perfil para não o confundir com um nódulo, como também para não confundir um nódulo verdadeiro com o mamilo.



**Figura 21.** Esquema da direção do feixe de radiação nas incidências usadas na mamografia. CC, craniocaudal; OML, oblíqua mediolateral; ML, mediolateral; OIS, oblíqua ífero-superior; DB, de baixo (ou caudocranial); OLM, oblíqua lateromedial; LM, lateromedial; OSI, oblíqua súpero-inferior.

A segunda incidência que deve ser obtida rotineiramente é a projeção craniocaudal (CC). Assim como na OML, o mamilo deve ser projetado em perfil.

A qualidade da imagem, avaliada através de parâmetros relacionados com o posicionamento do paciente é descrita no *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images* (CEC, 1996b). Os critérios de posição da mama têm os objetivos de maximizar os tecidos representados, eliminar as dobras de pele e obter imagens simétricas.

## **2.5 Parâmetros da imagem radiográfica**

O contraste de uma imagem radiográfica é um dos fatores básicos para a qualidade radiográfica.

### **2.5.1 Contraste radiográfico**

Chama-se de Contraste Radiográfico às diferenças de fluência de fótons chegando no receptor de imagens entre duas áreas adjacentes de uma radiografia (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983). As diferentes tonalidades de cinza formadas permitem acessar a informação contida na imagem. Os fatores que influenciam no contraste da imagem são a composição do corpo radiografado, o espalhamento da radiação no interior do corpo, a energia dos fótons incidentes e as características do filme. É importante ressaltar que na radiografia convencional, as estruturas de interesse possuem número atômico e densidades bem diferentes, o que produz imagens com alto contraste. Já na radiografia da mama, a radiação interage com músculo e gordura, estruturas com números atômicos muito próximos.

#### **a. Fatores relacionados com o paciente**

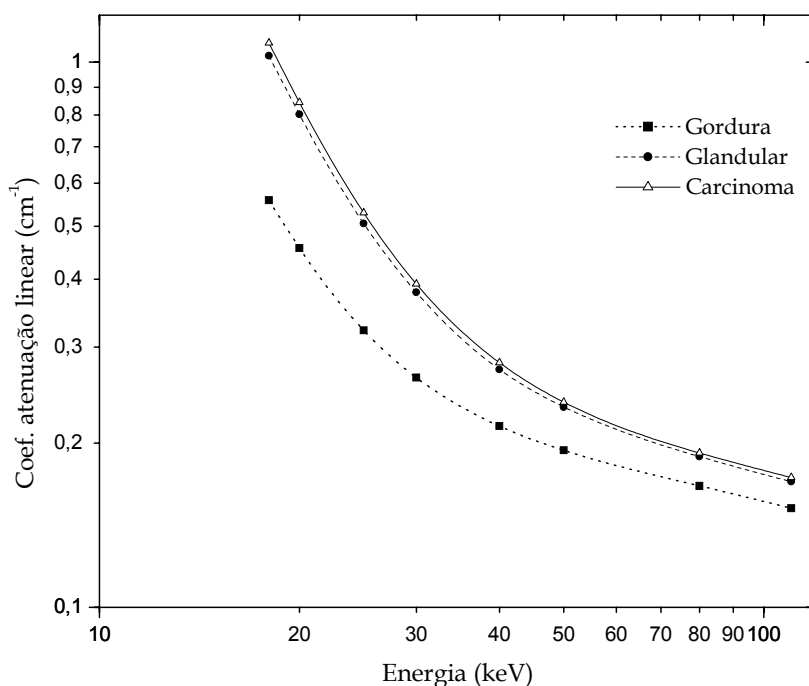
A probabilidade de interação da radiação, por efeito fotoelétrico, com um meio material é diretamente proporcional à densidade do meio e ao cubo do seu número atômico efetivo (BUSHONG, 1997). Como pode ser visto na Tabela 3, os tecidos moles possuem números atômicos efetivos e densidades similares (5,92 e 910 kg/m<sup>3</sup> para tecido adiposo e 7,4 e 1000 kg/m<sup>3</sup> para tecido muscular, respectivamente). Portanto, as técnicas adotadas são bem diferentes da radiologia convencional e visam a aumentar a probabilidade de interação por efeito fotoelétrico, ao mesmo tempo diminuindo a radiação espalhada por efeito Compton.

**Tabela 3. Valores para alguns materiais importantes na radiologia. Fonte: SIEMENS, 1990.**

| Meio material                | Nº atômico efetivo<br>Z | Densidade (kg/m <sup>3</sup> )<br>ρ |
|------------------------------|-------------------------|-------------------------------------|
| Tecido adiposo               | 5,92                    | 928 <sup>a</sup>                    |
| Tecido glandular             | -                       | 1035 <sup>a</sup>                   |
| Fibroadenoma                 | -                       | 1042 <sup>a</sup>                   |
| Carcinoma infiltrante ductal | -                       | 1044 <sup>a</sup>                   |
| Músculo                      | 7,42                    | 1000                                |
| Osso                         | 13,8                    | 1850                                |
| Pulmão                       | 7,4                     | 320                                 |
| Água                         | 6,6                     | 1000                                |
| PMMA <sup>6</sup>            | 5,85                    | 1190                                |
| Ar                           | 7,64                    | 1,3                                 |
| Alumínio                     | 13                      | 2700                                |
| Chumbo                       | 82                      | 11340                               |

<sup>a</sup> Segundo JOHNS e YAFFE (1987).

Do ponto de vista radiográfico, os tecidos glandular e conjuntivo são bastante densos, diferentemente do tecido adiposo que, por ser mais transparente à radiação ionizante, requer menor exposição à radiação. Os coeficientes de atenuação linear para os três principais tipos de tecido encontrados nas mamas são mostrados no gráfico da Figura 22.

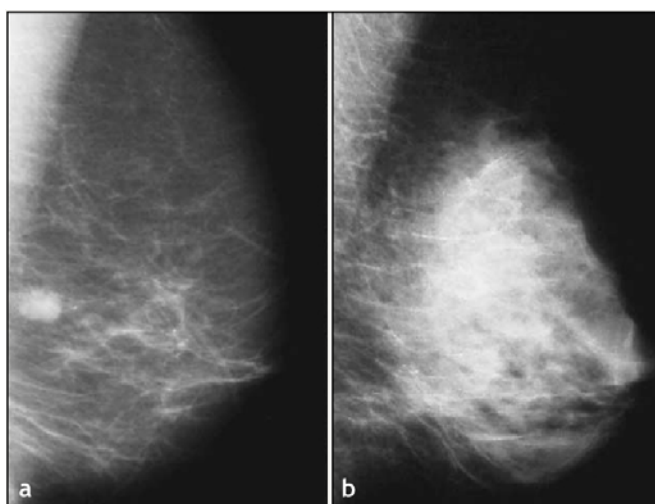


**Figura 22. Coeficientes de atenuação linear para três principais tipos de tecidos nas mamas. Fonte: JOHNS e YAFFE, 1987.**

<sup>6</sup> PMMA, polimetilmetacrilato ou acrílico.

Esta Figura evidencia como o tecido adiposo atenua menos a radiação na faixa de energia mamográfica, enquanto que o tecido glandular e o carcinoma ductal infiltrante possuem fatores de atenuação bastante semelhantes.

De fato, há evidências de que a principal causa de falsos negativos esteja relacionada com a maior quantidade de tecido glandular e conseqüentemente com a idade do paciente. A Figura 23 mostra a maior dificuldade em visualizar com precisão estruturas através da mama com alta glandularidade em relação à com baixa glandularidade. Vê-se na Figura 23-a que o nódulo possui densidade óptica próxima a do tecido glandular na Figura 23-b. Exames em mulheres com idade avançada revelaram uma maior taxa de detecção do câncer, relacionada com a predominância de tecido adiposo. Em mamas mais densas, especialmente em mulheres mais novas, o método primário de diagnóstico de nódulos palpáveis é através da ultrasonografia.



**Figura 23. Imagens evidenciando a maior facilidade de detecção de um nódulo numa (a) mama adiposa que em uma (b) mama densa. Fonte: THURFJELL, 2002.**

A relevância do fator idade nas taxas de detecção de anomalias tem motivado a discussão sobre a melhor idade para início dos exames mamográficos. No Brasil, o Instituto Nacional do Câncer (INCA) sugere que o auto-exame da mama (AEM), o exame clínico da mama (ECM) e a mamografia sejam feitos seguindo as idades indicadas na Tabela 4. A Sociedade Americana de Câncer (ACS) recomenda a seguinte política de triagem: a cada 1 ou 2 anos, em mulheres com idade entre 40 e 49 e, anualmente, naquelas com mais de 50 anos.

**Tabela 4. Recomendações do INCA (2002) para o método de diagnóstico.**

| Exame                                              | Idade (anos) | Frequência                                                                                                                         |
|----------------------------------------------------|--------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Mamografia ou mamografia + exame clínico das mamas | 50 a 69      | Anual                                                                                                                              |
| Exame clínico das mamas                            | 40 a 49      | Anual                                                                                                                              |
| Mamografia ou mamografia + exame clínico           | 40 a 49      | Anual para mulheres com risco aumentado (história familiar de mãe ou irmã com câncer ou história pregressa de hiperplasia atípica) |
| Auto-exame das mamas                               | 40 e +       | Não estimular como estratégia isolada, devendo ser estimulada nos períodos entre os exames clínicos das mamas                      |

### **b. Grades**

Para diminuir a quantidade de radiação espalhada por efeito Compton que chega ao filme, são utilizadas grades que contribuem para a melhoria da qualidade da imagem, porém implicam no aumento da dose paciente. Nos EUA, durante os anos 1985, 1988 e 1992, 64%, 81% e 86% das instituições pesquisadas pela *Nationwide Evaluation of X-Ray Trends* (NEXT), respectivamente, apresentaram padrões adequados de qualidade da imagem (SULEIMAN *et al.*, 1995). Esse aumento da qualidade da imagem, junto com um aumento da dose paciente, foram atribuídos ao crescente uso da grade.

De maneira mais direta, a melhora do contraste e o aumento da dose, estimados por REZENTES *et al.* (1999), são mostrados na Figura 24 através do Índice de Melhora do Contraste<sup>7</sup> e do Fator Bucky<sup>8</sup> para uma das grades avaliadas em função da tensão do tubo.

Um Índice de Melhora do Contraste próximo a 1,0 significa que aproximadamente o mesmo Contraste na imagem é obtido com e sem o uso da grade e, portanto, não há melhora da qualidade da imagem, mas há aumento na dose paciente. Vê-se na Figura 24 que para as espessuras na faixa de 2-3 cm há pouca vantagem no uso da grade em termos de contraste, i.e. um Índice de Melhora do Contraste próximo de 1,0, mas há um aumento na dose paciente, em consequência de um aumento de cerca de 80% do tempo de exposição (i.e. um Fator Bucky cerca de 1,8).

<sup>7</sup> O Índice de Melhora do Contraste é a razão entre os Contrastes na imagem radiográfica de determinado objeto obtido com a grade dividido pelo Contraste obtido sem a grade.

<sup>8</sup> O Fator Bucky é definido como a razão entre os tempos de exposição para produzir a mesma densidade ótica no filme, com e sem a grade.

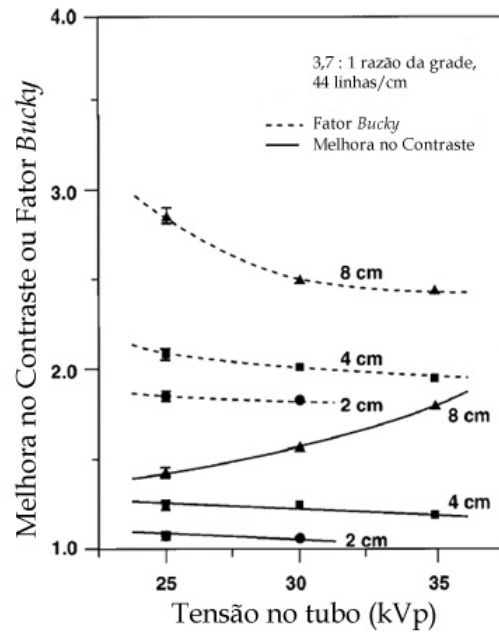


Figura 24. Índice de Melhora do Contraste e Fator Bucky para a grade linear MAM-CP (Takeuchi, Tóquio, Japão). Imagens de uma microcalcificação com dimensões 2x2 mm e 0,25mm de espessura sobre blocos de acrílico com 2, 4 e 8 cm de espessura. Fonte: REZENTES *et al.*, 1999.

### c. Fatores relacionados com o filme

Outros fatores, como as características do filme, afetam o contraste. As propriedades do filme amplificam o contraste desde que a exposição aproveite a parte linear de sua curva característica. A Figura 25 mostra as curvas características de três filmes usados em mamografia com diferentes velocidade e contraste.

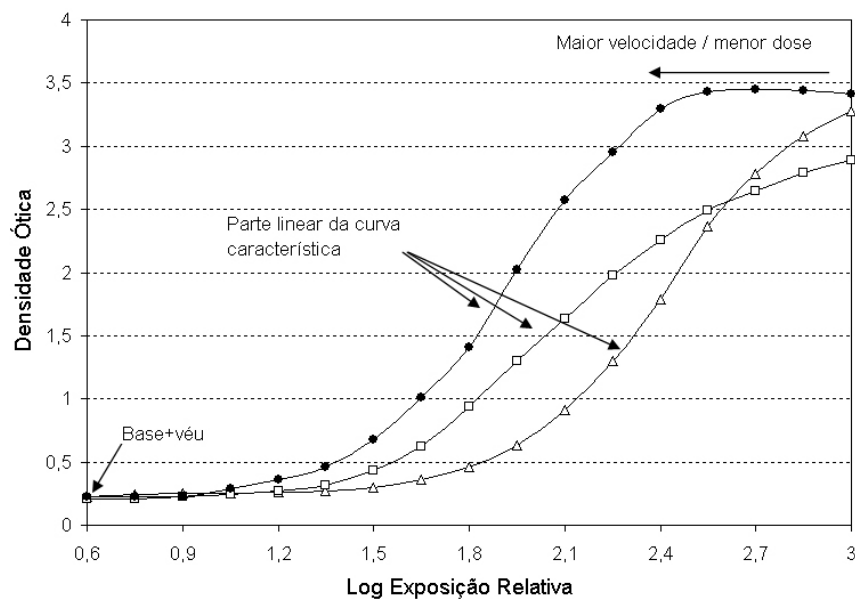


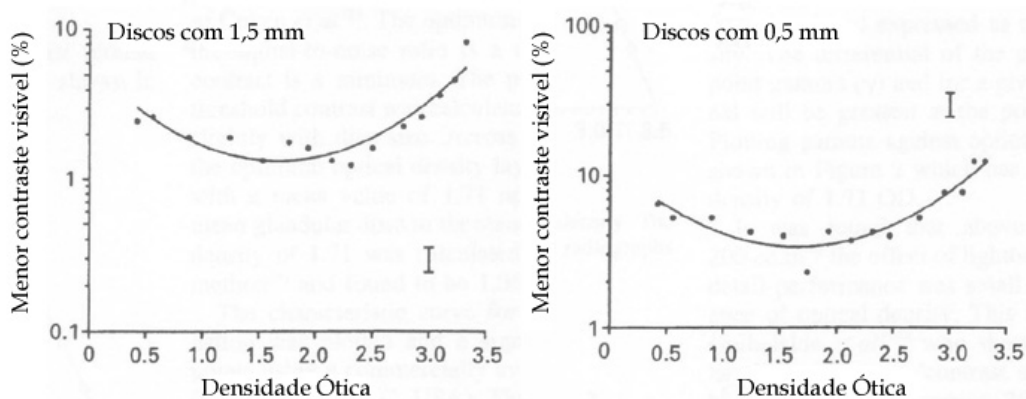
Figura 25. Curvas características de três filmes usados em mamografia com: alta velocidade e alto contraste (●), baixo contraste (□) e baixa velocidade (Δ).

O véu do filme, definido como os grãos de prata revelados sem serem expostos por luz ou radiação, e a radiação espalhada produzem uma densidade ótica indesejada que reduz o contraste do filme. O véu do filme é aumentado pelo armazenamento inadequado do filme, contaminação do revelador, tempo ou temperatura de processamento excessivos.

Pesquisas têm sido realizadas para determinar qual a densidade ótica média na região central da mama mais adequada para visualizar as estruturas de interesse clínico. O Sistema Automático de Exposição (AEC) é projetado para produzir radiografias com a mesma densidade ótica, independente da espessura e composição da mama. Uma densidade de referência, feita usando um bloco de PMMA de determinada espessura, é usada para calibrar o sistema AEC. Essa densidade ótica foi definida para aproveitar a faixa que produz o melhor contraste das estruturas de interesse.

ROBSON *et al.* (1995) usaram um objeto de testes de PMMA (40 mm de espessura) contendo discos com diferentes espessuras para estimar a densidade ótica do filme que permite a visualização da menor espessura de disco. Os autores encontraram que a faixa de densidades óticas ideal é entre 1,63 – 1,80; sendo 1,71 a média sob todas as espessuras dos objetos de baixo contraste. A Figura 26 mostra os resultados do menor contraste visível para duas espessuras de discos.

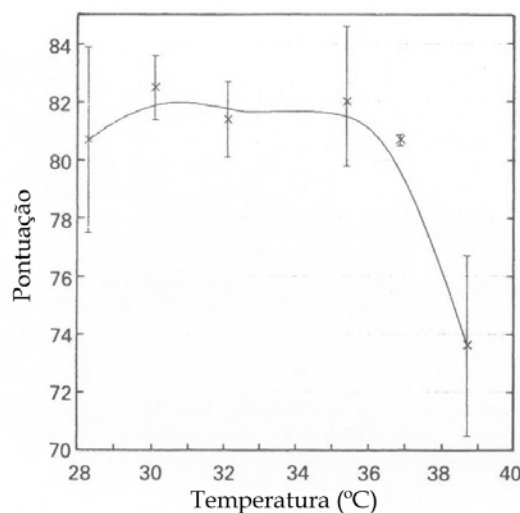
Avaliações de YOUNG *et al.* (1997b) mostraram que as taxas de detecção de cânceres pequenos (*in-situ*) em relação ao total esperado foi maior depois da adoção pelo *National Health Service Breast Screening Programme* (NHSBSP) de densidades óticas de referência entre 1,4 e 1,8 na imagem radiográfica de um bloco de PMMA com 40 mm de espessura. No Brasil, a Resolução n. 64 (MS, 2003) considera adequada uma densidade ótica maior que 1,40 medida na imagem de um bloco com 40 mm de PMMA.



**Figura 26. Relação entre percentual do menor contraste visível em função da densidade ótica do filme para duas espessuras de discos. Fonte: ROBSON *et al.*, 1995.**



A temperatura de revelação afeta diretamente o contraste nas radiografias. É esperado um aumento do ruído na imagem às altas temperaturas o que contribui para diminuir o contraste. FAULKNER e THOMPSON (1993) avaliaram a visibilidade de estruturas de baixo contraste em função da temperatura do revelador. Todos os filmes foram obtidos com os parâmetros de exposição ajustados para produzir a mesma densidade ótica ( $1,30 \pm 0,20$ ). Portanto, a dose necessária para produzir a radiografia diminui ao aumentar a temperatura de revelação. Seus resultados mostraram um decréscimo do desempenho de visualização de estruturas de baixo contraste somente a partir dos 37-38 °C (Figura 27). Portanto, foi prevista uma significativa redução na dose sem prejuízos para a qualidade da imagem.



**Figura 27. Otimização da temperatura do revelador através do contraste. Fonte: FAULKNER e THOMPSON, 1993.**

### 2.5.2 Resolução espacial e ruído da imagem

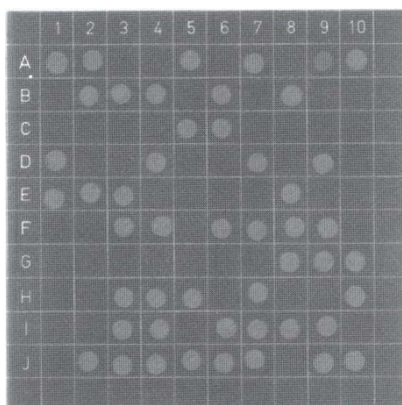
A qualidade da imagem pode ser definida em termos da capacidade de representar cada ponto do objeto como um ponto no filme. Essa representação não é perfeita, em grande parte devido à difusão da luz na tela intensificadora. Embora não exista um consenso, os parâmetros normalmente usados para avaliar a qualidade da imagem são a resolução espacial e o ruído.

A resolução espacial de um sistema pode ser avaliada pela sua capacidade de representar com fidelidade fios metálicos dispostos paralelamente com diferentes espaçamentos, medida em pares de linhas por milímetro (pl/mm). Esse parâmetro informa a capacidade do sistema em separar imagens de pequenos objetos bem próximos. Os fatores que

influenciam na resolução espacial são o tipo de filme, as dimensões do ponto focal, o tipo e fator da grade e a característica da mama (espessura e densidade).

O ruído total da imagem é composto da granulosidade do filme, ruído quântico e ruído estrutural da tela intensificadora (CHRISTENSEN *et al.*, 1990). É difícil distinguir cada uma dessas contribuições já que cada componente pode ser uma função complexa da taxa de exposição e densidade ótica (ROBSON *et al.*, 1995). O ruído tem o efeito de mascarar as estruturas com 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. Não é necessário conhecer as contribuições individuais de cada fonte de ruído, mas somente a soma de todos esses fatores.

Dessa forma, o ruído total na imagem pode ser medido através da análise das imagens de simuladores para a avaliação do contraste. A qualidade da imagem é avaliada pela capacidade de um observador reconhecer corretamente uma estrutura de baixo contraste na imagem de um simulador, como o mostrado na Figura 28.



**Figura 28. Simulador para avaliar o ruído. Fonte: SIEMENS, 1990.**

## **2.6 Garantia de Qualidade em mamografia**

O objetivo dos exames radiográficos é a obtenção de imagens das estruturas anatômicas com informações adequadas ao diagnóstico. Para tanto, necessita-se de equipamentos devidamente projetados e calibrados, de processamento da 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 final e no risco do diagnóstico incorreto ou na necessidade de repetição do exame, contribuindo para um aumento na dose paciente e no custo para a instituição. O programa de garantia de qualidade

deve ser implantado em cada instituição de modo a assegurar a produção de imagens com qualidade para o diagnóstico com a menor dose paciente.

A implantação de um programa de controle de qualidade passa por duas etapas:

1. Testes de aceitação dos equipamentos;
2. Testes periódicos, para garantir a constância de cada elemento da cadeia de formação da imagem.

Diversos protocolos de qualidade e de dosimetria, entre os quais destacam-se os protocolos da Comissão Européia (CEC, 2001), do Colégio Americano de Radiologia (ACR) e do *Acuerdo Regional de Cooperación para la Ciencia y Tecnología Nucleares en la América Latina y el Caribe* (ARCAL, 1999), descrevem os testes que devem ser efetuados nos equipamentos, bem como os limites de aceitação.

No Brasil, a Portaria 453/1998 do MINISTÉRIO DA SAÚDE (1998) estabelece o seguinte conjunto de testes necessários para o controle de qualidade de raios-X, dos sistemas de processamento e visualização da imagem:

***i) Testes semanais:***

- a) temperatura do sistema de processamento;
- b) sensitometria do sistema de processamento.

***ii) Testes mensais:***

- a) qualidade de imagem com um simulador de mama equivalente ao adotado pelo ACR.

***iii) Testes semestrais:***

- a) exatidão do sistema de colimação;
- b) contato tela-filme;
- c) alinhamento de grade;
- d) integridade das telas e chassi;
- e) condições dos negatoscópios;
- f) índice de rejeição de radiografias (com coleta de dados durante, pelo menos, dois meses).

***iv) Testes anuais:***

- a) exatidão do indicador de tensão do tubo;
- b) exatidão do tempo de exposição, quando aplicável;
- c) camada semi-redutora (CSR);
- d) alinhamento do eixo central do feixe de raios-X;
- e) rendimento do tubo;
- f) linearidade da taxa de kerma ar incidente com o mAs;
- g) reprodutibilidade da taxa de kerma ar;

- h) reprodutibilidade do sistema automático de exposição;
- i) tamanho do ponto focal;
- j) integridade dos acessórios e vestimentas de proteção individual;
- l) vedação da câmara escura.

**v) *Teste bianual:***

Valores representativos de dose dada aos pacientes em radiografia.

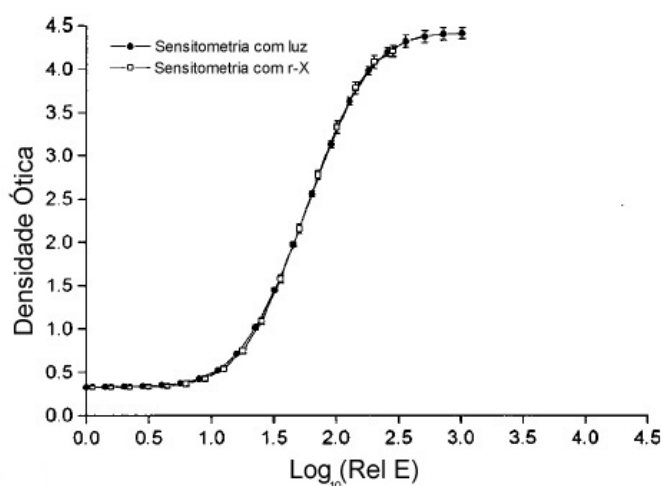
Os procedimentos para efetuar estes testes e seus limites de tolerância encontram-se descritos no anexo da Resolução n. 64 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) (MS, 2003).

Os testes diários do sistema de processamento da imagem têm por objetivo garantir a constância da qualidade do exame. De fato, variações na temperatura do processamento do filme radiográfico ou no tempo de revelação ou na qualidade dos químicos podem afetar significativamente a imagem radiográfica.

No exame de mama, o controle da processadora é um dos itens fundamentais no programa de garantia de qualidade. O processo utilizado para este controle baseia-se na medida da densidade ótica do filme usando um densitômetro. Utilizam-se os sensitômetros de luz, equipamentos que produzem feixes de luz visível com diferentes intensidades para expor o filme e obter a sua curva característica.

O controle por sensitometria é o método mais adequado para garantir a constância da processadora (NCRP, 1988; CEC, 2001). O gradiente do filme medido por sensitometria com luz visível apresenta uma boa correlação com o gradiente do filme medido pela sensitometria de raios-X (WEST e SPELIC, 2000), como mostra a Figura 29.

Qualquer alteração nas condições de revelação pode resultar em uma variação na curva característica do filme. Por exemplo, um aumento na temperatura de revelação resulta em maior escurecimento do filme e, portanto, na alteração da densidade ótica para um mesmo valor de exposição à luz. No controle diário da processadora tomam-se como referência os valores das densidades óticas dos pontos mostrados na Tabela 5.



**Figura 29.** Curva característica do filme radiográfico obtido por sensimetria com luz visível e com luz da tela intensificadora irradiada com raios-X. Fonte: WEST e SPELIC, 2000.

Para evitar variações devido à diferença de sensibilidade entre lotes dos filmes, uma caixa deve ser separada e utilizada para o programa de controle diário da processadora (FDA, 2002; IPSM, 1994; NCRP, 1988).

O controle da estabilidade do sistema consiste em monitorar índices baseados nas medidas de densidade ótica em degraus pré-estabelecidos. Os quatro índices mais relevantes são mostrados na Tabela 5.

**Tabela 5. Índices dos filmes usados no controle de rotina.**

|                       |                                                                                                                  |
|-----------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Base+vêu              | É a densidade ótica da parte do filme não-exposta, após a revelação.                                             |
| Índice de Velocidade  | É a densidade ótica no degrau mais perto da densidade ótica 1,00.                                                |
| Índice de contraste 1 | A diferença entre a densidade no degrau mais perto de 0,25 e o degrau mais perto de 2,00, excluídos a base+ vêu. |
| Índice de contraste 2 | É a diferença entre os degraus mais perto de 1,0 e 2,0, excluídos a base+vêu (IPSM, 1994).                       |

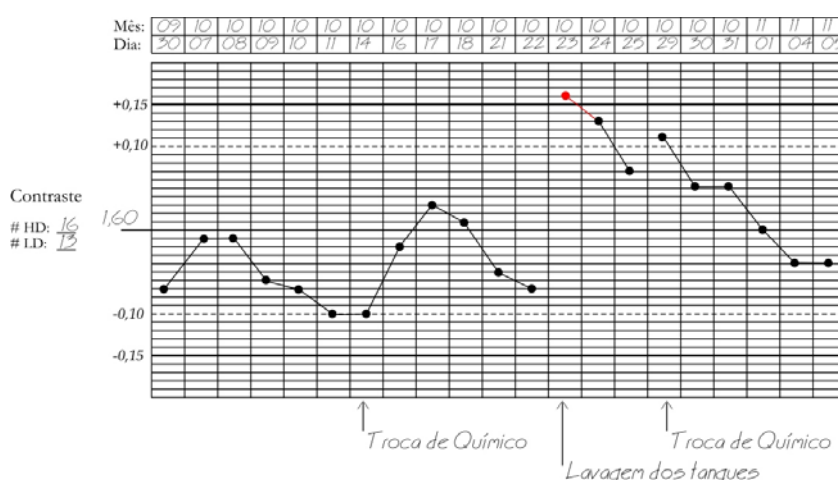
Os testes deverão ser realizados antes que qualquer imagem de paciente seja revelada (FDA, 2002). Se os índices se encontrarem fora do intervalo de tolerância, o problema deverá ser identificado e tomadas as ações corretivas para corrigi-lo. Os limites de tolerância da variação dos índices de referência variam conforme o protocolo, conforme mostra a Tabela 6.

**Tabela 6. Limites de variação dos índices de referência nos diversos protocolos de qualidade.**  
**Valores entre parênteses representam os limites desejáveis.**

| Referência               | Índice de Base+vêu (DO)   | Índice de Velocidade (DO) | Índice de Contraste (DO) |
|--------------------------|---------------------------|---------------------------|--------------------------|
| ARCAL (1999)             | $<0,20$ e $\leq \pm 10\%$ | $\leq \pm 10\%$           | $\leq \pm 10\%$          |
| MQSA (2002)              | $<0,03$                   | $\leq \pm 15\%$           | $\leq \pm 15\%$          |
| Comissão Européia (2001) | $\leq \pm 0,03$ (0,02)    | $\leq \pm 0,30$ (0,20)    | $\leq \pm 0,30$ (0,20)   |

As medidas diárias dos Índices de Controle são normalmente colocadas em um gráfico de acompanhamento como o mostrado na Figura 30. Um valor de referência para cada índice é estabelecido como a média durante os cinco primeiros dias, que neste exemplo é de 1,60. O ponto marcado em vermelho representa o valor do Índice de Contraste fora do limite de tolerância de  $\pm 10\%$ .

Após a manutenção da processadora costuma-se observar variações nos valores das densidades ópticas nos degraus de controle (EASTMAN KODAK COMPANY, 1994), conforme demonstra o ponto vermelho na Figura 30. Entretanto, estas variações normalmente não ultrapassam os limites de tolerância estabelecidos.



**Figura 30. Exemplo de uma planilha para controle sensitométrico do Índice de Contraste considerando aproximadamente  $\pm 0,10$  como desejável e  $\pm 0,15$  como aceitável.**

### 2.6.1 Indicadores de qualidade

Os indicadores do êxito do programa de qualidade são: redução no índice de rejeitos, redução no número mínimo de paradas dos equipamentos, redução da dose paciente e melhoria da qualidade da imagem.

### ***a. Índice de Rejeitos***

O acompanhamento do número de filmes rejeitados, se devidamente realizado, pode fornecer informações sobre a necessidade de manutenção no aparelho de raios-X ou na processadora de filmes, além de identificar as perdas e os custos do sistema.

São classificadas como rejeitos as radiografias que foram repetidas por apresentarem imagem inadequada ao diagnóstico ou que apresentam degradação no processo de revelação.

No entanto, como aponta a NCRP n. 99 (1988), nem todos os fatores que levam ao rejeito estão relacionados com qualidade. Se os padrões de uma instituição são baixos, pode haver uma taxa de repetição muito baixa, mas indivíduos de outra instituição poderiam condenar essas radiografias. Se existe uma ênfase excessiva na qualidade, pode ocorrer uma alta taxa de repetição para resultados que seriam aceitáveis em outras instituições. Em casos de falta de informação clínica, a exigência de repetição não deve ser considerada como perda de qualidade, não devendo esses resultados serem contabilizados como rejeitos. Uma análise formal da taxa de repetição é um processo que requer uma amostragem com pelo menos mil radiografias (NCRP, 1988). Uma dificuldade no correto levantamento do índice de rejeitos é a forte dependência com a cooperação dos técnicos e dos médicos. De acordo com a Portaria 453/1998, do MINISTÉRIO DA SAÚDE (1998), o levantamento do índice de rejeitos deve ser feito durante pelo menos dois meses a cada semestre.

Recomenda-se iniciar a análise do índice de rejeitos antes de se começar o programa de controle de qualidade a fim de estabelecer valores de referência, podendo-se assim perceber os resultados da implantação do programa de garantia de qualidade. Informações sobre as causas da rejeição devem ser registradas a fim de se proceder às devidas correções. Algumas causas de rejeição dos filmes podem ser: subexposição, superexposição, posicionamento inadequado do paciente, artefatos no filme e movimento do paciente.

### ***b. Qualidade da imagem***

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

1. Por meio da visualização de critérios anatômicos;
2. Com simuladores de mama que permitem avaliar parâmetros físicos da imagem.

A Comissão Européia elaborou um conjunto de critérios (CEC, 1996b) aos quais todas as mamografias de pacientes deverão satisfazer. Para a incidência oblíqua mediolateral estes critérios são os seguintes:

***i) Critérios relacionados com a posição***

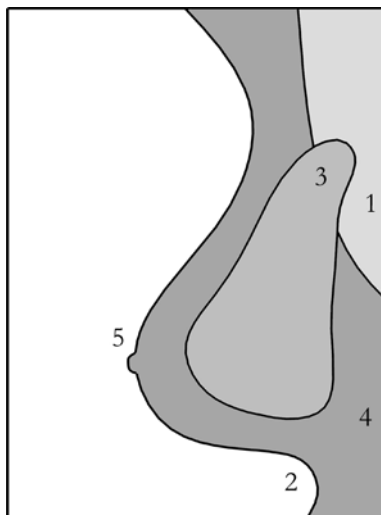
- a) músculo peitoral em ângulo correto (na posição indicada em Figura 31-1);
- b) sulco infra-mamária visualizada (Figura 31-2);
- c) nítida visualização do tecido glandular crânio-lateral (Figura 31-3);
- d) nítida visualização do tecido gorduroso retro-glandular (Figura 31-4);
- e) mamilo em perfil, sem tecido sobreposto (Figura 31-5);
- f) sem dobras de pele visíveis;
- g) imagens simétricas (esquerda e direita).

***ii) Critérios relacionados com os parâmetros de exposição***

- a) contorno da pele visível sob luz forte (quase não visível);
- b) reprodução das estruturas vasculares vistas através do mais denso parênquima (tecido glandular);
- c) reprodução nítida de todos os vasos e cordões fibrosos e borda peitoral maior (ausência de movimento);
- d) nítida reprodução da estrutura da pele (rosetas dos poros) ao longo do músculo peitoral.

***iii) Detalhes importantes***

- a) microcalcificações menores que 0,2 mm.



**Figura 31. Esquema de uma mamografia oblíqua mediolateral mostrando o (1) músculo peitoral, (2) sulco infra-mamário, (3) tecido glandular crânio-lateral, (4) tecido gorduroso retro-glandular e (5) mamilo. Fonte: CEC, 1996b.**



Quanto à incidência craniocaudal, as imagens deverão mostrar:

***i) Critérios relacionados com a posição***

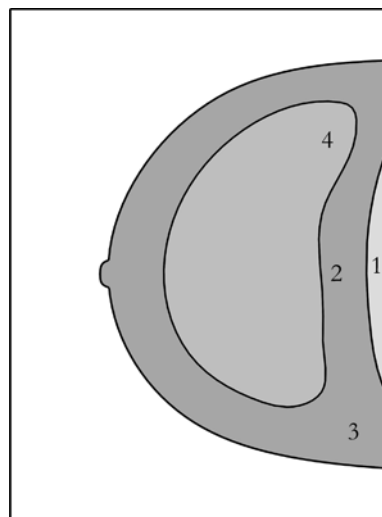
- a) músculo peitoral nitidamente visível na borda da imagem (Figura 32-1);
- b) nítida visualização do tecido gorduroso retro-glandular (Figura 32-2);
- c) nítida visualização do tecido medial (Figura 32-3);
- d) nítida visualização do tecido glandular lateral (Figura 32-4);
- e) sem dobras de pele visíveis;
- f) imagens simétricas (esquerda e direita).

***ii) Critérios relacionados com os parâmetros de exposição***

- a) contorno da pele visível sob luz forte (quase não visível);
- b) reprodução das estruturas vasculares vistas através do mais denso parênquima;
- c) reprodução nítida de todos os vasos e cordões fibrosos e borda peitoral maior (ausência de movimento);
- d) nítida reprodução da estrutura da pele (rosetas dos poros) ao longo do músculo peitoral.

***iii) Detalhes importantes***

- a) microcalcificações menores que 0,2 mm.

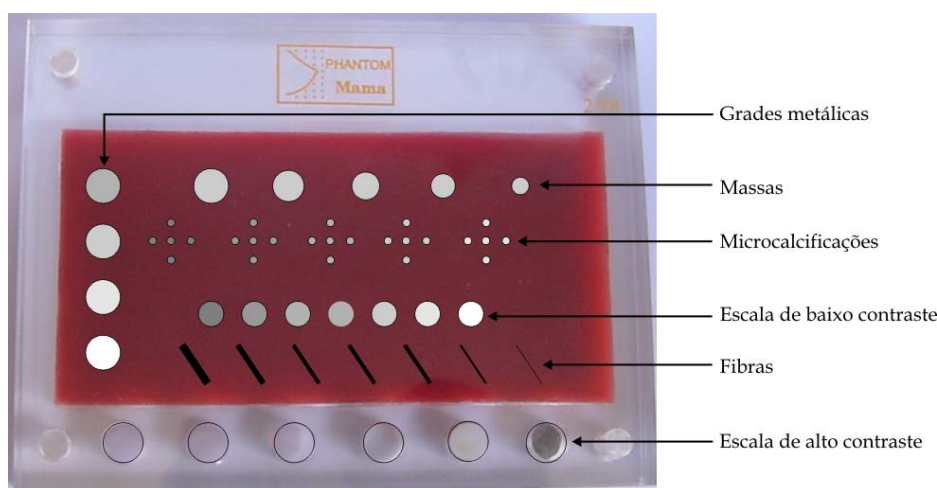


**Figura 32. Esquema de uma mamografia na projeção craniocaudal mostrando o (1) músculo peitoral, (2) o tecido gorduroso retro-glandular, (3) tecido medial e (4) tecido glandular lateral. Fonte: CEC, 1996b.**

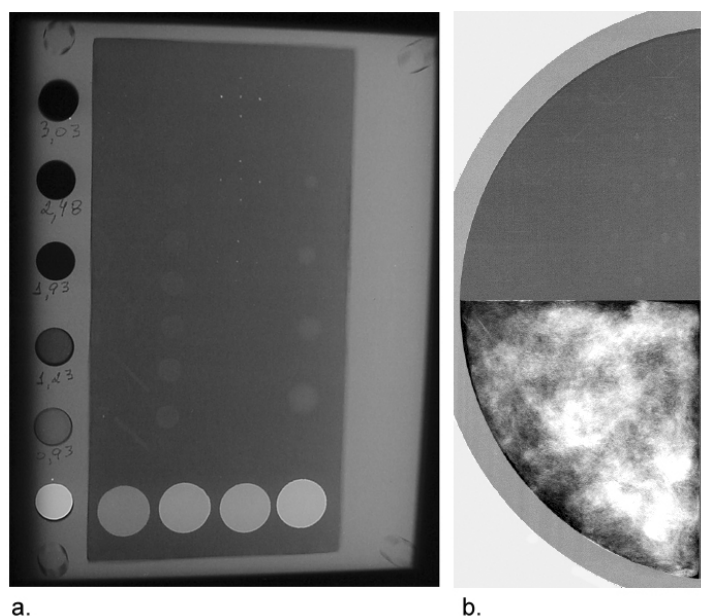
A qualidade da imagem pode ser avaliada também através da capacidade de um observador distinguir diferentes objetos que simulam as estruturas de interesse no interior de um simulador de mama. Como já citado, os simuladores são geralmente produzidos com placas de acrílico, material equivalente ao tecido humano, que contém no seu interior objetos com diferentes números anatômicos e dimensões, de modo a simular nódulos, vasos e microcalcificações. A Figura 33 mostra um esquema dos elementos dentro do Phantom Mama do Centro de Diagnóstico Mamário (CDM) da Santa Casa da Misericórdia do Rio de Janeiro amplamente usado no Brasil.

Um simulador típico possui objetos que correspondem a microcalcificações com 0,45, 0,35, 0,30, 0,25 e 0,18 mm de diâmetro. Os nódulos e vasos são simulados através de objetos circulares e lineares de baixo contraste. Geralmente são utilizadas fibras com diâmetros 1,4, 1,2, 0,8, 0,7, 0,6 e 0,4 mm. As imagens radiográficas de dois tipos de simuladores de mama são mostradas na Figura 34. Alguns simuladores apresentam, além da parte de acrílico com objetos de contraste, uma parte antropomórfica que é destinada a avaliações qualitativas da imagem, conforme mostra a Figura 34-b.

Os simuladores são amplamente utilizados nos programas de controle de qualidade com o objetivo de verificar o limite de detecção de todo o sistema de radiologia mamária.



**Figura 33. Esquema das estruturas do Phantom Mama (Centro Diagnóstico Mamário, Santa Casa da Misericórdia, Rio de Janeiro).**



**Figura 34. Imagens de dois simuladores de mama, o (a) Phantom Mama (Centro Diagnóstico Mamário, Santa Casa da Misericórdia, Rio de Janeiro) e o (b) Leeds TOR-MAM (FAXIL, Leeds, Reino Unido).**

## 2.7 Dose paciente em mamografia

A avaliação da dose paciente é um dos parâmetros mais importantes dos programas de garantia de qualidade. As doses podem ser medidas em pacientes ou em simuladores.

### a. Medidas de dose em pacientes

Medidas em pacientes são importantes para avaliar a dose recebida durante o exame, pois são levados em consideração os parâmetros de equipamento (combinação anodo-filtro, tensão, corrente e tempo), a espessura comprimida e a composição da mama de uma determinada população. São dois os métodos possíveis, segundo a comissão européia (CEC, 1996):

1. medidas do Kerma Ar Incidente (INAK<sup>9</sup>) na posição da entrada da mama nas mesmas condições de irradiação das pacientes;
2. medidas com dosímetros termoluminescentes colocados sobre o paciente.

No primeiro método são levantadas curvas do INAK versus o produto corrente-tempo (mAs) para diferentes valores de tensão. A dose recebida pelo paciente é estimada a partir dessas curvas fazendo uso da tensão e mAs utilizadas durante o exame. Este é um dos

<sup>9</sup> INAK, do inglês *Incident Air Kerma*.

métodos mais utilizados pela sua facilidade de realização experimental, pela precisão, que depende da câmara de ionização, e por não apresentar interferência com o exame.

O segundo método utilizado faz uso dos dosímetros termoluminescentes (TLD) colocados no paciente. Neste método o dosímetro não deve ser colocado no centro do campo de radiação uma vez que aparece na imagem, interferindo no exame. O protocolo de dosimetria europeu (CEC, 1996) sugere que seja colocado no quadrante superior externo do campo de radiação, o que corresponde à região do músculo peitoral.

Em estudos sobre a dose na mama para pacientes, a dose pode ser estimada para mamas com uma única espessura comprimida ou para um intervalo de pacientes com diferentes espessuras de mamas. No entanto, em situações onde se deseja uma estimativa da otimização das técnicas utilizadas, é mais adequado usar uma amostra de pacientes com as menores e com as maiores espessuras de mamas normalmente encontradas.

O protocolo europeu recomenda usar pelo menos 10 pacientes selecionadas, com espessuras de mama comprimida entre 40 e 60 mm. Esse tipo de abordagem exclui as mulheres com mamas grandes onde os parâmetros de irradiação são mais elevados que os normalmente utilizados.

A incerteza total para medidas com TLD sobre pacientes foi estimada pela comissão européia (CEC, 1996). A incerteza devido ao uso de pacientes com espessuras de mama comprimida entre 40 e 60 mm é estimada em  $\pm 25\%$  para 10 pacientes e  $\pm 20\%$  para 50 pacientes, no intervalo de confiança de 95%. A precisão e exatidão de medidas com TLD são estimadas em 10%, a precisão do fator de retroespalhamento em  $\pm 1\%$  (camada semi-redutora conhecida) ou 3% (camada semi-redutora desconhecida). Portanto, a incerteza total é calculada da seguinte maneira:

$$U_{dep} = \sqrt{25\%^2 + 10\%^2 + 1\%^2 \text{ (ou } 3\%)} \cong \pm 30\% \quad (1)$$

Uma incerteza adicional, que depende da homogeneidade do campo e da posição, ocorre quando o TLD não é posicionado na posição de referência.

O método mais indicado depende do tipo de equipamento, do tempo para medidas na rotina da clínica e disponibilidade de recursos humanos e dosimétricos. Em equipamentos com sistema de exposição automático e indicador pós-exposição do produto corrente-tempo (*post-exposure display*) ou com somente sistema manual, o primeiro método é mais adequado

por permitir uma menor incerteza total. Informações sobre a incidência, a tensão, o produto corrente-tempo e a espessura comprimida deverão ser registradas.

### ***b. Medidas de dose em simuladores de mama***

Medidas em pacientes fornecem informações importantes a cerca do risco e da técnica radiográfica usadas em diferentes populações. Quando o enfoque é o controle de qualidade ou a comparação entre diferentes unidades, medidas sobre simuladores tecido equivalentes são mais adequadas. É também indicada quando a colocação de TLD nos pacientes não for aceita por causa da interferência com o exame.

As exposições são sempre feitas de modo a reproduzir com maior fidelidade possível as condições clínicas para uma incidência craniocaudal. As medidas são feitas sobre um bloco de PMMA com uma espessura padrão que depende do protocolo utilizado (CEC, 1996). O compressor deverá ser usado para reproduzir com maior fidelidade as condições clínicas de exposição, uma vez que a atenuação da radiação pelo compressor é de cerca de 20% em baixas energias. Um chassi carregado é normalmente usado para verificar, através da densidade ótica do filme no centro de uma imagem do bloco de PMMA, se todo o sistema (mamógrafo, combinação de tela e filme e processamento) está ajustado para produzir uma imagem com contraste otimizado.

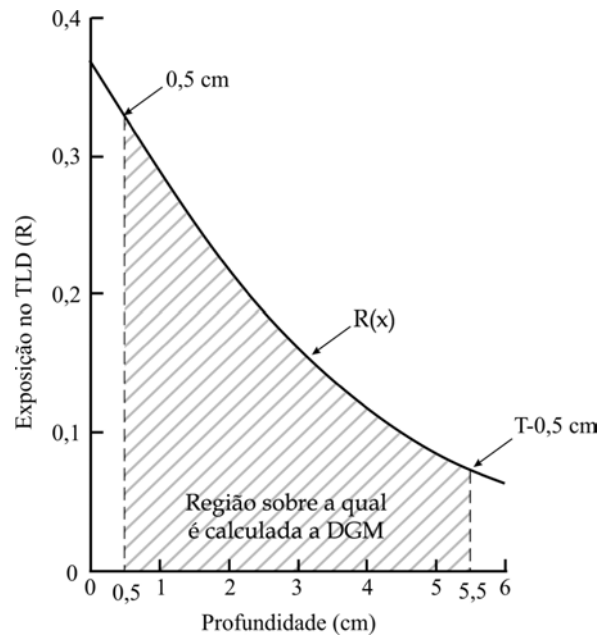
A vantagem de se usar um simulador de mama deve-se à possibilidade de posicionar o TLD no centro do campo de radiação, o que contribui para reduzir a incerteza total da medida. Uma irradiação efetuada no modo automático com bloco de PMMA com espessura de 45 mm irá corresponder à irradiação de uma paciente com a espessura de mama comprimida com 53 mm (DANCE *et al.*, 2000). Geralmente quando são efetuadas medidas com simulador de mama, também é utilizado chassi carregado para a obtenção da imagem radiográfica do simulador. A medida da densidade ótica no centro do filme é utilizada para uma avaliação da qualidade do procedimento. Segundo vários protocolos de qualidade (IPSM, 1994, CEC, 2001) a densidade ótica, excluída a base+vêu do filme, deve ser da ordem de 1,4.

A incerteza total para a medida de kerma ar incidente usando um simulador de mama e TLD é estimada considerando a precisão e exatidão do TLD ambas iguais a  $\pm 10\%$ , a incerteza devido à espessura do simulador igual a  $\pm 5\%$  e a precisão do fator de retroespalhamento igual a  $\pm 1\%$ , quando a camada semi-redutora é conhecida ou 3%, quando a camada semi-redutora é desconhecida (CEC, 1996). Portanto a incerteza total é calculada da seguinte maneira:

$$U_{dep} = \sqrt{10\%^2 + 10\%^2 + 5\%^2 + 1\%^2} \text{ (ou } 3\%) \cong \pm 15\% \quad (2)$$

### c. Estimativa da dose glandular média

É importante ressaltar que como o espectro da radiação é de baixa energia, haverá uma atenuação significativa ao longo da estrutura da mama de modo que a dose decresce rapidamente com a profundidade, conforme mostra a Figura 35.



**Figura 35. Variação da dose no interior de um simulador de BR12, com espessura total (T) de 6 cm, medida usando TLD, para o sistema Xerox 175. Fonte: SPEISER *et al.*, 1986.**

Os valores da dose dependem da compressão e da espessura da mama, bem como do espectro de raios-X. Devido a essa variação da dose em função da espessura da glândula, definiu-se a Dose Glandular Média (DGM) como a média da exposição na mama, excluindo 0,5 cm da parte superior e inferior da mama, correspondendo à pele da paciente (SPEISER *et al.*, 1986).

A região onde a DGM é calculada está indicada na Figura 35. Sendo  $R(x)$  a curva que melhor ajusta às medidas de exposição no interior do simulador de mama, então a DGM,  $D_G$ , será dada por:

$$D_G = \frac{7,9(mGy / R)}{(T - 1)} \int_{0,5}^{T-0,5} R(x) dx \quad (3)$$

onde a constante 7,9 (mGy/R) converte a exposição em dose absorvida na mama (SPEISER *et al.*, 1986) e  $T$  é a espessura total do simulador de mama em centímetros.

Como a DGM não pode ser medida diretamente, ela é obtida a partir de medidas do INAK e fatores de conversão apropriados conforme a expressão:

$$D_G = K_{a,i} c_G \quad (4)$$

onde  $c_G$  é um fator de conversão obtido de modelos matemáticos e  $K_{a,i}$  é o kerma ar incidente (INAK) na posição da entrada da pele. No caso em que as medidas forem feitas sobre placas de acrílico ou sobre a pele da paciente, deverá ser utilizado um fator de retroespalhamento para obter os valores do INAK. A Equação (4) acima se transforma em:

$$D_G = \frac{K_{a,e} c_G}{B} \quad (5)$$

onde  $K_{a,e}$  é o kerma ar na superfície da pele (ESAK<sup>10</sup>) e  $B$  é o fator de retroespalhamento. Este fator de retroespalhamento varia em função da camada semi-redutora e do espectro do feixe de radiação.

Existem poucos dados sobre fatores de retroespalhamento em mamografia; os mais recentes são os recomendados pela Comissão Européia (CEC, 1996) e os de KRAMER *et al.* (2001), ambos calculados por métodos Monte Carlo e tabelados em função da camada semi-redutora. KRAMER *et al.* (2001) calcularam os fatores de retroespalhamento para diferentes espectros e arranjos experimentais: 1) sem compressor, ponto de referência sobre simulador; 2) com compressor, referência sobre compressor; 3) com o compressor à 30 cm do ponto focal e ponto de referência sobre simulador; e 4) com o compressor na superfície do simulador e ponto de referência sobre simulador. Os fatores encontrados concordam bem com os protocolo europeu.

O fator de conversão  $c_G$  é obtido a partir de modelos matemáticos da mama e depende da composição dos elementos que constituem os tecidos glandular e adiposo, a geometria da mama padrão (espessura, diâmetro, formato, espessura da camada envolvendo a mama), a distância focal, espectro da radiação e código Monte Carlo. Devido às diferenças utilizadas no

---

<sup>10</sup> ESAK, do inglês *Entrance Surface Air Kerma*.

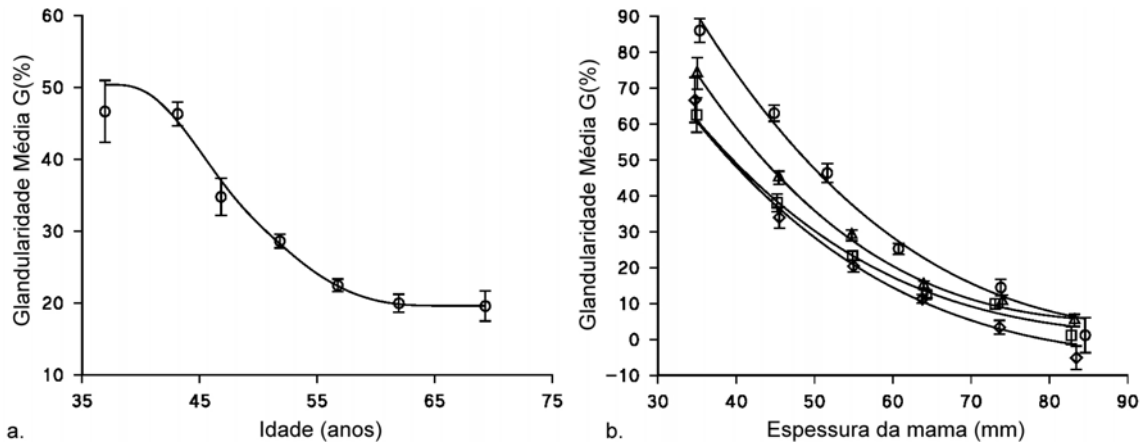
modelo matemático há grande variedade nos valores do fator de conversão  $c_G$  conforme mostra a Tabela 7.

**Tabela 7. Fatores de conversão  $c_G$  (mGy/mGy) calculados por diferentes autores, que relacionam  $K_{a,i}$  a  $D_G$  para uma mama com 50 mm de espessura comprimida e com composição glandular 50% adiposa - 50% glandular.**

| Camada semi-redutora (mm Al) | ROSENSTEIN <i>et al.</i> , 1985 | DANCE <i>et al.</i> , 1990 | WU <i>et al.</i> , 1991 | DANCE <i>et al.</i> , 2000 |
|------------------------------|---------------------------------|----------------------------|-------------------------|----------------------------|
| 0,30                         | 0,160                           | 0,164                      | 0,146                   | 0,178                      |
| 0,35                         | -                               | 0,187                      | 0,172                   | 0,202                      |
| 0,40                         | 0,200                           | 0,209                      | 0,195                   | 0,226                      |
| 0,45                         | -                               | 0,232                      | -                       | 0,250                      |
| 0,50                         | -                               | 0,258                      | -                       | 0,277                      |
| 0,60                         | -                               | 0,310                      | -                       | 0,331                      |

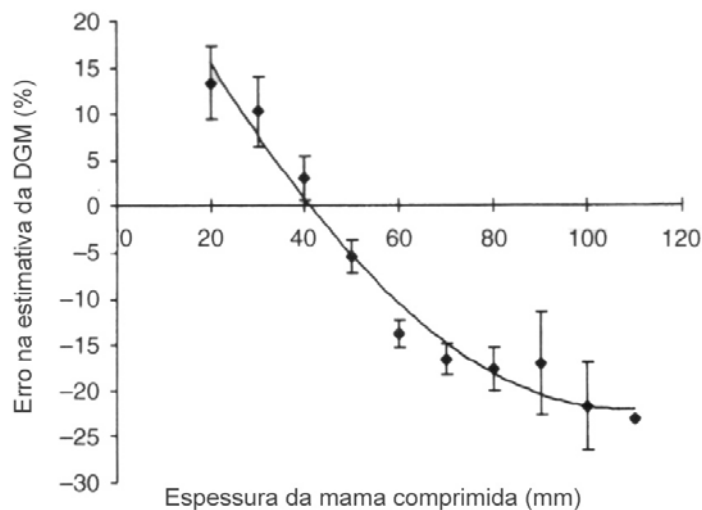
Para calcular a dose glandular média são geralmente usados os fatores de conversão para uma mama 50% glandular - 50% adiposa (50:50). No entanto, é bem conhecido que mamas mais espessas tendem a conter mais tecido adiposo, menos denso que o tecido glandular. Estimativas da glandularidade da mama têm mostrado uma correlação entre a glandularidade e a espessura da mama comprimida (YOUNG *et al.*, 1998; BECKETT e KOTRE, 2000) e entre a glandularidade e a idade da paciente (KLEIN *et al.*, 1997). A Figura 36 mostra a variação da glandularidade com a idade e a espessura da mama comprimida. Vários autores, entre eles GENTRY e DEWERD (1996), YOUNG *et al.* (1998), BECKETT e KOTRE (2000), DANCE *et al.* (2000), KRUGER e SCHUELER (2001), utilizam diferentes funções empíricas para estimar a glandularidade da mama em função da espessura da mama comprimida.





**Figura 36.** Gráficos mostrando a diminuição da composição glandular da mama com a (a) idade da paciente e com a (b) espessura da mama comprimida para as faixas de idades 35-49, anos (O), 50-54 anos (Δ), 55-59 anos (□) e 60-88 anos (◇). Fonte: BECKETT e KOTRE, 2000.

Um modelo baseado em uma composição glandular 50:50 tem-se mostrado inadequado para estimar a dose glandular conforme evidencia a Figura 37. Nesta figura vê-se que a diferença ao usar a composição glandular 50:50 para todas as mamas resulta numa dose glandular média cerca de 20% menor nas mamas grandes e 15% maior nas mamas pequenas quando comparadas às doses glandulares calculadas levando em consideração a composição da mama.



**Figura 37.** Erro cometido ao estimar a dose glandular assumindo uma composição da mama 50:50, comparado a estimativa com correção da glandularidade em função da espessura da mama. Fonte: YOUNG *et al.*, 1998.

A Tabela 8 mostra alguns valores de espessura e dose glandular encontrados na literatura. É interessante notar que as espessuras médias para diferentes populações são semelhantes.

**Tabela 8. Comparação entre os valores de espessuras das mamas comprimidas e doses glandulares médias publicados.**

| Autor(es)                            | País        | Amostra (mulheres) | Espessura média (mm)                 | Fatores de conversão $c_G$                          | $D_G$ (mGy)                                    |
|--------------------------------------|-------------|--------------------|--------------------------------------|-----------------------------------------------------|------------------------------------------------|
| BULLING e NICOLL, 1995               | N. Zelândia | 310                | $49 \pm 14$                          | DANCE, 1990                                         | (0,7 a 8,5)                                    |
| GENTRY e DEWERD, 1996                | EUA         | 4.400              | 45                                   | WU <i>et al.</i> , 1991;<br>WU <i>et al.</i> , 1994 | $1,49 \pm 1,01$                                |
| KLEIN <i>et al.</i> , 1997           | Alemanha    | 1.678 e 945        | 55,9 e 50,8                          | KLEIN <i>et al.</i> , 1997                          | 1,59 e 2,07                                    |
| THILANDER-KLANG <i>et al.</i> , 1997 | Suécia      | 965                | $49 \pm 14$                          | DANCE, 1990                                         | $1,9 \pm 0,9$                                  |
| CHEVALIER <i>et al.</i> , 1998       | Galícia     | 1.347              | $51,0 \pm 6,0$                       | DANCE, 1990                                         | $1,20 \pm 0,50$                                |
| YOUNG <i>et al.</i> , 1998           | Reino Unido | 287                | $56,0 \pm 5,0$                       | DANCE, 1990                                         | $1,79 \pm 0,03^a$                              |
| PIFARRÉ <i>et al.</i> , 1998         | Espanha     | 255                | 52                                   | WU <i>et al.</i> , 1991;<br>WU <i>et al.</i> , 1994 | 2,28                                           |
| YOUNG e BURCH, 2000                  | Reino Unido | 8.745 (50-64 anos) | $54,3 \pm 0,2^b$<br>$51,5 \pm 0,3^c$ | DANCE, 1990                                         | $2,03 \pm 0,02^{a,b}$<br>$1,65 \pm 0,02^{a,c}$ |
| KRUGER e SCHUELER, 2001              | EUA         | 6.006              | $51 \pm 13$<br>(13-107)              | WU <i>et al.</i> , 1991;<br>WU <i>et al.</i> , 1994 | $2,6 \pm 1,1$<br>(0,3 a 12)                    |
| YOUNG, 2002                          | Reino Unido | 2.296 (40-48 anos) | $54,3 \pm 0,2^b$<br>$51,5 \pm 0,3^c$ | DANCE <i>et al.</i> , 2000                          | $2,37 \pm 0,05^{a,b}$<br>$2,02 \pm 0,15^{a,c}$ |

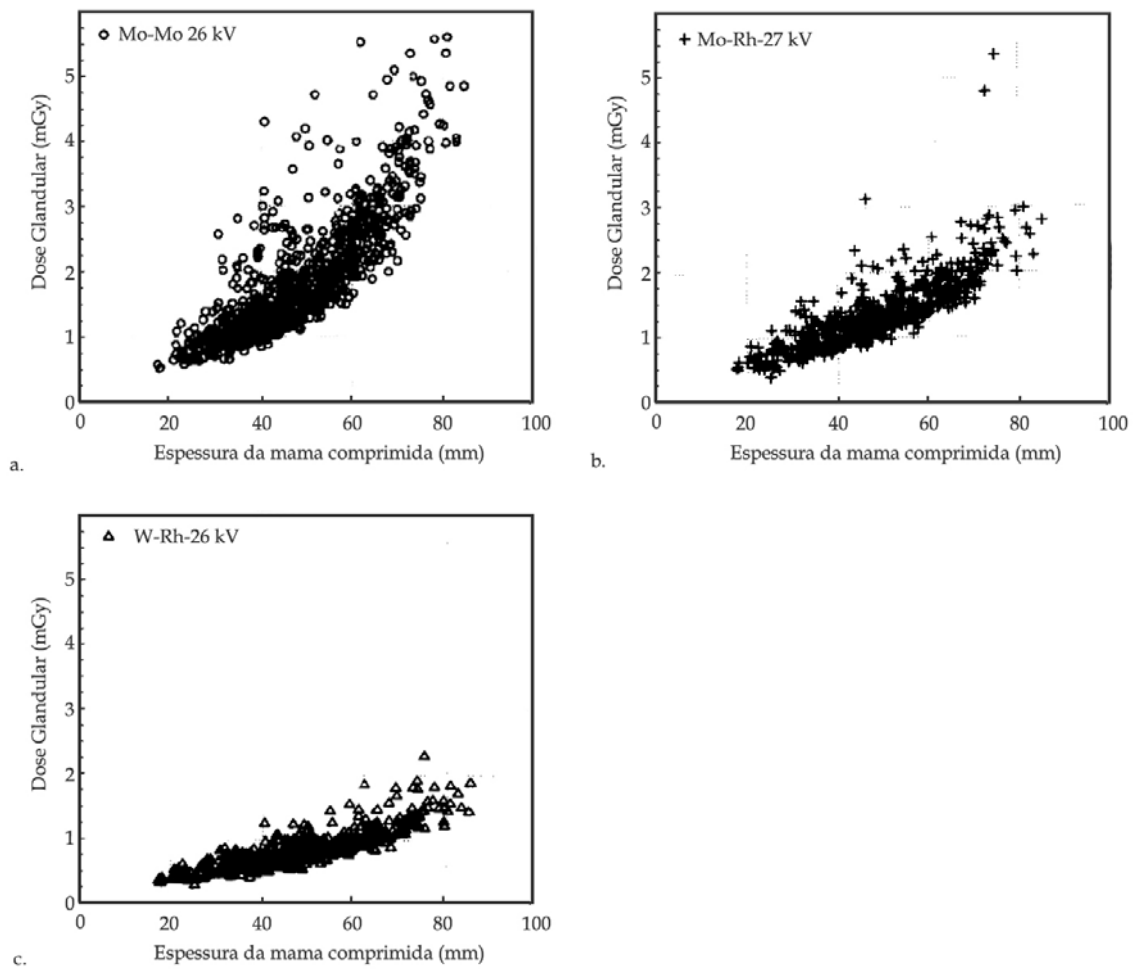
<sup>a</sup> Intervalo de confiança de 95%.

<sup>c</sup> Para a incidência craniocaudal.

<sup>b</sup> Para a incidência oblíqua mediolateral.

O aumento da dose glandular com a espessura pode ser compensado mudando a qualidade do feixe. Várias combinações anodo-filtro alternativas têm sido introduzidas na tentativa de reduzir a dose e melhorar a qualidade da imagem. DANCE *et al.* (2000b) usaram método de Monte Carlo para estudar a influência de cinco combinações anodo-filtro na dose e na qualidade da imagem. Seus resultados mostraram que para mamas acima de 60 mm, é possível obter um aumento de 20% no contraste, sem aumentar a dose, usando Mo-Rh ou Rh-Rh. Combinações anodo-filtro W-Rh e Rh-Al chegam a reduzir a dose em 50%, com pouca perda de contraste da imagem obtida com combinações Mo-Mo.

Esses resultados obtidos por simulação teórica concordam com os resultados obtidos experimentalmente. De fato, uma pesquisa com 965 mulheres, THILANDER-KLANG *et al.* (1997) constataram a possibilidade de redução de até 50% na dose glandular em mamas mais espessas que a maioria, mantendo a qualidade da imagem, ao usar combinações anodo-filtro Mo-Rh ou W-Rh. Seus resultados, mostrados na Figura 38, recomendam o uso de combinações anodo-filtro-tensão de Mo-Rh-27 kV para mamas com espessuras menores ou iguais a 60 mm e W-Rh-26 kV para mamas com espessuras maiores que 60 mm.



**Figura 38.** Dose glandular média em função da espessura da mama para (a) Mo-Mo, (b) Mo-Rh e (c) W-Rh. Fonte: THILANDER-KLANG *et al.*, 1997.

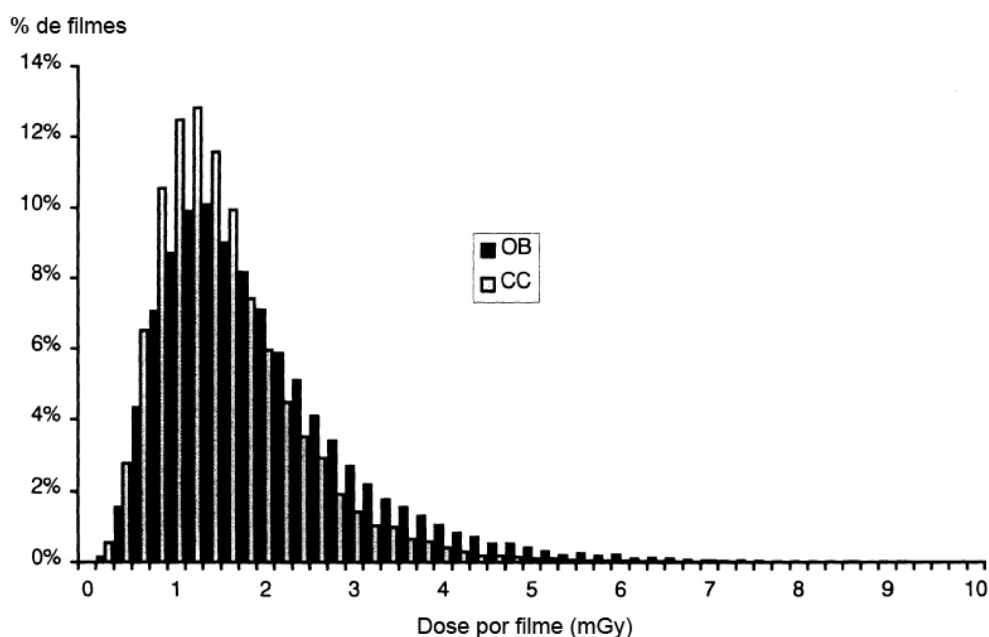
YOUNG *et al.* (1997) estudaram o efeito da seleção automática da tensão na dose glandular e no contraste. Para as mamas pequenas, foram encontrados aumentos de 5 a 10% no contraste acompanhados de aumentos de 30 a 40% na dose glandular, em relação às exposições de tensão fixa. Para mamas com mais de 70 mm, a dose foi reduzida em 19%, com perda de contraste estimada entre 4 e 8%.

A exposição necessária para produzir uma densidade ótica ideal do filme pode ser alcançada através da variação da tensão, do produto corrente-tempo ou uma combinação dos dois. No entanto, mantendo a tensão fixa e aumentando o tempo de exposição para compensar o aumento da espessura da mama reduz a qualidade da imagem devido a movimentos da paciente, além de aumentar a dose glandular. MCPARLAND E BOYD (2000) fizeram uma comparação em termos de dose e qualidade da imagem para protocolos de exposição com tensão fixa e variável, operando com Mo-Mo. Seus resultados mostraram que, com uso de um protocolo de tensão variável é possível uma diminuição da dose glandular em até 35%, numa

mama com espessura comprimida de 60 mm, às custas de uma pequena perda de detecção de objetos de baixo contraste (o menor tamanho de objeto de baixo contraste detectável passou de 0,8 mm para 1,1 mm).

Um resultado típico da distribuição da dose glandular por filme é mostrado na Figura 39, do trabalho de YOUNG E BURCH (2000). As doses em cada incidência são calculadas separadamente. A partir da Figura 39 e dos dados da Tabela 9, nas projeções craniocaudal as doses são geralmente 20% menores que nas projeções oblíquas devido a uma menor espessura média (BURCH E GOODMAN, 1998; YOUNG E BURCH, 2000; YOUNG, 2002).

É também importante ressaltar que a dose recebida por cada mama pode ser bem mais elevada que a dose por filme devido às repetições desnecessárias. Por exemplo, em um estudo feito por BULLING E NICOLL (1995) sobre a distribuição de dose na Nova Zelândia, as doses glandulares encontradas variaram entre 0,7 e 8,5 mGy por filme, enquanto a dose glandular por paciente variou entre 4 e 29 mGy devido às repetições.



**Figura 39. Histograma da dose glandular média para incidências craniocaudal (CC) e oblíqua mediolateral (OB). Fonte: YOUNG E BURCH (2000).**

**Tabela 9. Resultados experimentais mostrando as diferenças encontradas entre a dose glandular média ( $D_G$ ) na incidência craniocaudal (CC) e na oblíqua mediolateral (OML).**

| Autor(es)             | Amostra (mulheres) | Espessura média CC (mm) | $D_G$ -CC (mGy) | Espessura média OML (mm) | $D_G$ -OML (mGy) | Razão entre $D_G$ -OML/<br>$D_G$ -CC |
|-----------------------|--------------------|-------------------------|-----------------|--------------------------|------------------|--------------------------------------|
| BURCH e GOODMAN, 1998 | 4.633              | 52                      | 1,63            | 57                       | 1,98             | 0,82                                 |
| YOUNG e BURCH, 2000   | 8.745              | $51,5 \pm 0,3$          | $1,65 \pm 0,02$ | $54,3 \pm 0,2$           | $2,03 \pm 0,02$  | 0,81                                 |
| YOUNG, 2002           | 2.296              | $52,00 \pm 0,09$        | $1,93 \pm 0,13$ | $52,30 \pm 0,03$         | $2,37 \pm 0,05$  | 0,81                                 |

### 3 Metodologia

Este trabalho foi desenvolvido em três serviços de mamografia situados em Recife-PE. Os equipamentos utilizados em cada instituição são descritos a seguir.

#### **Clínica A**

Esta instituição é uma clínica privada de pequeno porte, que utiliza o mamógrafo modelo Mk MCP, da Emic Eletro Medicina Ind. Com. Ltda / Limex, ano de fabricação 2000. Ele possui gerador com sistema potencial constante e sistema automático da exposição com detector de estado sólido. Seu tubo é do tipo *Varian M-113R*, bi-angular, com focos de 0,1 e 0,3 mm e anodo de molibdênio/300KHU, janela de berílio e filtro de 30  $\mu\text{m}$  de molibdênio. A distância foco de operação do equipamento é de 60 cm. O sistema de colimação do campo de radiação consiste de uma chapa metálica com corte retangular, posicionada na parte inferior do suporte do colimador. Para as radiografias localizadas, esta chapa de colimação pode ser retirada e substituída por uma com um furo circular. O suporte da mama (*bucky*) é de fibra de carbono e contém uma grade de fator 5:1 e com 31 linhas/cm. Embora o mamógrafo esteja equipado com sistema de controle automático da exposição, ele não exibe no painel o produto corrente-tempo (mAs) realmente aplicado (sem *post-exposure display*). Esta instituição utiliza uma processadora automática de filmes dedicada à revelação de filmes mamográficos, modelo MX-2 de fabricação da Macrotec.

#### **Clínica B**

A Clínica B, um hospital público, utiliza um mamógrafo modelo Mammomat 1000, fabricado pela Siemens. Esse equipamento utiliza um sistema de potencial constante, distância focal de 65 cm, janela de berílio, com focos de 0,1 e 0,3 mm, possui sistema de controle automático da exposição e anodo de molibdênio (Mo). O filtro adicional pode ser selecionado entre molibdênio (30  $\mu\text{m}$ ) ou de ródio (Rh, 25  $\mu\text{m}$ ). Quando são feitas radiografias localizadas, uma chapa de colimação com um furo circular é inserida na saída do tubo para colimar o feixe de radiação. Se operado no modo automático, após a irradiação do paciente, o

mamógrafo mostra no painel o produto corrente-tempo (mAs) aplicado. Esse tipo de sistema permite a dosimetria nas condições de irradiação dos pacientes. A processadora automática dos filmes utilizada nesta instituição é de fabricação da Kodak, modelo X-Omat 2000.

### **Clínica C**

Esta instituição, um hospital privado, utiliza um mamógrafo modelo Senographe 700T, fabricado pela General Electrics Medical Systems, o qual possui um tubo de raios-X com anodo de molibdênio enriquecido com vanádio (*Gabbay tube*) e filtro de molibdênio, janela de berílio, focos de 0,1 e 0,3 mm e possui sistema de controle automático da exposição. Uma chapa de colimação com um furo circular é usada para colimar o feixe de radiação quando são feitas radiografias localizadas. Assim como o mamógrafo da Clínica B, este equipamento possui sistema que identifica o produto corrente-tempo aplicado, após a irradiação. Uma processadora modelo MX-2 (Macrotec) é usada para processar os filmes.

Como o objetivo deste trabalho é de avaliar as doses recebidas pelas pacientes, bem como avaliar a qualidade da imagem, a metodologia adotada para o desenvolvimento do trabalho será dividida nas seguintes partes:

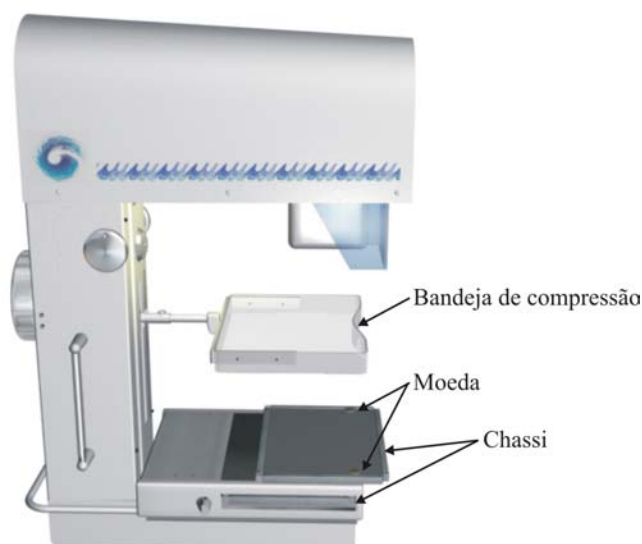
1. Testes de controle de qualidade dos equipamentos;
2. Acompanhamento dos rejeitos, do processo de revelação e da qualidade da imagem;
3. Estimativa da dose paciente no *phantom* e a dose paciente nas condições de irradiação aplicadas nos exames.

### **3.1 Avaliação dos equipamentos**

Neste trabalho os equipamentos de raios-X foram avaliados utilizando os protocolos de qualidade do Ministério da Saúde (MS, 1998; MS, 2003). Outros protocolos, como o da Agência Internacional de Energia Atômica (ARCAL, 1999), foi utilizado quando a Resolução n. 64 do Ministério da Saúde (2003) apresentou inconsistências nos limites de aceitação (reprodutibilidades da tensão e do tempo de exposição). Ainda, o teste de alinhamento da bandeja de compressão não faz parte do protocolo da Resolução n. 64, sendo realizado usando a metodologia adotada pela Comunidade Européia (CEC, 2001). Os procedimentos experimentais empregados nos testes de controle de qualidade são descritos a seguir.

### **a. Sistema de colimação**

Neste teste procurou-se avaliar a coincidência entre a borda do filme e a borda do *bucky* e entre a borda do filme e o campo de radiação. Para isso um chassi carregado foi colocado no porta-chassi e outro sobre o suporte da mama, de modo que ultrapassasse 5 cm da borda da mesa, conforme mostra a Figura 40.



**Figura 40. Esquema mostrando o arranjo experimental para avaliar o alinhamento do campo de radiação.**

Dois objetos radiopacos (moedas) foram colocados sobre o chassi fixado em cima do suporte e alinhados com a borda do *bucky*. As exposições foram feitas no modo automático e os filmes processados. Em seguida os filmes obtidos foram sobrepostos no negatoscópio para medir as duas distâncias relevantes. As distâncias, medidas utilizando um paquímetro, foram comparadas com os seguintes valores de tolerância:

- 1) distância entre a borda do filme e o *bucky*:  $\leq 4$  mm (CEC, 2001);
- 2) distância entre o campo de radiação e a borda do filme:  $\leq 3$  mm, cobrindo todo o filme (MS, 2003; IPSM, 1994).

### **b. Exatidão e reprodutibilidade da tensão**

Para a avaliação da exatidão e reprodutibilidade da tensão de operação do tubo de raios-X utilizou-se o método não invasivo empregando o equipamento RMI, de fabricação da GAMEX, com precisão de 0,5 kV. O equipamento foi posicionado sobre o suporte de mama, conforme mostra a Figura 41.





**Figura 41. Foto do arranjo usado para medir a tensão do tubo utilizando o equipamento RMI.**

Para avaliar a reprodutibilidade dos valores da tensão foram efetuadas cinco medidas da tensão com o valor nominal ajustado para a tensão mais usada clinicamente. A partir dos resultados procurou-se calcular o coeficiente de variação (CV) usando-se a seguinte expressão:

$$CV(\%) = \frac{S_d}{kVp_m} \cdot 100 \quad (6)$$

onde  $S_d$  é o desvio padrão da média das leituras obtidas e  $kVp_m$  é o valor da média aritmética das leituras de tensão de pico. O coeficiente de variação foi considerado adequado quando inferior ao limite aceitável proposto pela IAEA (ARCAL, 1999) de 2% e não o limite de aceitação de 20% proposto pelo protocolo do Ministério da Saúde (MS, 2003). Esse limite não foi utilizado uma vez que o limite de aceitação do CV para equipamentos de raios-X diagnóstico no mesmo protocolo é de 10%.

A exatidão da tensão foi avaliada mantendo-se fixo o valor da corrente-tempo em 100 mAs e medindo a tensão para valores entre 25 e 31 kVp. Outros valores de tensão fora desse intervalo foram avaliados somente quando eram usados na rotina da clínica. Quando a reprodutibilidade encontrava-se adequada era efetuada uma leitura para cada valor de tensão

fixado no painel e comparada com o valor nominal. O desvio percentual  $E(\%)$  foi determinado segundo a expressão:

$$E(\%) = \frac{kVp_m - kVp_n}{kVp_n} \cdot 100 \quad (7)$$

onde  $kVp_n$  é a tensão indicada no painel (nominal) e  $kVp_m$  é tensão medida pelo equipamento RMI. O valor do desvio percentual encontrado foi comparado ao limite de aceitação de 5% (MS, 2003; ARCAL, 1999).

### **c. Reprodutibilidade do tempo de exposição**

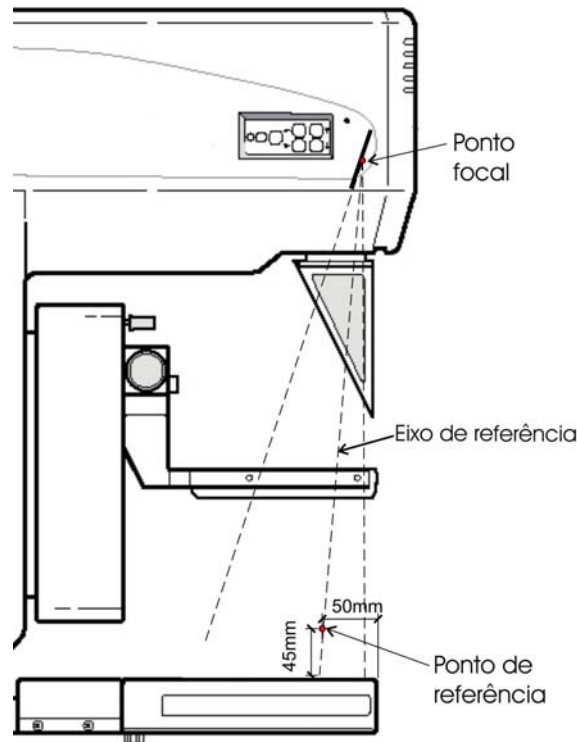
Para as medidas de reprodutibilidade do tempo de exposição foi utilizado o mesmo equipamento de medida e arranjo experimental usado nas medidas de tensão (Figura 41). A reprodutibilidade do tempo foi avaliada a partir do cálculo do coeficiente de variação  $CV$  obtido pela expressão:

$$CV = \frac{S_d}{t_m} \cdot 100 \quad (8)$$

onde  $S_d$  é o desvio padrão da média e  $t_m$  é a média aritmética de cinco medidas do tempo na tensão do tubo mais usada clinicamente. Os resultados foram interpretados comparando os valores obtidos com o limite de aceitação de 10% para o  $CV$  (ARCAL, 1999).

### **d. Medida da camada semi-redutora**

A camada semi-redutora foi medida colocando-se lâminas de alumínio (99,99% de pureza) na saída do tubo de raios-X, presas ao colimador, e medindo-se o kerma ar incidente com a câmara de ionização Keithley (modelo 96035B), com janela para mamografia, modelo 96035B, acoplada ao eletrômetro CDX-2000A (Standard Imaging Inc., Middleton, EUA). A câmara de ionização foi posicionada na Posição de Referência indicada na Figura 42, isto é, sobre um suporte de isopor com 45 mm de espessura, sobre a mesa, com o centro da câmara de ionização posicionada a 50 mm da borda da mesa onde ficaria a parede torácica do paciente (IPSM, 1994).



**Figura 42. Esquema do mamógrafo mostrando o ponto de referência para o posicionamento da câmara de ionização utilizado no estudo da camada semi-redutora.**

O fator de calibração da câmara usado foi  $f_c = 1,95 \cdot 10^6$  Gy/C e os resultados foram corrigidos multiplicando o fator de calibração pelo fator de pressão e temperatura:

$$f_{t,p} = \frac{(273,15 + T) \cdot 101,3}{295,15 \cdot P} \quad (9)$$

onde  $T$  é a média aritmética entre as temperaturas no início e ao término das medições, em °C, e  $P$  é a pressão atmosférica medida em kPa.

Inicialmente, foi efetuada a irradiação com a tensão de operação em 28 kV e o produto corrente-tempo em 100 mAs. A leitura obtida na câmara corresponde ao valor da medida sem filtro adicional. Mantendo as mesmas condições de geometria e de parâmetros de exposição foi colocada na saída do colimador uma placa de alumínio com 0,3 mm de espessura e efetuada uma irradiação. Em seguida, a placa de alumínio foi substituída por uma com 0,4 mm de espessura e efetuada uma nova medida.

O valor da camada semi-redutora em *mm de Al* foi determinado a partir dos resultados, utilizando-se a seguinte expressão:

$$CSR = \frac{t_b \cdot \ln(2 \frac{X_a}{X_o}) - t_a \cdot \ln(2 \frac{X_b}{X_o})}{\ln(\frac{X_a}{X_b})} \quad (10)$$

onde  $X_o$  é o valor médio das medidas do kerma ar sem filtro adicional,  $X_a$  e  $X_b$  são os valores médios das medidas obtidas usando os filtros 0,3 mm e 0,4 mm, respectivamente e  $t_a$  e  $t_b$  são as espessuras de Al usadas, iguais a 0,3 mm e 0,4 mm, respectivamente.

Os valores obtidos foram comparados com os limites de aceitação indicados na Resolução n. 64 (MS, 2003), cujos valores são dados pela expressão:

$$\frac{kVp}{100} + 0,03 \text{ mmAl} \leq CSR \leq \frac{kVp}{100} + C \text{ mmAl} \quad (11)$$

onde kVp é a tensão do tubo e os valores de  $C$  são:

$C = 0,12 \text{ mm Al}$  para Mo-Mo,

$C = 0,19 \text{ mm Al}$  para Mo-Rh,

$C = 0,22 \text{ mm Al}$  para Rh-Rh.

#### **e. Reprodutibilidade e linearidade do kerma ar incidente**

A reprodutibilidade e a linearidade do kerma ar incidente foram avaliadas com o mamógrafo ajustado para o modo manual de exposição e com o centro da câmara de ionização Keithley (modelo 96035B), posicionada no Ponto de Referência (indicado na Figura 42), acoplada ao eletrômetro CDX-2000A (Standard Imaging Inc., Middleton, EUA).

A reprodutibilidade do kerma ar incidente foi avaliada através de cinco medidas do kerma ar incidente e do cálculo do coeficiente de variação ( $CV$ ), que foi determinado pela expressão:

$$CV(\%) = \frac{S_d}{K_{a,i,m}} \cdot 100 \quad (12)$$

onde  $S_d$  o desvio padrão das medidas e  $K_{a,i,m}$  é a média aritmética das leituras de kerma ar incidente para cada mAs. Os valores do  $CV(\%)$  obtidos foram comparados com os limites

recomendado e aceitável de 5% e 10%, respectivamente, estabelecidos pela Resolução n. 64 (MS, 2003).

Para avaliar a linearidade do kerma ar incidente, procurou-se realizar as medidas nos valores de tensão usados clinicamente e em valores de produto corrente-tempo (mAs) dentro da faixa normalmente selecionadas para as radiografias de mamas. Para cada tensão do tubo foram feitas medidas do kerma ar incidente em pelo menos três valores do produto corrente-tempo. Os valores encontrados do INAK foram divididos pelos valores de mAs correspondentes para obter os rendimentos específicos ( $R_i$ ).

A linearidade do kerma ar incidente foi avaliada através da expressão:

$$CL(\%) = \frac{(R_1 - R_2)}{(R_1 + R_2)} \cdot 100 \quad (13)$$

onde  $CL$  é o coeficiente de linearidade,  $R_1$  é o maior e  $R_2$  o menor valor do kerma ar incidente dividido pelo valor do produto corrente-tempo (mAs) correspondente.

Os resultados obtidos foram avaliados comparando com os valores recomendado e aceitável de 20% e 10%, respectivamente, estabelecidos pela Resolução n. 64 (MS, 2003).

## ***f. Sistema de Controle Automático da Exposição (AEC)***

### ***Reprodutibilidade***

A reprodutibilidade do Sistema AEC foi avaliada segundo o método proposto pelo Ministério da Saúde (MS, 2003) que consiste na medida da densidade ótica de quatro filmes expostos no modo automático, utilizando um bloco de PMMA com 48 mm de espessura para simular uma mama. Foram efetuadas três medidas em cada filme da densidade ótica na região central da imagem (40 mm da posição da parede torácica) e tomada a média aritmética como a leitura da densidade ótica de cada filme. O coeficiente de variação (CV) foi usado para interpretar os resultados:

$$CV(\%) = \frac{S_d}{DO_m} \cdot 100 \quad (14)$$

onde  $S_d$  é o desvio padrão das medidas de densidade ótica dos quatro filmes e  $DO_m$  é a média aritmética das leituras da densidade ótica nos quatro filmes. O CV encontrado foi comparado ao limite de aceitação de 5% (MS, 2003).

Uma segunda metodologia foi empregada para a avaliação da reprodutibilidade que consiste no uso de um dispositivo semiconductor (fotodiodo BPW 34 da Siemens, área sensível de  $7,25 \text{ mm}^2$ ), acoplado ao eletrômetro CDX-2000A (Standard Imaging Inc., Middleton, EUA), para medir o kerma ar incidente obtido ao irradiar um bloco de PMMA com 48 mm de espessura no modo automático de exposição. Dessa forma, pode-se avaliar a reprodutibilidade do sistema AEC sem a interferência da variação do grau de revelação dos filmes na processadora.

### ***Desempenho para diferentes espessuras***

Com relação ao desempenho do sistema AEC, procurou-se avaliar a capacidade de reproduzir a densidade ótica no filme quando radiografados objetos com diferentes tensões e espessuras de PMMA.

Inicialmente, uma placa de acrílico com 20 mm foi colocada sobre o suporte de mama e efetuada uma irradiação no modo automático. As leituras da densidade ótica foram feitas na região central do filme (40 mm da posição da parede torácica), utilizando o densitômetro *Clamshell* modelo 07-443 (Victoreen Nuclear Associates). Em seguida o mesmo procedimento foi repetido para blocos com espessuras 30, 40 e 50 mm de PMMA. Os resultados foram avaliados através da diferença entre o maior e o menor valor de DO medido, que deverá ser inferior a 0,30 (MS, 2003).

### ***Controle de densidades***

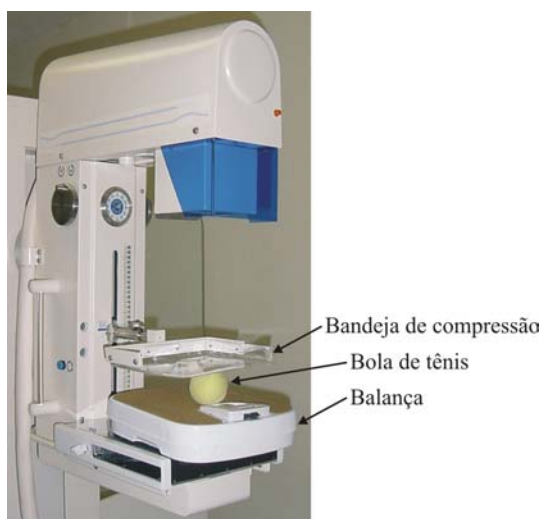
Um mamógrafo equipado com sistema AEC possibilita alterar o grau de escurecimento da imagem através da seleção do controle de densidades. O teste do desempenho do controle de densidades verifica a variação da densidade ótica produzida no filme pela variação do ajuste do controle de densidades entre os degraus consecutivos, como por exemplo, -2 para -1 e -1 para 0. Um bloco de PMMA com 48 mm de espessura foi usado para simular uma mama.

As diferenças entre os valores das DO obtidas nos filmes irradiados com graus de escurecimento consecutivos foram calculadas e comparadas com os valores estabelecidos na Resolução n. 64 do MS (2003) que devem estar entre 0,10 e 0,20.

### ***g. Força de compressão máxima***

Para avaliar o sistema de compressão da mama, foi utilizada uma balança vertical de mola comprimida que foi posicionada sobre o suporte de mama, conforme mostra a Figura 43. Sobre a balança foi colocada uma bola de tênis e o sistema de compressão da mama foi abaixado, pressionando a bola. O uso da bola tem por objetivo proteger o compressor e simular a geometria de compressão de uma mama. Uma leitura foi efetuada com a máxima compressão e outra leitura após um minuto do sistema fixo, a fim de verificar se ocorreu redução na força de compressão.

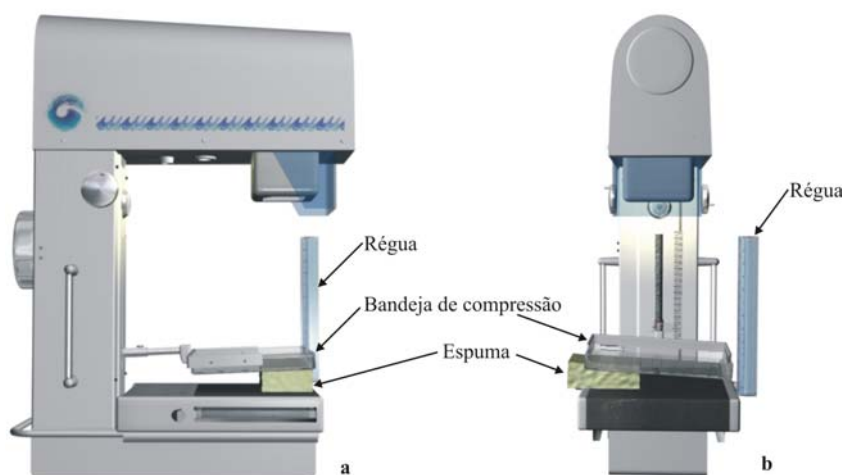
Os valores encontrados foram considerados adequados quando dentro do intervalo de aceitação de 11 a 18 kgf (MS, 1998; ARCAL, 1999; MS, 2003).



**Figura 43. Esquema mostrando o arranjo experimental para a medida da força de compressão.**

### ***h. Alinhamento da bandeja de compressão***

O alinhamento da bandeja da compressão foi verificado colocando-se inicialmente uma espuma no centro do suporte da mama e baixando o sistema de compressão conforme mostra a Figura 44-a. A distância entre a bandeja e o suporte da mama foi medida nos quatro cantos do suporte. Desta forma procurou-se avaliar a uniformidade da compressão da espuma. Em seguida, a espuma foi deslocada para um dos lados (Figura 44-b), efetuada a compressão e repetidas as medidas nos quatro cantos do suporte. Com este teste procurou-se avaliar o alinhamento da bandeja de compressão quando submetido a uma carga assimétrica.

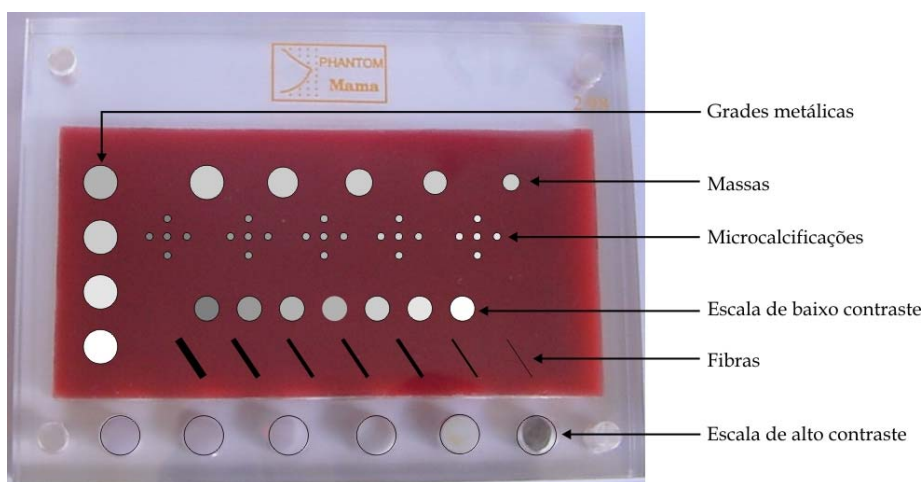


**Figura 44. Esquema de medição do (a) alinhamento da bandeja submetida a uma carga simétrica e do (b) alinhamento da bandeja sob carga assimétrica.**

Os resultados das medidas foram considerados aceitáveis quando a maior diferença, no sentido da mama, entre as distâncias medidas foi inferior a 5 mm para carga simétrica e inferior a 15 mm para carga assimétrica (CEC, 2001).

### ***I. Qualidade da imagem do phantom***

Para o estudo da qualidade da imagem foi utilizado o Phantom Mama n. 298 (Centro de Diagnóstico Mamário, Santa Casa da Misericórdia, Rio de Janeiro), apresentado na Figura 45. Este *phantom* é constituído de placas de acrílico com espessura total de 47 mm e no seu interior existem diversas estruturas que simulam microcalcificações, grades metálicas e escalas para análise do contraste da imagem. A Tabela 10 apresenta o detalhamento destas estruturas.



**Figura 45. Foto do Phantom Mama (CDM, RJ) com o detalhamento das suas diversas estruturas.**



**Tabela 10. Dimensões dos objetos encontrados no Phantom Mama (CDM, RJ). Fonte: Manual do Phantom Mama (PEIXOTO, [s/d]).**

| N:                                              | 1         | 2         | 3         | 4         | 5         | 6    | 7   |
|-------------------------------------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|------|-----|
| <b>Diâmetro Fibras (mm):</b>                    | 1,40      | 1,20      | 0,80      | 0,70      | 0,60      | 0,40 |     |
| <b>Nódulos: diâmetro / altura (mm) / (mm):</b>  | 9,5 / 3,4 | 7,5 / 2,8 | 5,5 / 2,0 | 4,0 / 2,0 | 1,0 / 0,8 | -    | -   |
| <b>Microcalcificações: diâmetro (mm):</b>       | 0,45      | 0,35      | 0,30      | 0,25      | 0,18      | -    | -   |
| <b>Resolução espacial (pl/mm<sup>11</sup>):</b> | 12        | 8         | 6         | 4         |           | -    | -   |
| <b>Escala de baixo contraste (%):</b>           | 5,5       | 4,7       | 3,3       | 2,6       | 2,0       | 1,3  | 0,8 |

O *phantom* foi posicionado sobre o suporte de mama (*bucky*) e a exposição foi efetuada no modo automático. Após a revelação dos filmes as imagens foram avaliadas por um médico especialista em mamografia.

A Portaria 453/1998 (MS, 1998) e a Resolução n. 64 (MS, 2003) estabelecem que deverá ser possível identificar, na imagem de um simulador de mama equivalente ao adotado pelo Colégio Americano de Radiologia, uma fibra com 0,75 mm de diâmetro, uma microcalcificação com 0,32 mm de diâmetro e um nódulo com 0,75 mm de diâmetro.

### 3.2 Avaliação do sistema de revelação e da qualidade da imagem

Inicialmente foram identificados quais os tipos de filmes, chassi e processadoras utilizados em cada clínica. Esses dados são apresentados na Tabela 11.

**Tabela 11. Filmes, chassi e processadora de filmes utilizadas em cada clínica.**

| Clínica | Tipo de filme / marca                 | Tipo de chassi / marca          | Processadora               |
|---------|---------------------------------------|---------------------------------|----------------------------|
| A       | Min R 2000 / Kodak                    | AD / Fuji<br>Min R 2000 / Kodak | Macrotec – modelo MX2      |
| B       | Min R 2000 / Kodak<br>Min R S / Kodak | Min R 2000 / Kodak              | Kodak – modelo X-Omat 2000 |
| C       | HDRC / AGFA                           | AGFA                            | Macrotec – modelo MX2      |

Observa-se pelos dados que a clínica A utilizava a tela intensificadora (écran) de uma marca e o filme de outra. Esta situação foi alterada no decorrer do trabalho, quando foram substituídos os chassís Fuji por chassís Min R 2000 da Kodak.

<sup>11</sup> A unidade de resolução é expressa em pares de linhas por milímetro (pl/mm).

### 3.2.1. Controle por sensitometria

A constância do processo de revelação foi avaliada nas Clínicas A e B através do teste de controle diário por sensitometria, que consiste em expor um filme usando um sensitômetro de 21 degraus, revelar este filme e medir a densidade ótica (DO) dos degraus de cinza usando um densitômetro. Neste estudo foi usado um sensitômetro com variação de densidade ótica de 0,15 entre cada degrau da escala de cinza, modelo 07-417, e o Densitômetro *Clamshell*, modelo 07-443, ambos da *Victoreen Nuclear Associates*.

O teste sensitométrico foi realizado sempre antes de iniciar os exames em pacientes e após um tempo mínimo de 20 min, necessários para o aquecimento e a estabilidade dos químicos da processadora. Primeiramente foram feitas medidas da temperatura do revelador e, em seguida, um filme foi colocado no sensitômetro com a emulsão voltada para baixo, sensibilizado e introduzido na processadora para ser revelado. Durante a exposição no sensitômetro, as luzes de segurança da câmara escura não foram acesas.

Após a revelação foram efetuadas as leituras das densidades óticas correspondentes a cada degrau do sensitômetro. Foram identificados os degraus que correspondiam à DO líquida em torno de 2,0 e de 0,25. O Índice de Contraste do filme foi determinado pela diferença de densidade ótica do degrau do filme sensibilizado com DO mais próxima de 2,00 e a DO do degrau com valor mais próximo de 0,25. Para determinar o Índice de Velocidade verificou-se qual o degrau que fornecia DO líquida próxima de 1,0. O valor da DO da base+véu também foi medido. Com base nestes dados foram traçados os gráficos das leituras do Índice de Contraste, Velocidade e Base+véu em função do tempo. Ao longo dos dias foi possível avaliar as alterações no processo de revelação a partir das variações observadas nos índices de controle.

Os valores de referência de cada índice de controle foram estabelecidos tomando a média aritmética dos índices de cinco dias consecutivos. Foram adotados os limites de tolerância fornecidos pelo Protocolo Europeu (CEC, 2001), que são de  $\pm 0,30$  (recomendável  $\pm 0,20$ ) unidades de densidade ótica a partir do valor de referência, para os Índices de Contraste e Velocidade, e  $\pm 0,03$  (recomendável  $\pm 0,02$ ) a partir do valor de referência para o Índice de Base+véu.

### 3.2.2 Índice de Rejeitos

Devido ao alto número de filmes inadequados para o diagnóstico na Clínica A, foi efetuado o levantamento do índice de rejeitos a fim de otimizar o processo da obtenção da

imagem. O levantamento efetuado no período entre julho de 2002 e dezembro de 2002 mostrou que foram utilizados 5.078 filmes para 905 exames.

### 3.2.3 Qualidade da imagem das radiografias

O número de filmes rejeitados pelo técnico ou pelo médico foi contado separadamente dentro de períodos definidos entre intervenções no mamógrafo ou na processadora. O motivo de rejeição foi registrado, classificados em “claro”, “escuro”, “manchado”, “erro de posicionamento” ou “arranhado”.

Os filmes usados para o diagnóstico foram avaliados para identificar defeitos nos filmes. Os principais defeitos analisados foram imagem da grade, artefatos, e filmes sub-revelados (sem-contraste). Além disso, para melhor analisar os resultados, filmes apresentando manchas e riscos, embora sejam artefatos, foram analisados separadamente. O termo artefatos neste trabalho foi reservado aos pequenos pontos brilhantes na imagem radiográfica.

Estes filmes também foram analisados segundo os critérios de qualidade da Comissão Européia (CEC, 1996b), aos quais todas as mamografias de pacientes devem satisfazer. Os filmes das duas projeções principais projeções, craniocaudal e oblíqua mediolateral, de 283 pacientes da Clínica A foram analisados. Os resultados foram analisados em termos do percentual de filmes que satisfazem cada critério de qualidade.

## 3.3 Medidas de dose paciente

Neste estudo a avaliação da dose no paciente foi efetuada por dois métodos:

1. Medida do kerma ar incidente (INAK) em um *phantom* de mama com o objetivo de comparar com os valores de referência recomendados na Portaria 453/1998 do Ministério da Saúde;
2. Estimativa da dose glandular em pacientes.

### 3.3.1 Medidas de dose *phantom*

As avaliações de dose *phantom* foram feitas em duas etapas: primeiro, medindo o kerma ar incidente (INAK) sobre o *Phantom* de Mama (CDM, Rio de Janeiro) para verificar a adequação com o valor de referência de 10 mGy da Portaria 453/1998 do Ministério da Saúde; e segundo, obtendo a Dose Glandular Média através da aplicação de fatores de conversão apropriados sob as medidas do INAK para comparação com valores encontrados na literatura.

### **a. Kerma ar incidente no phantom**

Para avaliar a dose em termos do INAK que seria recebida por um paciente com uma mama 50% glandular – 50% adiposa (50:50) e com 47 mm de espessura comprimida foi feita uma radiografia do *Phantom* de Mama (CDM, Rio de Janeiro) no modo automático de exposição, na tensão utilizada clinicamente para realizar um exame de uma mama com esta espessura (26 kV na Clínica A e 28 kV nas Clínicas B e C) e com combinação anodo-filtro Mo-Mo. Foi registrado o produto corrente-tempo (mAs) e, em seguida, feita uma nova exposição, no modo manual, nas mesmas condições de irradiação, para medir o INAK com a câmara de ionização Keithley (modelo 96035B), acoplada ao eletrômetro CDX-2000A (Standard Imaging Inc., Middleton, EUA), posicionada no ponto de referência (Figura 42). A densidade ótica no filme foi medida no centro do filme para garantir que o sistema automático de exposição estava devidamente ajustado para produzir uma imagem adequada ao diagnóstico. O valor da densidade ótica encontrado em cada instituição foi comparado ao valor de referência de 1,40 fornecido pelo Protocolo Europeu (CEC, 2001).

Como na Clínica A o mamógrafo não possui o sistema de *post-exposure display* (sistema que exibe o produto corrente-tempo usado na irradiação), e por isso o produto corrente-tempo fornecido em cada irradiação no modo automático é desconhecido, foi necessário utilizar dosímetros termoluminescentes (TLD-100) para medir o ESAK ( $K_{a,e}$ ) e derivar o INAK ( $K_{a,i}$ ) a partir da relação:

$$K_{a,i} = \frac{K_{a,e}}{B} \quad (15)$$

onde  $B$  é o fator de retroespalhamento calculado por KRAMER *et al.* (2001).

Os dosímetros termoluminescentes foram previamente calibrados no Laboratório de Metrologia do DEN/UFPE com um feixe de raios-X com energia efetiva de 18 keV, equivalente à energia da radiação de um equipamento de raios-X para mamografia. Os dosímetros, encapsulados aos pares com um invólucro de plástico, foram posicionados sobre o *phantom* de mama com 47 mm de espessura, no centro do campo de radiação. Foi efetuada a exposição no modo automático e com o sistema de compressão da mama sobre os dosímetros. As leituras dos TLDs foram efetuadas no DEN/UFPE utilizando o equipamento Victoreen modelo 2800.

### **b. Dose glandular média no phantom**

A Dose Glandular Média ( $D_G$ ) para cada irradiação do *phantom* de mama foi calculada a partir dos valores de INAK e dos fatores de conversão calculados por simulação Monte Carlo apropriados conforme a expressão:

$$D_G = K_{a,i} c_G \quad (16)$$

onde  $D_G$  é a Dose Glandular Média,  $K_{a,i}$  é o Kerma Ar Incidente (INAK) na posição da entrada da pele e  $c_G$  é um fator de conversão que depende da espessura da mama, da camada semi-redutora, da composição glandular da mama e da tensão no tubo. Foram usados fatores  $c_G$  calculados por WU *et al.* (1991) e WU *et al.* (1994), parametrizados por SOBOL e WU (1997). As equações paramétricas foram inseridas como uma função numa planilha do Microsoft Excel, através de um código em Visual Basic (Microsoft) adaptado do trabalho de SOBOL e WU (1997), reproduzido no Apêndice. Como foi utilizado o *Phantom* de Mama (CDM, Rio de Janeiro), utilizou-se o valor 47 mm para a espessura e 0,50 para a glandularidade (isto é, uma mama 50% glandular – 50% adiposa).

A Comunidade Européia estabelece um valor de DGM tipicamente menor que 2,0 mGy para um bloco de PMMA com 45 mm (CEC, 2001) enquanto que a FDA (2002) estabelece o valor limite de 3,0 mGy para uma mama com 42 mm (50% glandular-50% adiposa).

### **3.3.2 Dose paciente**

A dose paciente foi estimada com base no cálculo da Dose Glandular Média em cada condição de irradiação e espessura dos pacientes acompanhados. Este estudo da dose paciente só foi possível ser realizado nas Clínicas B e C devido à limitação já mencionada do mamógrafo usado na Clínica A, de não possuir o sistema *post-exposure display*. Medidas com dosímetros termoluminescentes (TLD) colocados diretamente sobre as mamas dos pacientes não foram aceitas na Clínica A por causa da interferência do dosímetro na imagem do exame.

Na Clínica B foram acompanhados os exames de 91 pacientes totalizando 409 parâmetros de irradiação, enquanto que na Clínica C foram coletados os dados de 72 exames de pacientes, totalizando 319 parâmetros de exposição. As seguintes informações foram registradas:

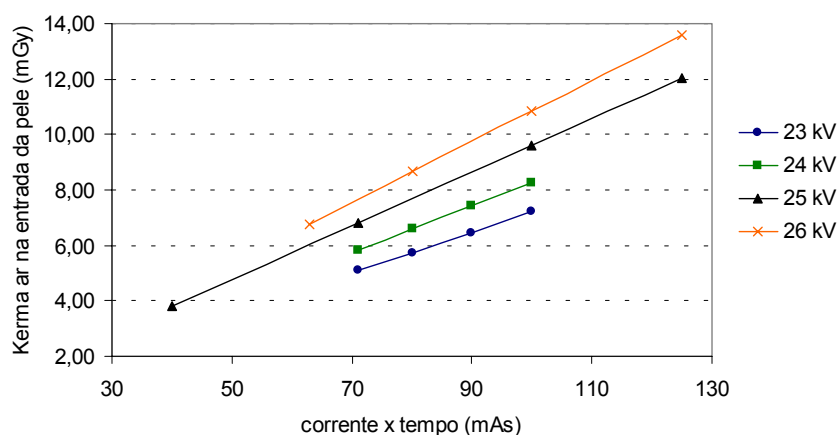
- 1) espessura da mama comprimida;

- 2) parâmetros de exposição (tensão, mAs, filtro);
- 3) idade das pacientes.

As espessuras de mama comprimida encontradas foram comparadas com os valores da literatura através de histogramas e da média das espessuras comprimidas, para as incidências craniocaudal e oblíqua mediolateral.

#### **a. Kerma ar incidente em pacientes**

O kerma ar incidente na posição da entrada da pele foi calculado para cada irradiação a partir das equações das curvas de calibração em função do produto corrente-tempo, como as mostradas na Figura 46 para as tensões entre 23 e 26 kV, obtidas de medidas com a câmara de ionização Keithley (modelo 96035B), acoplada ao eletrômetro CDX-2000A (Standard Imaging Inc., Middleton, EUA), posicionada sobre um suporte de isopor com 45 mm de espessura. Na Clínica B, as curvas do kerma ar em função do produto corrente-tempo foram levantadas para as tensões 23, 24, 25, 26, 28, 30 e 35 kV, com filtro de Mo e 28, 30 e 32 kV, com filtro de Rh. Na Clínica C, foram levantadas estas curvas para os valores de tensão entre 25 e 29 kV.



**Figura 46.** Gráfico do kerma ar na entrada da pele em função do produto corrente-tempo para as tensões 23, 24, 25 e 26 kV, anodo-filtro de Mo-Mo, com a câmara de ionização sobre suporte ar-equivalente, Clínica B.

#### **b. Dose glandular média em pacientes**

Utilizando os parâmetros de irradiação coletados, a Dose Glandular Média para cada irradiação foi calculada aplicando-se a mesma metodologia usada para o *phantom*, i.e., a partir dos valores do INAK e dos fatores de conversão calculados por simulação Monte Carlo (WU

*et al.*, 1991; WU *et al.*, 1994) apropriados segundo a Equação 16. Para corrigir a diferença de distância da posição de entrada da radiação na mama dos pacientes em relação à distância em que foram levantadas as curvas de kerma ar incidente, foi utilizada uma correção pelo inverso do quadrado da distância segundo a equação:

$$K_{a,i,x} = K_{a,i} \cdot \frac{(650 - x_{mama})^2}{(650 - 45)^2} \quad (17)$$

onde  $K_{a,i,x}$  é o kerma ar incidente na posição da entrada de uma mama com espessura  $x$ ,  $K_{a,i}$  é o kerma ar incidente medido sobre o suporte de isopor com 45 mm de espessura e  $x_{mama}$  é a espessura da mama em milímetros.

Como as tabelas de dose glandular são válidas para intervalos de espessura da mama comprimida ente 30 e 80 mm, 16 pacientes na Clínica B e cinco pacientes da Clínica C foram excluídas dos cálculos de DGM por apresentarem espessuras de mama comprimida fora deste intervalo.

A glandularidade  $G$  de cada mama foi estimada usando a seguinte equação:

$$G_t = -0,000233 t^3 + 0,0721 t^2 - 7,45 t + 257,7 \quad (18)$$

onde  $G_t$  é a curva de ajuste para cada espessura  $t$  de mama comprimida (BECKETT e KOTRE, 2000).

Os dados da Dose Glandular Média para cada irradiação foram analisados separadamente para as incidências craniocaudal (CC) e oblíqua mediolateral (OML). A contribuição para a dose paciente devido a outras incidências, como a ampliação e a localizada, não foi computada devido às diferenças entre a geometria de exposição e a geometria para a qual os fatores de conversão  $c_G$  foram calculados.

Para avaliar as doses pacientes, os seguintes parâmetros foram calculados:

- $D_{G-irradiação}$ : Dose Glandular Média em cada condição de irradiação.
- $D_{G-craniocaudal}$  ( $D_{G-CC}$ ): Doses Glandulares Médias por irradiação feitas com o paciente na posição craniocaudal.
- $D_{G-oblíqua mediolateral}$  ( $D_{G-OML}$ ): Doses Glandulares Médias por irradiação feitas com o paciente na posição oblíqua mediolateral.
- $D_{G-mulher}$ : corresponde à soma das doses glandulares médias para cada paciente.

## 4 Resultados e discussão

### 4.1 Avaliação dos equipamentos

#### a. Sistema de colimação

Os resultados das medidas dos desvios entre a borda do filme e o *bucky* e entre a borda do filme e o campo de radiação, para as três clínicas, são apresentados nas Tabelas 12 e 13. Os dados indicam que os equipamentos das Clínicas B e C apresentaram uma discrepância entre a borda do filme e o *bucky* inferior a 4 mm, sendo portanto considerados adequados. O mesmo não ocorre com o equipamento da Clínica A, que apresentou um desvio 1,6 mm maior.

Com relação à concordância entre a borda do filme e o campo de radiação, nenhum equipamento satisfaz a condição de desvio menor que 3 mm, que é o limite proposto na Resolução n. 64 do Ministério da Saúde (2003).

**Tabela 12. Resultados das medidas dos desvios entre a borda do filme e o suporte da mama (*bucky*), nos equipamentos das Clínicas A, B e C.**

| Clínica | Desvio entre a borda do filme e o <i>bucky</i> (mm) <sup>12</sup> | Aceitável |
|---------|-------------------------------------------------------------------|-----------|
| A       | 5,6                                                               | Não       |
| B       | 3,0                                                               | Sim       |
| C       | 4,7                                                               | Não       |

**Tabela 13. Resultados das medidas dos desvios entre a borda do filme e o campo de radiação, nos equipamentos das Clínicas A, B e C.**

| Clínica | Desvio entre borda do filme e o campo de radiação (mm) <sup>13</sup> | Aceitável |
|---------|----------------------------------------------------------------------|-----------|
| A       | 5,8                                                                  | Não       |
| B       | 11,5                                                                 | Não       |
| C       | 3,7                                                                  | Não       |

<sup>12</sup> A distância entre a borda do filme e o suporte de mama (*bucky*):  $\leq 4$  mm (CEC, 2001).

<sup>13</sup> A distância entre o campo de radiação e a borda do filme:  $\leq 3$  mm e cobrir todo o filme (MS, 2003; IPSM, 1994).



### **b. Exatidão e reprodutibilidade da tensão**

Os resultados das medidas da reprodutibilidade dos valores da tensão dos mamógrafos das Clínicas A, B e C são mostrados na Tabela 14. Estes resultados mostram um percentual de variação nos valores de tensão menor que 2%, que, segundo protocolo da IAEA (ARCAL, 1999), é aceitável. Portanto os equipamentos das clínicas em estudo apresentam precisão no valor da tensão aplicada ao tubo de raios-X adequada.

**Tabela 14. Valores das medidas obtidas no estudo da reprodutibilidade da tensão do tubo, nas clínicas A, B e C, média aritmética e coeficiente de variação (CV).**

| Clínica | Tensão (kV) | M1 (kV) | M2 (kV) | M3 (kV) | M4 (kV) | M5 (kV) | Média (kV) | CV (%) | Aceitável <sup>14</sup> |
|---------|-------------|---------|---------|---------|---------|---------|------------|--------|-------------------------|
| A       | 28          | 28,3    | 28,5    | 28,4    | 28,4    | 28,4    | 28,4       | 0,25   | Sim                     |
| B       | 26          | 26,4    | 26,4    | 26,4    | 26,4    | 26,5    | 26,4       | 0,17   | Sim                     |
| C       | 28          | 27,8    | 27,7    | 27,7    | 27,7    | 27,7    | 27,7       | 0,16   | Sim                     |

Com relação à exatidão dos valores da tensão aplicada ao tubo de raios-X, as Tabelas 15, 16 e 17 apresentam os resultados encontrados para os mamógrafos das Clínicas A, B e C, respectivamente, medidos na faixa de valores de tensão usadas clinicamente. Os dados mostram que os equipamentos das Clínicas B e C apresentam um desvio entre o valor nominal e o valor medido inferior a 5%, que é o limite recomendado pelo Ministério da Saúde (2003). Portanto os equipamentos destas clínicas são considerados adequados quanto à exatidão da tensão. Com relação à Clínica A, os dados da Tabela 15 mostram que o desvio no valor da tensão é igual ao limite aceitável. Foi efetuada uma regulagem no mamógrafo, após a qual foram feitas novas leituras, apresentadas na Tabela 18. Este ajuste do equipamento melhorou a exatidão da tensão, cujo maior desvio percentual passou a ser de 3,6%.

**Tabela 15. Valores das medidas da exatidão da tensão, na Clínica A, com filtro de Mo.**

| Tensão (kVp): | 26   | 28   | 31   | Aceitável <sup>15</sup> |
|---------------|------|------|------|-------------------------|
| Medido (kV):  | 24,7 | 27,9 | 29,5 |                         |
| Desvio (kV):  | -1,3 | -0,1 | -1,5 |                         |
| Desvio E(%):  | 5%   | 0,4% | 5%   | Sim                     |

<sup>14</sup> Foi adotado o limite de aceitação para o coeficiente de variação (CV) de 2% (ARCAL, 1999).

<sup>15</sup> O limite de aceitação do desvio percentual  $E(\%)$  da tensão é de 5% (MS, 2003; ARCAL, 1999).

**Tabela 16. Valores das medidas da exatidão da tensão na Clínica B. As medidas com tensões entre 25 e 27 foram realizadas com filtro de Mo e entre 28 e 34, com filtro de Rh.**

| <b>Tensão (kV):</b> | <b>25</b> | <b>26</b> | <b>27</b> | <b>28</b> | <b>29</b> | <b>30</b> | <b>31</b> | <b>32</b> | <b>33</b> | <b>34</b> | <b>Aceitável<sup>15</sup></b> |
|---------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-------------------------------|
| Medido (kV):        | 25,2      | 26,3      | 27,7      | 27,8      | 28,8      | 29,5      | 30,7      | 31,6      | 32,5      | 33,4      |                               |
| Desvio (kV):        | +0,2      | +0,3      | +0,7      | -0,2      | -0,2      | -0,5      | -0,3      | -0,4      | -0,5      | -0,6      |                               |
| Desvio E(%):        | 1%        | 1%        | 3%        | 1%        | 1%        | 2%        | 1%        | 1%        | 2%        | 2%        | Sim                           |

**Tabela 17. Valores das medidas da exatidão da tensão, na Clínica C, com filtro de Mo.**

| <b>Tensão (kV):</b> | <b>27</b> | <b>28</b> | <b>29</b> | <b>Aceitável<sup>15</sup></b> |
|---------------------|-----------|-----------|-----------|-------------------------------|
| Medido (kV):        | 26,7      | 27,7      | 28,8      |                               |
| Desvio (kV):        | -0,3      | -0,3      | -0,2      |                               |
| Desvio E(%):        | -1%       | -1%       | -1%       | Sim                           |

**Tabela 18. Valores obtidos das medidas da exatidão da tensão, na Clínica A, após manutenção.**

| <b>Tensão (kV):</b> | <b>25</b> | <b>26</b> | <b>27</b> | <b>28</b> | <b>29</b> | <b>30</b> | <b>31</b> | <b>Aceitável<sup>15</sup></b> |
|---------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-------------------------------|
| Medido (kV):        | 25,9      | 26,7      | 27,3      | 28,2      | 29,3      | 30,3      | 31,4      |                               |
| Desvio (kV):        | +0,9      | +0,7      | +0,3      | +0,2      | +0,3      | +0,3      | +0,4      |                               |
| Desvio E(%):        | 4%        | 3%        | 1%        | 1%        | 1%        | 1%        | 1%        | Sim                           |

### **c. Exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição**

Os resultados dos testes da reprodutibilidade do tempo de exposição, obtidos com os equipamentos das Clínicas A, B e C são apresentados na Tabela 19. Os dados mostram que os coeficientes de variação percentual (CV), para as medidas do tempo de irradiação, foram de 0,047%, 0,034% e 0,045% para as Clínicas A, B e C, respectivamente. Nos três casos os valores encontrados foram inferiores ao limite de aceitação de 10% (MS, 2003) e, portanto, estão adequados.

**Tabela 19. Valores para as medidas da reprodutibilidade do tempo de exposição, coeficiente de variação (CV) nas Clínicas A (26 kV, 60 mAs), B (26 kV, 80 mAs) e C (28 kV, 100 mAs).**

| <b>Clínica</b> | <b>M1 (ms)</b> | <b>M2 (ms)</b> | <b>M3 (ms)</b> | <b>M4 (ms)</b> | <b>M5 (ms)</b> | <b>Média ± desvio (ms)</b> | <b>CV (%)</b> | <b>Aceitável</b> |
|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------------------|---------------|------------------|
| A              | 731,0          | 731,0          | 731,6          | -              | -              | 731,2 ± 0,4                | 0,05          | Sim              |
| B              | 565,3          | 565,8          | 565,6          | 565,5          | 565,4          | 565,5 ± 0,2                | 0,03          | Sim              |
| C              | 1057,2         | 1057,6         | 1056,3         | 1057,0         | 1057,0         | 1057,0 ± 0,5               | 0,05          | Sim              |

#### **d. Medida da camada semi-redutora**

A Tabela 20 mostra os valores das leituras obtidas com a câmara de ionização Keithley (modelo 96035B) no ponto de referência (ver Figura 42), acoplada ao eletrômetro CDX-2000A Standard Imaging Inc., Middleton, EUA), quando se utiliza absorvedores de 0,3, 0,4 e 0,5 mm de alumínio posicionados entre o tubo de raios-X e a câmara de ionização. A partir destes dados foram calculados os valores das camadas semi-redutoras (CSR) com base na Equação 10. Os valores encontrados estão mostrados na Tabela 20.

Em todas as medidas, nas Clínicas A, B e C, os valores das CSR estão dentro dos limites estabelecidos pelo Ministério da Saúde (MS, 1998; MS, 2003), que é dado pela Equação 11, o que classifica os equipamentos como adequados.

**Tabela 20. Camadas semi-redutoras (CSR) e leituras obtidas com a câmara de ionização sem atenuador e com atenuadores de Al com espessuras 0,3, 0,4 e 0,5 mm Al.**

| Clínica      | Tensão (kV) | 0 mm (mGy) | 0,3 mm Al (mGy) | 0,4 mm Al (mGy) | 0,5 mm Al (mGy) | CSR (mm Al) | Intervalo Aceitável |
|--------------|-------------|------------|-----------------|-----------------|-----------------|-------------|---------------------|
| A<br>(Mo-Mo) | 28          | 5,12       | 2,67            | 2,32            | -               | 0,33        | (0,31 – 0,40)       |
|              | 23          | 3,62       | 1,685           | 1,36            | -               | 0,27        | (0,26 – 0,35)       |
| B<br>(Mo-Mo) | 25          | 6,06       | 3,01            | 2,46            | -               | 0,30        | (0,28 – 0,37)       |
|              | 28          | 7,00       | 3,67            | 3,04            | -               | 0,33        | (0,31 – 0,40)       |
|              | 30          | 8,60       | 4,65            | 3,88            | -               | 0,34        | (0,33 – 0,42)       |
| B<br>(Mo-Rh) | 30          | 9,40       | 5,47            | 4,65            | -               | 0,39        | (0,33 – 0,49)       |
|              | 32          | 11,4       | -               | 5,77            | 5,12            | 0,41        | (0,35 – 0,51)       |
| C<br>(Mo-Mo) | 25          | 2,05       | 1,08            | 0,88            | -               | 0,33        | (0,28 – 0,37)       |
|              | 27          | 2,7        | 1,47            | 1,23            | -               | 0,35        | (0,30 – 0,39)       |
|              | 29          | 3,44       | 1,92            | 1,62            | -               | 0,37        | (0,32 – 0,41)       |

#### **e. Reprodutibilidade e linearidade do kerma ar incidente**

Os valores do kerma ar incidente (INAK) obtidos nas medidas com a câmara de ionização, nas Clínicas A, B e C, são apresentados na Tabela 21. Os valores do coeficiente de variação (CV) encontram-se dentro do limite aceitável de 10% (MS, 2003; ARCAL, 1999) e, portanto, os equipamentos foram considerados adequados.

Para avaliar a linearidade do kerma ar incidente em função do produto corrente-tempo, foram calculados os coeficientes de linearidade *CL*, apresentados na Tabela 22. Os resultados mostram que nas três instituições os valores encontrados foram menores que 1%, bem menores que os limites recomendado e aceitável, propostos pela Resolução n. 64 (MS, 2003), de 10% e 20%, respectivamente.

**Tabela 21. Valores das medidas, média aritmética e coeficiente de variação (CV) no estudo da reprodutibilidade do kerma ar incidente, nas Clínicas A, B e C.**

| Clínica | Tensão (kV) | Corrente-tempo (mAs) | M1 (mGy) | M2 (mGy) | M3 (mGy) | M4 (mGy) | Média (mGy) | CV (%) | Aceitável |
|---------|-------------|----------------------|----------|----------|----------|----------|-------------|--------|-----------|
| A       | 28          | 80                   | 10,12    | 10,61    | 10,46    | 10,40    | 10,40       | 2,0    | Sim       |
| B       | 28          | 50                   | 5,13     | 5,11     | 5,11     | 5,10     | 5,11        | 0,97   | Sim       |
| C       | 28          | 60                   | 6,07     | 6,07     | 6,03     | 6,07     | 6,07        | 0,045  | Sim       |

**Tabela 22. Valores encontrados para avaliação da linearidade do kerma ar incidente (INAK), rendimento específico (*R*) e coeficiente de linearidade (*CL*).**

| Tensão no tubo (kV) | Corrente- tempo (mAs) | INAK (mGy) | <i>R</i> (mGy / mAs) | <i>CL</i> (%) | Aceitável <sup>16</sup> |
|---------------------|-----------------------|------------|----------------------|---------------|-------------------------|
| <b>Clínica A</b>    |                       |            |                      |               |                         |
| 26                  | 121                   | 31,9       | 0,263                |               |                         |
| 26                  | 132                   | 34,9       | 0,264                | 0,8%          | Sim                     |
| 26                  | 143                   | 37,2       | 0,260                |               |                         |
| <b>Clínica B</b>    |                       |            |                      |               |                         |
| 23                  | 71                    | 5,10       | 0,072                |               |                         |
| 23                  | 80                    | 5,73       | 0,072                | 0,3%          | Sim                     |
| 23                  | 90                    | 6,46       | 0,072                |               |                         |
| 23                  | 100                   | 7,20       | 0,072                |               |                         |
| 28                  | 140                   | 19,35      | 0,138                |               |                         |
| 28                  | 160                   | 22,14      | 0,138                | 0,1%          | Sim                     |
| 28                  | 180                   | 24,94      | 0,139                |               |                         |
| 35                  | 125                   | 32,37      | 0,259                |               |                         |
| 35                  | 180                   | 46,66      | 0,259                | 0,2%          | Sim                     |
| 35                  | 220                   | 57,14      | 0,260                |               |                         |
| 35                  | 280                   | 72,61      | 0,259                |               |                         |
| <b>Clínica C</b>    |                       |            |                      |               |                         |
| 25                  | 63                    | 6,07       | 0,096                |               |                         |
| 25                  | 100                   | 9,64       | 0,096                | 0,2%          | Sim                     |
| 25                  | 140                   | 13,52      | 0,097                |               |                         |
| 25                  | 200                   | 19,33      | 0,097                |               |                         |
| 28                  | 28                    | 1,80       | 0,064                |               |                         |
| 28                  | 63                    | 4,07       | 0,065                | 0,6%          | Sim                     |
| 28                  | 100                   | 6,50       | 0,065                |               |                         |
| 29                  | 63                    | 6,82       | 0,108                |               |                         |
| 29                  | 100                   | 10,77      | 0,108                | 0,3%          | Sim                     |
| 29                  | 140                   | 15,12      | 0,108                |               |                         |
| 29                  | 200                   | 21,64      | 0,108                |               |                         |

<sup>16</sup> O valor do coeficiente de linearidade *CL*(%) deve ser menor que 10% (ARCAL, 1999).

## **f. Sistema de Controle Automático da Exposição**

### **Reprodutibilidade**

A Tabela 23 mostra os valores das densidades óticas em quatro imagens de um bloco de PMMA com 48 mm de espessura, produzidos à tensão de 28 kV, utilizando modo automático de exposição. Com base no valor do coeficiente de variação (CV) observa-se que nas instituições B e C os valores obtidos foram menores que 5%. Portanto, nestas clínicas a reprodutibilidade do sistema AEC encontra-se adequada. Na Clínica A, o coeficiente de variação encontrado foi ligeiramente maior que 5%.

**Tabela 23. Valores das densidades óticas nos filmes, média e coeficiente de variação (CV) obtidos de quatro irradiações sucessivas, com um bloco de 48 mm de PMMA, usando sistema de controle automático de exposição.**

| Clínica | Filme1 (DO) | Filme2 (DO) | Filme3 (DO) | Filme4 (DO) | Média ± desvio (DO) | CV <sup>17</sup> (%) |
|---------|-------------|-------------|-------------|-------------|---------------------|----------------------|
| A       | 2,83        | 2,72        | 2,98        | 3,11        | 2,9 ± 0,2           | 5,9                  |
| B       | 1,66        | 1,64        | 1,64        | 1,62        | 1,64 ± 0,02         | 1,0                  |
| C       | 1,51        | 1,61        | 1,56        | 1,48        | 1,54 ± 0,06         | 3,7                  |

A reprodutibilidade avaliada através dos filmes inclui a variação de revelação dos filmes na processadora e, portanto estas medidas estão mais associadas à reprodutibilidade do conjunto Sistema AEC + Revelação. Por outro lado, a avaliação da reprodutibilidade do sistema AEC utilizando um dosímetro durante a exposição do bloco de PMMA deverá estar mais associada à reprodutibilidade do Sistema AEC. Uma comparação entre os dois métodos foi feita utilizando o mamógrafo da Clínica B, cujos resultados são mostrados na Tabela 24. O coeficiente de variação obtido com o dosímetro semicondutor (0,15%) é cerca de 6,5 vezes menor que o CV obtido utilizando as leituras da densidade ótica dos filmes (1,0%), o que evidencia a maior incerteza das medidas utilizando os filmes processados.

**Tabela 24. Valores das leituras feitas com dosímetro semicondutor, média e coeficiente de variação (CV) obtidos de cinco irradiações sucessivas, com um bloco de 48 mm de PMMA, usando sistema de controle automático de exposição.**

| Clínica | L1 (mGy) | L2 (mGy) | L3 (mGy) | L4 (mGy) | L5 (mGy) | Média ± desvio (mGy) | CV (%) |
|---------|----------|----------|----------|----------|----------|----------------------|--------|
| B       | 2,900    | 2,894    | 2,891    | 2,891    | 2,885    | 2,894 ± 0,004        | 0,15   |

<sup>17</sup> O coeficiente de variação deve ser menor que 5% (MS, 2003).

### ***Desempenho para diferentes espessuras***

Os resultados do estudo do desempenho do sistema AEC, avaliado pela capacidade de reproduzir a densidade ótica no filme quando radiografados blocos de acrílico com diferentes espessuras, estão apresentados na Tabela 25. O resultado obtido na Clínica B foi o que mais aproximou-se do intervalo adequado, segundo o critério de avaliação adotado, que estabelece um limite de aceitação para a diferença entre o maior e o menor valor de DO medido inferior a 0,30 (MS, 2003). Para as Clínicas A e C, os resultados obtidos foram considerados inadequados. Vale ressaltar que, na Clínica C, para espessuras de PMMA entre 32 e 73 mm, a diferença entre o maior e menor valor de densidade ótica é 0,28, que classifica o equipamento como adequado.

**Tabela 25. Valores de densidade ótica nos filmes de radiografias feitas usando blocos de PMMA com diferentes espessuras e a diferença entre o maior e menor valor de densidade ótica.**

| Espessura PMMA (mm) | Tensão (kV) | Corrente-tempo (mAs) | Densidade Ótica (DO) | $\Delta$ maior e menor valor de DO <sup>18</sup> (DO) | Adequado |
|---------------------|-------------|----------------------|----------------------|-------------------------------------------------------|----------|
| Clínica A           |             |                      |                      |                                                       |          |
| 16                  | 25          | -                    | 3,06                 | 2,34                                                  | Não      |
| 32                  | 26          | -                    | 1,76                 |                                                       |          |
| 48                  | 26          | -                    | 1,53                 |                                                       |          |
| 64                  | 27          | -                    | 0,72                 |                                                       |          |
| Clínica B           |             |                      |                      |                                                       |          |
| 16                  | 23          | 26,1                 | 1,49                 | 0,34                                                  | Não      |
| 32                  | 25          | 60,7                 | 1,37                 |                                                       |          |
| 41                  | 27          | 72,8                 | 1,36                 |                                                       |          |
| 48                  | 28          | 121,0                | 1,62                 |                                                       |          |
| 64                  | 33          | 126,0                | 1,70                 |                                                       |          |
| Clínica C           |             |                      |                      |                                                       |          |
| 16                  | 26          | 13                   | 1,32                 | 0,57                                                  | Não      |
| 32                  | 26          | 44                   | 1,61                 |                                                       |          |
| 48                  | 28          | 114                  | 1,66                 |                                                       |          |
| 64                  | 28          | 305                  | 1,84                 |                                                       |          |
| 73                  | 29          | 564                  | 1,89                 |                                                       |          |

### ***Controle de densidades***

As Tabelas 26, 27 e 28 apresentam os resultados do teste do desempenho do controle de densidades, avaliado a partir dos valores da variação da densidade ótica produzida no filme ao ajustar a seleção do controle de densidades entre degraus consecutivos, que deve estar

<sup>18</sup> O desempenho do sistema AEC é adequado se a diferença entre o maior e menor valor for menor que 0,30.

entre 0,10 e 0,20 (MS, 2003). Os dados mostram que os mamógrafos das três clínicas obtiveram resultados insatisfatórios.

**Tabela 26. Valores do produto corrente-tempo e densidade ótica (DO) dos filmes produzidos usando diferentes estações do Controle de Densidades. Clínica A.**

| Seleção de densidade | Corrente- tempo (mAs) <sup>19</sup> | Densidade Ótica (DO) | $\Delta$ DO (DO) | Adequado <sup>20</sup> |
|----------------------|-------------------------------------|----------------------|------------------|------------------------|
| -2,0                 | 56                                  | 1,17                 | -                | -                      |
| -1,0                 | 63                                  | 1,28                 | 0,11             | Sim                    |
| 0,0                  | 70                                  | 1,35                 | 0,07             | Não                    |
| +1,0                 | 77                                  | 1,76                 | 0,41             | Não                    |
| +2,0                 | 84                                  | 1,73                 | -0,03            | Não                    |

**Tabela 27. Valores do produto corrente-tempo e densidade ótica (DO) dos filmes produzidos usando diferentes estações do Controle de Densidades. Clínica B.**

| Seleção de densidade | Corrente- tempo (mAs) | Densidade Ótica (DO) | $\Delta$ DO (DO) | Adequado |
|----------------------|-----------------------|----------------------|------------------|----------|
| -3,0                 | 76,6                  | 1,61                 | -                | -        |
| -2,0                 | 78,7                  | 1,68                 | 0,07             | Não      |
| -1,0                 | 81,1                  | 1,72                 | 0,04             | Não      |
| 0,0                  | 83,5                  | 1,74                 | 0,02             | Não      |
| +1,0                 | 86,0                  | 1,85                 | 0,11             | Sim      |
| +2,0                 | 87,7                  | 1,91                 | 0,06             | Não      |
| +3,0                 | 90,4                  | 1,96                 | 0,05             | Não      |

**Tabela 28. Valores do produto corrente-tempo e densidade ótica (DO) dos filmes produzidos usando diferentes estações do Controle de Densidades. Clínica C.**

| Seleção de densidade | Corrente- tempo (mAs) | Densidade Ótica (DO) | $\Delta$ DO (DO) | Adequado |
|----------------------|-----------------------|----------------------|------------------|----------|
| -3,0                 | 78                    | 0,70                 | -                | -        |
| -2,0                 | 87                    | 0,85                 | 0,15             | Sim      |
| -1,0                 | 98                    | 1,02                 | 0,17             | Sim      |
| 0,0                  | 110                   | 1,34                 | 0,32             | Não      |
| +1,0                 | 123                   | 1,53                 | 0,19             | Sim      |
| +2,0                 | 137                   | 1,82                 | 0,29             | Não      |
| +3,0                 | 152                   | 2,13                 | 0,31             | Não      |

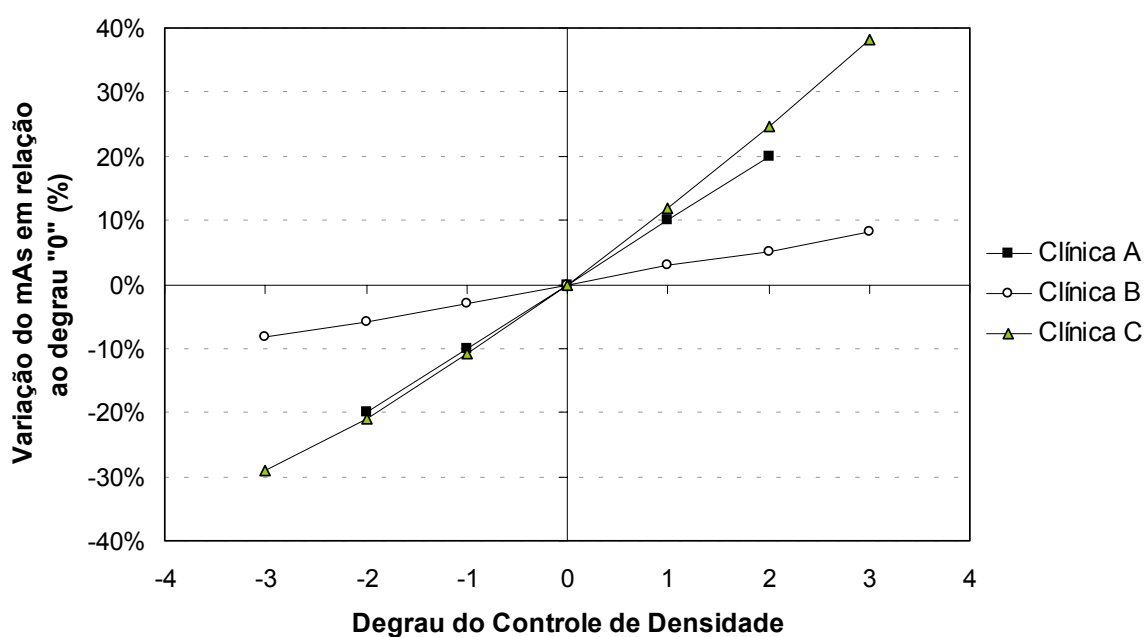
Esta metodologia, tal como as medidas da reprodutibilidade e desempenho do sistema AEC, utiliza as medidas de densidade ótica produzida nos filmes e, portanto, avalia todo o

<sup>19</sup> Valor apresentado no painel antes da exposição.

<sup>20</sup> O desempenho do controle de densidades é adequado quando a variação entre degraus consecutivos estiver entre 0,10 e 0,20.

sistema mamógrafo-processamento da imagem. Uma outra metodologia, envolvendo o uso de dosímetros, poderia ser empregada em conjunto com as medidas nos filmes para avaliar o mamógrafo separadamente. A Figura 47 apresenta um gráfico da variação dos produtos corrente-tempo (mAs) usados pelos mamógrafos das três instituições neste teste de controle de densidades. A partir desta figura observa-se que os três mamógrafos respondem linearmente às mudanças no seletor de densidade, o que mostra o adequado funcionamento do mamógrafo e variações na reprodutibilidade do processamento dos filmes.

Uma avaliação da reprodutibilidade do processamento dos filmes deveria ser incluída nos testes de qualidade, especialmente porque no Brasil muitas das processadoras utilizadas para a revelação dos filmes em mamografia foram projetadas para o processamento de filmes de raios-X convencional.



**Figura 47.** Gráfico da variação percentual do produto corrente-tempo (mAs) em relação ao valor do mAs no degrau "0" em função do degrau do controle de densidade.

#### ***g. Força de compressão máxima***

Os resultados das medidas da força máxima de compressão nas três instituições estão apresentados na Tabela 29. Os valores encontram-se dentro do intervalo de aceitação (11-18 kgf) estabelecido pelo Ministério da Saúde (MS, 1998; MS, 2003).



Tabela 29. Resultados das medidas de força máxima de compressão nas Clínicas A, B e C.

| Clínica | Força máxima de compressão (kgf) | Aceitável <sup>21</sup> |
|---------|----------------------------------|-------------------------|
| A       | 12                               | Sim                     |
| B       | 18                               | Sim                     |
| C       | 17                               | Sim                     |

#### ***h. Alinhamento da bandeja de compressão***

As Tabelas 30 e 31 apresentam os resultados do teste do alinhamento da bandeja de compressão em relação ao *bucky*. O alinhamento foi considerado adequado nas Clínicas B e C, porém, na Clínica A, o valor encontrado no lado direito foi 4 mm maior que o aceitável. Uma manutenção foi efetuada para a correção do problema, porém o defeito permaneceu, pois há uma limitação na fabricação do equipamento que impede o correto ajuste. O mamógrafo Mk MCP possui um acoplamento do compressor em forma de barra, o que dificulta a fixação.

Tabela 30. Diferença no sentido da mama entre as distâncias da placa compressora e o *bucky*, à compressão total, sob carga simétrica.

| Clínica | Lado Esquerdo (mm) | Lado Direito (mm) | Adequado <sup>22</sup> |
|---------|--------------------|-------------------|------------------------|
| A       | 6                  | 9                 | Não                    |
| B       | 2                  | 1                 | Sim                    |
| C       | 5                  | 3                 | Sim                    |

Tabela 31. Diferença no sentido perpendicular à mama entre as distâncias da placa compressora e o *bucky*, à compressão total, sob carga assimétrica.

| Clínica | Trás (mm) | Frente (mm) | Adequado <sup>23</sup> |
|---------|-----------|-------------|------------------------|
| A       | 13        | 16          | Não                    |
| B       | 15        | 14          | Sim                    |
| C       | 1         | 2           | Sim                    |

#### ***I. Qualidade da imagem do phantom***

A qualidade da imagem foi avaliada através da análise, por um médico com experiência em mamografia, das imagens produzidas pela irradiação do *Phantom Mama*

<sup>21</sup> O intervalo de aceitação é entre 11 e 18 kgf (MS, 2003).

<sup>22</sup> O limite de aceitação para carga simétrica é de 5 mm (CEC, 2001).

<sup>23</sup> O limite de aceitação para carga assimétrica é de 15 mm (CEC, 2001).

(CDM, Rio de Janeiro). As Clínicas A e B utilizam combinações tela-filme do tipo Min-R 2000, produzido pela Eastman Kodak Company, enquanto que a Clínica C utiliza tela e filme, o HDRC-plus, produzidos pela AGFA.

Os resultados, apresentados na Tabela 32, foram avaliados comparando o menor tamanho dos objetos visualizados com os limites aceitáveis propostos pela Portaria 453/1998 (MS, 1998) e pelo fabricante do *phantom* (PEIXOTO, [s/d]). Baseado nestes resultados concluiu-se que as três instituições apresentam qualidade de imagem aceitáveis.

**Tabela 32. Tamanhos dos menores objetos visualizados nas imagens do *Phantom Mama* (CDM, RJ) produzidas em cada instituição.**

|                                                | Clínica A | Clínica B | Clínica C | Valores Aceitáveis |
|------------------------------------------------|-----------|-----------|-----------|--------------------|
| <b>Diâmetro Fibras (mm):</b>                   | 0,70      | 0,60      | 0,70      | $\leq 0,75^a$      |
| <b>Microcalcificações: diâmetro (mm):</b>      | 0,25      | 0,25      | 0,25      | $\leq 0,32^a$      |
| <b>Nódulos: diâmetro / altura (mm) / (mm):</b> | 4 / 2     | 1 / 0,8   | 4 / 2     | $\leq 4 / 2^b$     |
| <b>Escala de baixo contraste (%):</b>          | 0,8       | 0,8       | 1,3       | $\leq 1,3^b$       |
| <b>Adequado:</b>                               | Sim       | Sim       | Sim       |                    |

<sup>a</sup> Segundo a Portaria 453/1998 (MS, 1998).

<sup>b</sup> Segundo o manual do *Phantom Mama* (PEIXOTO, [s/d]).

## 4.2 Avaliação do sistema de revelação e da qualidade da imagem

### 4.2.1 Controle por sensitometria

O controle sensitométrico na Clínica A foi levantado durante dois meses e quinze dias e na Clínica B durante dois meses. Na Clínica A, a média aritmética das leituras de densidade ótica no degrau nº 15 durante os cinco primeiros dias de acompanhamento forneceu o valor  $1,211 \pm 0,046$ , que foi adotado como referência para o índice de velocidade. Para calcular o valor de referência do Índice de Contraste foi tomada a média aritmética da diferença entre o degrau nº 16 e o degrau nº 13, durante os cinco primeiros dias. O valor encontrado foi de  $1,599 \pm 0,036$ , e portanto, adotou-se o valor de referência 1,60.

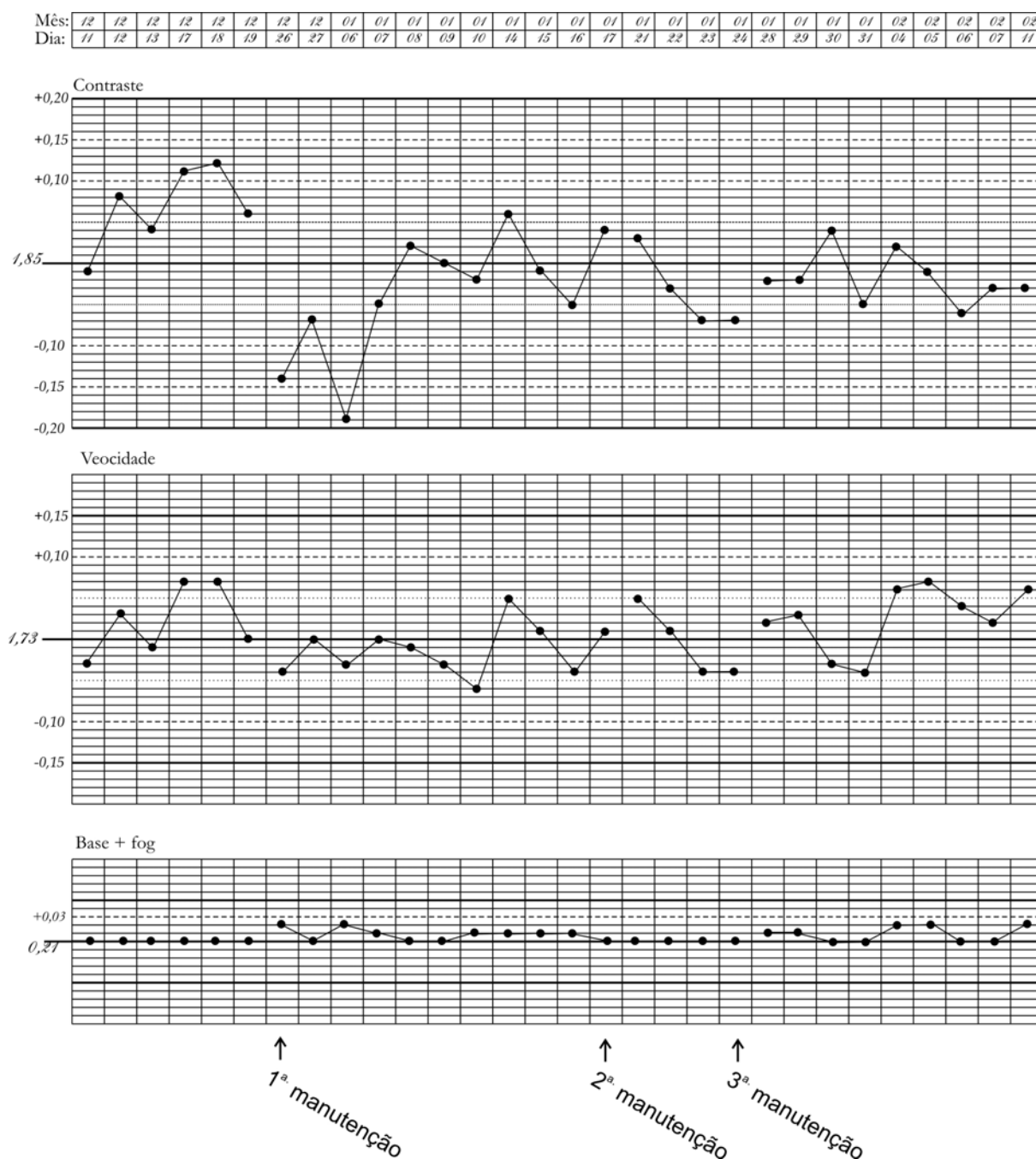
As medidas do Índice de Contraste na Clínica A são mostrados na Figura 47 e as medidas do Índice de Velocidade e Base+véu, na Figura 49. Nesta instituição, durante o período avaliado, o Índice de Contraste manteve-se dentro dos valores aceitáveis ( $\pm 0,30$  unidades de densidade ótica) exceto por três dias após a quinta manutenção e a por três dias após a sétima manutenção. O Índice de Velocidade manteve-se adequado exceto por três dias

após a sétima manutenção. O Índice de Base+vêu manteve-se dentro dos valores aceitáveis exceto por um dia, na quinta manutenção.

Na Clínica B os resultados, apresentados na Figura 50, mostraram uma maior uniformidade dos índices de controle que os obtidos na Clínica A. Os Índices de Contraste, Velocidade e Base+vêu mantiveram-se dentro dos valores recomendados ( $\pm 0,20$  unidades de densidade ótica) durante todo o período de acompanhamento. Um dos motivos que explica essas diferenças é o fato da Clínica B utilizar uma processadora projetada para revelar filmes de mamografia, a X-OMAT 2000 da Eastman Kodak Company, enquanto que a processadora da Clínica A foi projetada para filmes de raios-X convencionais e adaptada para filmes de mamografia.





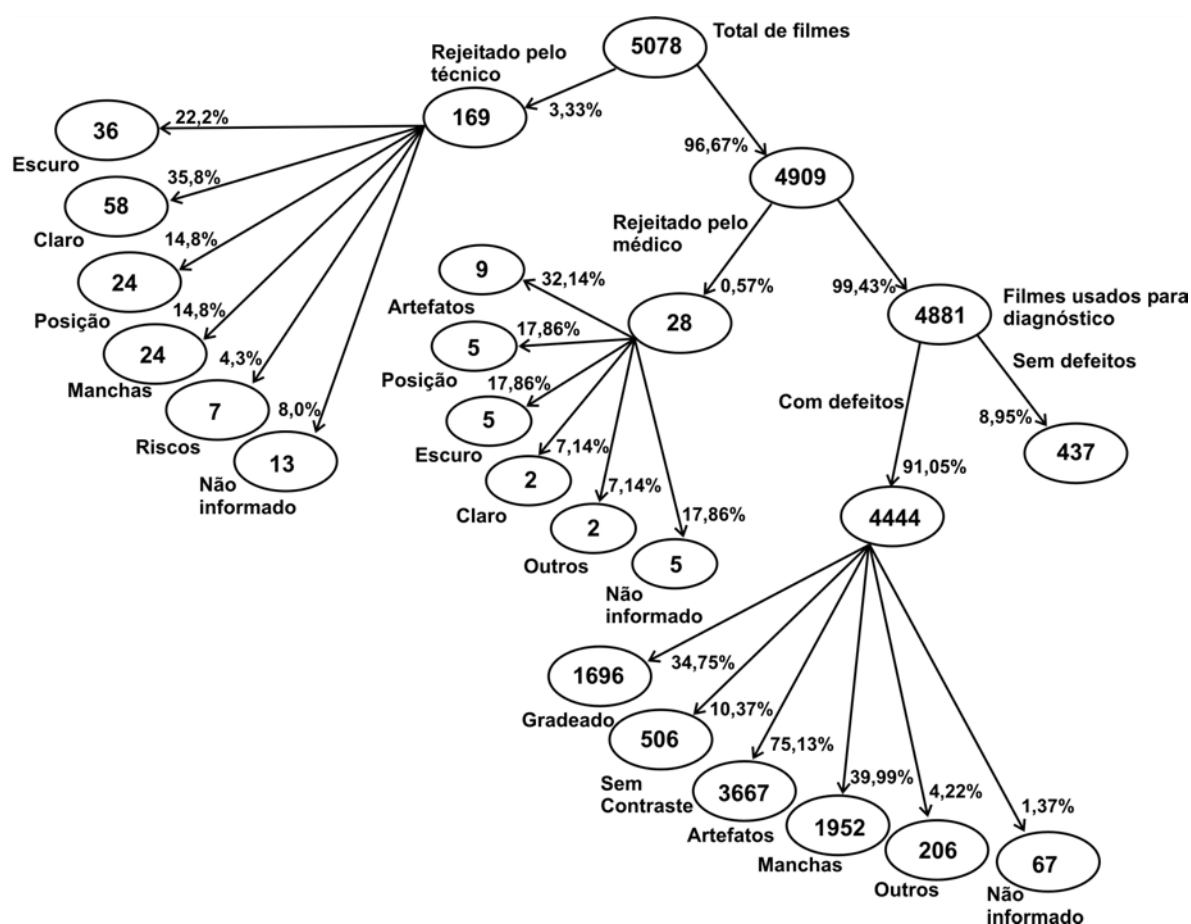


**Figura 50.** Valores encontrados para os índices de Contraste, Velocidade e Base+vêu nos filmes revelados na processadora da Clínica B. Setas indicam os dias de manutenção da processadora.

#### 4.2.2 Índice de Rejeitos

Um dos parâmetros utilizados como indicadores da qualidade da imagem é a avaliação do índice de rejeitos de radiografias. Neste sentido, foram levantados os dados junto à Clínica A procurando identificar o número de radiografias rejeitadas, repetidas e os motivos de rejeição.

A análise dos dados mostra que, ao longo do tempo em estudo, 169 radiografias foram rejeitadas pelo técnico, enquanto que 28 radiografias foram rejeitadas pelo médico. Os motivos de rejeição, apresentados na Figura 51, na sua maior parte (58%) estão relacionados aos parâmetros de irradiação (tensão do tubo, produto corrente-tempo) e da temperatura de revelação, uma vez que foram classificadas como radiografias claras ou escuras. Do volume de filmes encaminhados ao médico, somente 0,57% foram rejeitados. No entanto, vale ressaltar que dos filmes utilizados para o diagnóstico (4881) somente 8,95% não apresentavam defeitos, identificados pelo médico, e todos os demais apresentavam algum tipo de defeito que interfere na qualidade da imagem. Os principais tipos de defeitos apresentados foram: presença de artefatos (75,13%), manchas de rolos (39,99%) e a imagem da grade no filme (34,75%). Outros motivos de rejeição incluem arranhões grosseiros, entrada de luz no chassi e filme muito claro (sem contraste).



**Figura 51. Esquema do total de filmes rejeitados e do número de defeitos nos filmes usados para diagnóstico na Clínica A.**

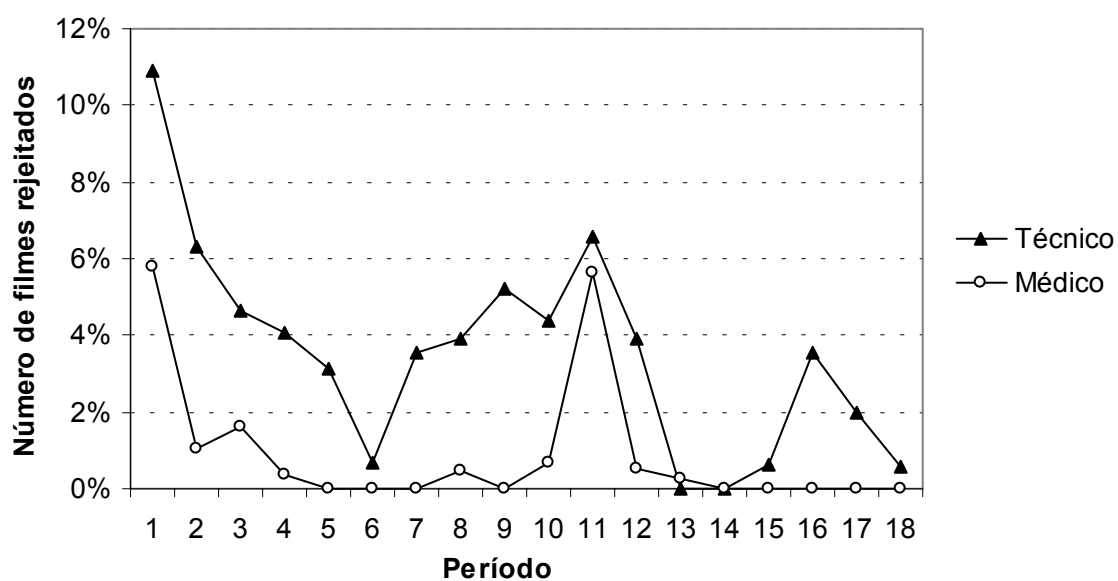
Para analisar o número de rejeitos ao longo do tempo, foram definidos “períodos” entre as intervenções nos equipamentos, apresentados na Tabela 33. O número de filmes rejeitados pelo técnico e pelo médico, apresentados no gráfico da Figura 51, evidencia uma diminuição do número de filmes rejeitados de 7,38% (38 filmes), no início do programa (1º e 2º períodos), para 1,5% (7 filmes), no final do programa (18º e 19º períodos).

As causas para a rejeição dos filmes pelo médico e pelo técnico ao longo dos períodos são apresentadas nas Figuras 52 e 53. Observa-se nos primeiros períodos um maior número de rejeitos devido aos parâmetros de exposição (filmes claros e escuros). A análise dos filmes rejeitados devido aos parâmetros de revelação dos filmes “manchas” e “riscos” evidencia defeitos nos filmes produzidos pelo desgaste da processadora e uma diminuição dos rejeitos devido a estes motivos após as manutenções.

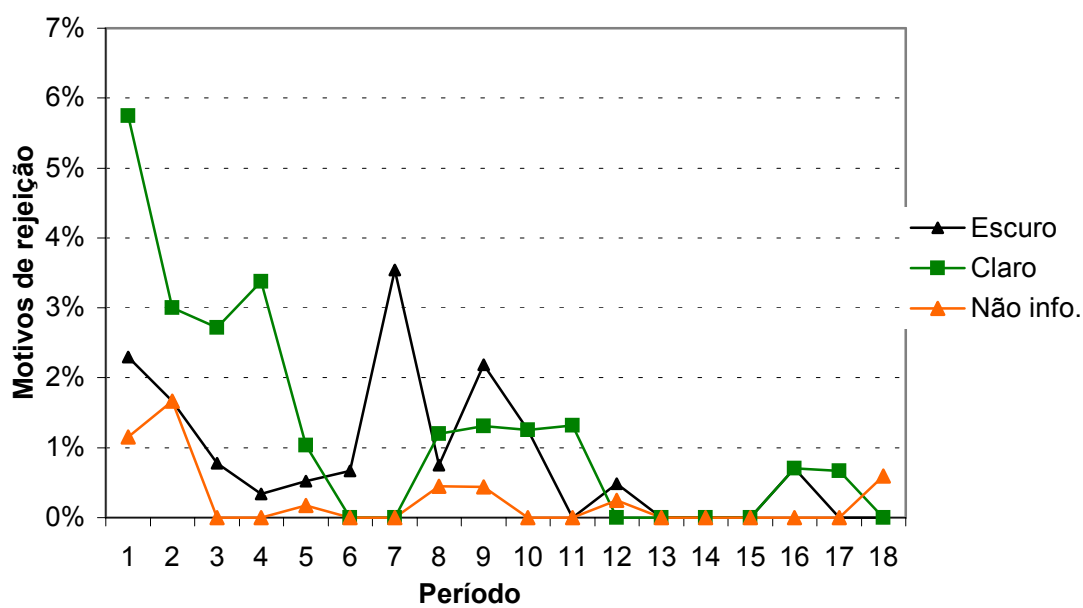
**Tabela 33. Períodos entre as mudanças de parâmetros dos equipamentos (Clínica A).**

| Nº | Período              | Descrição da mudança de parâmetro                                                |
|----|----------------------|----------------------------------------------------------------------------------|
| 01 | 01 a 03 / jul.       | Início do programa                                                               |
| 02 | 04 a 15 / jul.       | Limpeza da processadora                                                          |
| 03 | 17 a 22 / jul.       | Limpeza da processadora                                                          |
| 04 | 23 a 29 / jul.       | Manutenção da grade                                                              |
| 05 | 30/jul. a 14/ago.    | Limpeza da processadora / Substituição de 5 rolos                                |
| 06 | 15 a 19 / ago.       | Limpeza da processadora (com agente Limpa Sistema)                               |
| 07 | 20 e 21 / ago.       | Substituição do termostato por um mecânico / Substituição de 1 rolo              |
| 08 | 22/ago. a 09/set.    | Substituição do termostato por um digital                                        |
| 09 | 10 a 16 / set.       | Limpeza da processadora / Substituição de 1 rolo                                 |
| 10 | 17 a 20 / set.       | Manutenção no Mamógrafo - Ajuste da tensão e grade                               |
| 11 | 23 e 24 / set.       | Limpeza da processadora.                                                         |
| 12 | 25/set. a 07/out.    | Troca de 2 rolos centrais de fenolite                                            |
| 13 | 08 a 21 / out.       | Limpeza da processadora                                                          |
| 14 | 22/out. a 04/nov.    | Limpeza da processadora                                                          |
| 15 | 05 a 20 / nov.       | Limpeza da processadora                                                          |
| 16 | 21/nov. a 03/dez.    | Limpeza da processadora                                                          |
| 17 | 04 a 11 / dez.       | Limpeza da processadora                                                          |
| 18 | 12 / dez. a 08 / jan | Revelador e fixador Kodak. Instalação de dois filtros de água em série (3 e 1µm) |





**Figura 52. Número de filmes rejeitados pelo técnico e pelo médico (Clínica A).**



**Figura 53. Percentual de filmes rejeitados pelo técnico devido aos motivos: muito escuros, muito claros e motivos não informados. Clínica A.**

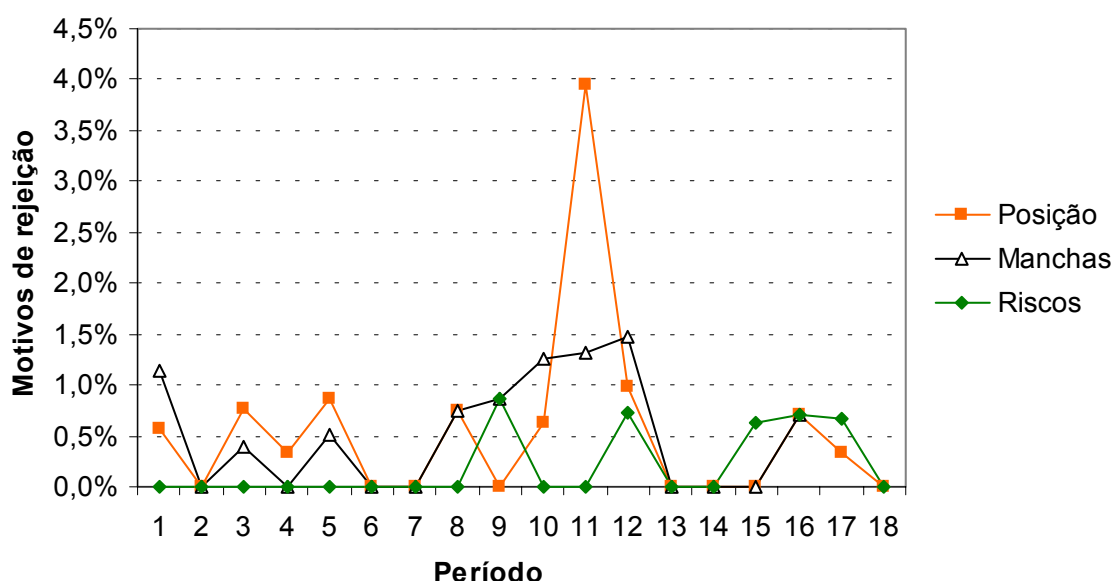


Figura 54. Percentual de filmes rejeitados pelo técnico devido aos motivos: posicionamento inadequado, manchas e riscos. Clínica A.

### 4.2.3 Qualidade da imagem das radiografias

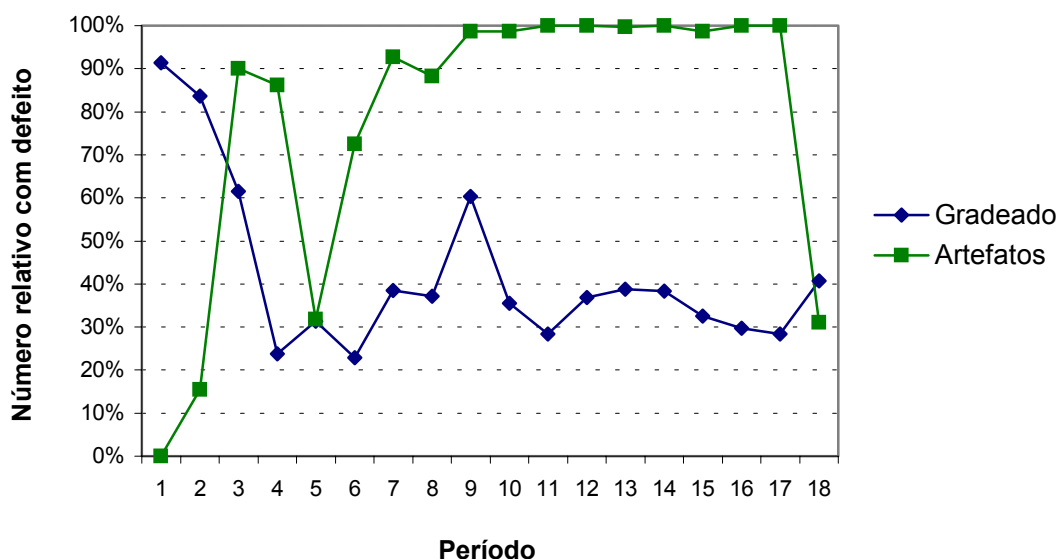
#### a. Qualidade sob aspectos físicos

Os filmes usados para o diagnóstico foram ainda avaliados quanto à: a) presença de defeitos na imagem (artefatos, gradeados, manchas), b) contraste e resolução dos filmes pelo médico e c) por critérios anatômicos e de posicionamento propostos pela Comissão Europeia (CEC, 1996b).

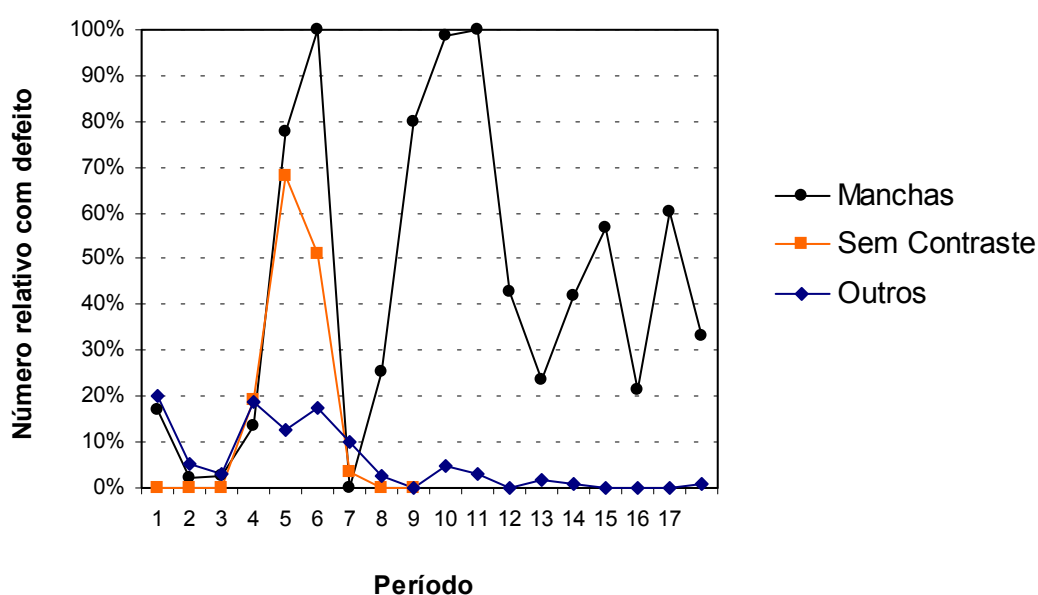
Os resultados da análise dos defeitos apresentados nos filmes usados para o diagnóstico são apresentados nos gráficos das Figuras 54 e 55. Estas figuras evidenciam a melhoria na qualidade das radiografias conseguidas, ao longo do período em estudo, através de intervenções de baixo custo, entre elas: a) adequado armazenamento dos filmes; b) limpeza regular dos ecrãs utilizando solução anti-estática; b) colocação de dois filtros de água em série com 10 e 3  $\mu\text{m}$ ; c) troca das lâmpadas dos negatoscópios; d) troca do termostato da processadora de filmes; e) ajuste da tensão do tubo; f) substituição de rolos de fenolite defeituosos por rolos de borracha; e g) manutenção na grade.

Estas mudanças refletiram na avaliação qualitativa do contraste e da resolução dos filmes usados pelo médico para o diagnóstico, conforme mostrados nos gráficos das Figuras 56 e 57. Observa-se que a resolução e o contraste dos filmes encontrados inicialmente (até o Período 7) era deficiente e que se tornaram adequados após a troca do termostato da

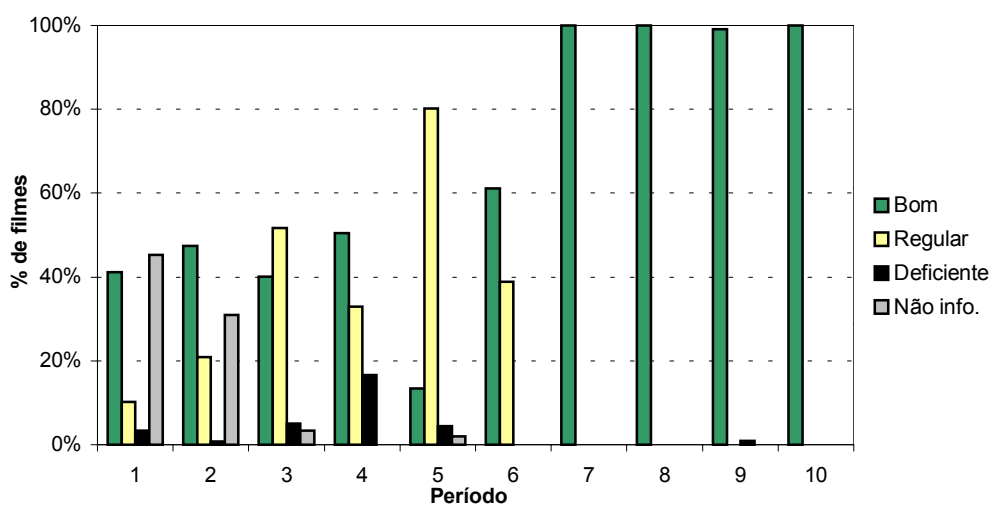
processadora. Inicialmente o termostato defeituoso foi substituído por um termostato mecânico (Figura 59). Entretanto, o acompanhamento do sistema de revelação mostrou que a temperatura do revelador variou entre 32 e 35°C, uma variação muito acima do aceitável, segundo os protocolos de qualidade, que é de 0,3°C (ARCAL, 1999). Este termostato mecânico foi substituído por um termostato digital, o que resultou numa maior estabilidade da temperatura e, portanto, numa melhora do processo de revelação.



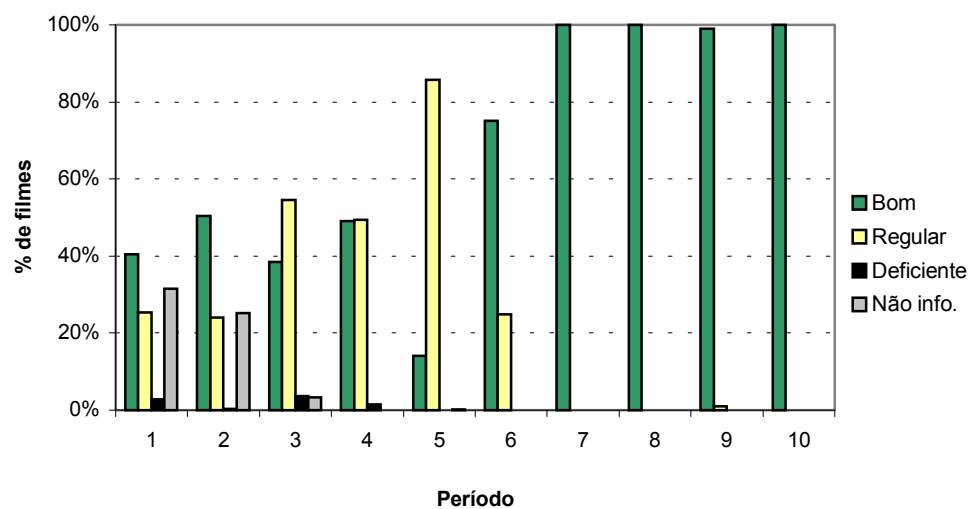
**Figura 55.** Gráfico do número relativo de filmes apresentando os defeitos: imagem da grade e filmes com artefatos, em relação aos filmes usados para o diagnóstico no período.



**Figura 56.** Gráfico do número relativo de filmes apresentando os defeitos: com manchas, sem contraste adequado e outros defeitos, em relação ao total de filmes usados para o diagnóstico no período.



**Figura 57. Gráfico mostrando a avaliação qualitativa do contraste da imagem pelo médico. Clínica A.**



**Figura 58. Gráfico mostrando a avaliação qualitativa da resolução da imagem pelo médico. Clínica A.**

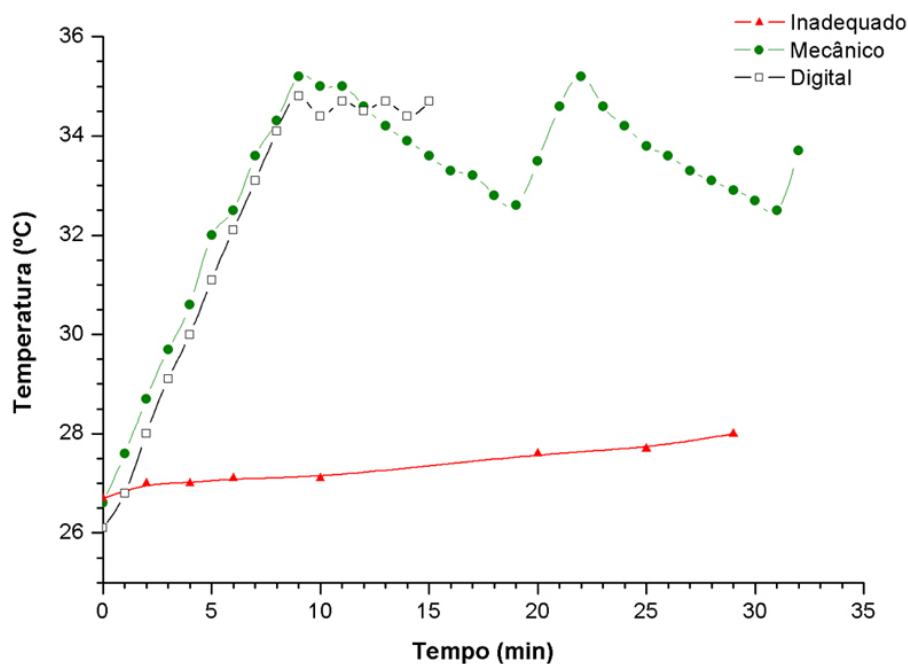


Figura 59. Temperatura do revelador em função do tempo a partir do instante em que a processadora é ligada ( $\Delta$ ) constatando o defeito, após a instalação de um termostato mecânico provisório ( $\bullet$ ) e após a instalação do termostato digital definitivo ( $\square$ ). Clínica A.

#### **b. Qualidade sob aspectos clínicos**

Os resultados da análise dos filmes dos pacientes segundo os critérios da Comunidade Européia (CEC, 1996b) são apresentados nas Tabelas 34 e 35. Com relação aos critérios de posicionamento, destaca-se o critério (1-a) relacionado ao músculo peitoral, na incidência craniocaudal, adequado somente em 28,3% dos exames. Este resultado reflete, em parte, a inadequação da distância entre a borda do filme e a borda do *bucky*, que para a Clínica A foi considerado inadequado (conforme mostra a Tabela 12). Quanto aos parâmetros de exposição, observa-se, que, exceto pelo item (2-d) na incidência craniocaudal, 100% dos exames foram adequados. O resultado do item (2-d) é decorrência da dificuldade de visualização do músculo peitoral (item 1-a).

O item relacionado à visualização das microcalcificações com 0,2 mm, não deve aparecer em todos os exames, uma vez que nem toda mulher apresenta estas estruturas. Portanto, o resultado de 11% indica que o sistema tem capacidade para identificar pequenas microcalcificações.

**Tabela 34. Percentual dos exames que satisfazem os critérios de qualidade (CEC, 1996b), em relação ao total analisado, para a incidência craniocaudal (CC).**

| Descrição                                                                                                | Exames adequados (%) |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------|
| <b>1. Critérios relacionados com a posição (CC)</b>                                                      |                      |
| a) músculo peitoral nitidamente visível na borda da imagem (Figura 30-1)                                 | 28,3%                |
| b) nítida visualização do tecido gorduroso retro-glandular (Figura 30-2)                                 | 82,7%                |
| c) nítida visualização do tecido medial (Figura 30-3)                                                    | 100%                 |
| d) nítida visualização do tecido glandular lateral (Figura 30-4)                                         | 100%                 |
| e) sem dobras de pele visíveis                                                                           | 95,8%                |
| f) imagens simétricas (esquerda e direita)                                                               | 77,4%                |
| <b>2. Critérios relacionados com os parâmetros de exposição (CC)</b>                                     |                      |
| a) contorno da pele visível sob luz forte (quase não visível)                                            | 100%                 |
| b) reprodução das estruturas vasculares vistas através da mais densa parênquima                          | 100%                 |
| c) reprodução nítida de todos os vasos e cordões fibrosos e borda peitoral maior (ausência de movimento) | 100%                 |
| d) nítida reprodução da estrutura da pele (rosetas dos poros) ao longo do músculo peitoral               | 28,3%                |
| <b>3. Detalhes importantes (CC)</b>                                                                      |                      |
| a) microcalcificações de 0,2 mm                                                                          | 11,0%                |

**Tabela 35. Percentual dos exames que satisfazem os critérios de qualidade (CEC, 1996b), em relação ao total analisado, para a incidência oblíqua mediolateral (OML).**

| Descrição                                                                                                | Exames adequados (%) |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------|
| <b>1. Critérios relacionados com a posição (OML)</b>                                                     |                      |
| a) músculo peitoral em ângulo correto (Figura 31-1)                                                      | 86,6%                |
| b) sulco infra-mamária visualizada (Figura 31-2)                                                         | 99,3%                |
| c) nítida visualização do tecido glandular crânio-lateral (Figura 31-3)                                  | 100%                 |
| d) nítida visualização do tecido gorduroso retroglandular (Figura 31-4)                                  | 100%                 |
| e) mamilo em perfil, sem tecido sobreposto (Figura 31-5)                                                 | 98,2%                |
| f) sem dobras de pele visíveis                                                                           | 92,6%                |
| g) imagens simétricas (esquerda e direita)                                                               | 62,5%                |
| <b>2. Critérios relacionados com os parâmetros de exposição (OML)</b>                                    |                      |
| a) contorno da pele visível sob luz forte (quase não visível)                                            | 100%                 |
| b) reprodução das estruturas vasculares vistas através da mais densa parênquima                          | 100%                 |
| c) reprodução nítida de todos os vasos e cordões fibrosos e borda peitoral maior (ausência de movimento) | 100%                 |
| d) nítida reprodução da estrutura da pele (rosetas dos poros) ao longo do músculo peitoral               | 100%                 |
| <b>3. Detalhes importantes (OML)</b>                                                                     |                      |
| a) microcalcificações de 0,2 mm                                                                          | 11,0%                |

### 4.3 Estimativa da dose paciente

Conforme já descrito, a avaliação da dose feita neste trabalho foi feita usando duas abordagens: a) sob uma condição padrão, a estimativa da dose no *phantom*, e b) nas condições de irradiação dos pacientes.

#### 4.3.1 Estimativa da dose *phantom*

##### a. Kerma ar incidente no *phantom*

O valor do kerma ar incidente (INAK) na posição de entrada do Phantom Mama (CDM, RJ) foi estimado nas três instituições e comparado ao valor de referência de 10 mGy estabelecido pela Portaria 453/1998 (MS, 1998). Os valores do INAK obtidos nas três clínicas são mostrados na Tabela 36. Para a Clínica B, o valor encontrado (8,85 mGy) é somente 15% menor que o nível de referência de 10 mGy. No entanto o valor encontrado na Clínica A é 71,5% maior e, na Clínica C é 39,5% menor que o valor de referência. Conforme evidencia a Tabela 36, o valor de INAK obtido na Clínica B está compatível com os valores encontrados na literatura.

**Tabela 36. Resultados da avaliação do kerma ar incidente ( $K_{a,i}$ ) e densidade ótica líquida (excluindo base+vêu) nos filmes encontrados neste trabalho e na literatura.**

| Referência                       | Local                           | Tensão (kV) | CSR (mm Al) | Corrente-tempo (mAs) | $K_{a,i}^{24}$ (mGy)             | DO no filme <sup>25</sup> |
|----------------------------------|---------------------------------|-------------|-------------|----------------------|----------------------------------|---------------------------|
| Este trabalho                    | Clínica A                       | 26          | 0,29        | -                    | 17,15                            | 2,20                      |
| Este trabalho                    | Clínica B                       | 28          | 0,32        | 80,5                 | 8,85                             | 1,42                      |
| Este trabalho                    | Clínica C                       | 28          | 0,36        | 60                   | 6,05                             | 1,41                      |
| PAGES e LOON, 1998               | Bélgica <sup>a</sup>            | -           | -           | -                    | 8,04                             | n.i. <sup>e</sup>         |
| VIEIRA <i>et al.</i> , 2003      | Brasil (São Paulo) <sup>b</sup> | -           | -           | -                    | 7,9 (3,4 a 12,1)                 | n.i.                      |
| MACCIA <i>et al.</i> , 1995      | França (Bas-Rhin) <sup>c</sup>  | -           | -           | -                    | 11,8 (20% > 15 mGy) <sup>d</sup> | n.i.                      |
| FLIONI-VYZA <i>et al.</i> , 1995 | Grécia                          | -           | -           | -                    | 5 a 15                           | 0,5 a 1,9                 |

<sup>a</sup> Avaliação de 24 unidades mamográficas.

<sup>b</sup> Avaliação de 9 unidades mamográficas.

<sup>c</sup> Avaliação de 53 unidades de mamografia.

<sup>d</sup> 20% de 53 unidades estudadas apresentaram INAK maior que 15 mGy.

<sup>e</sup> não informado.

<sup>24</sup> O valor de referência para o kerma ar na entrada da pele é de 10 mGy, segundo a Portaria 453/1998 (MS, 1998).

<sup>25</sup> O valor da densidade ótica no filme de referência é de 1,40 (CEC, 2001).

O menor valor do INAK no *phantom* na Clínica C em relação às outras duas clínicas é explicada pelo maior valor de camada semi-redutora (0,36 mm Al) e pela maior temperatura de revelação, de 36 °C (nas outras duas clínicas é cerca de 34 °C), nesta instituição devido ao tipo de filme e revelador usados (AGFA).

A medida da densidade ótica nos filmes produzidos nos mamógrafos das Clínicas B e C mostra que o sistema de obtenção de imagens na Clínica C produz filmes com praticamente o mesmo escurecimento que o sistema da Clínica B, mas com um menor INAK. O valor de referência adotado pela Comunidade Européia (CEC, 2001) para a densidade ótica de um filme produzido pela exposição de 45 mm de PMMA é de 1,40 (excluindo base+véu). Os dados da Tabela 36 mostram que as densidades óticas dos filmes produzidos nas Clínicas B e C estão de acordo com o valor de referência de 1,40, enquanto que a o filme produzido na Clínica A possui uma densidade ótica 57% maior que 1,40.

#### ***b. Dose glandular média no phantom***

Os valores de dose glandular média (DGM) no *phantom* foram calculados para comparação com dados encontrados na literatura. A Tabela 37 apresenta os resultados obtidos multiplicando os valores do kerma ar incidente da Tabela 36 pelos fatores de conversão  $c_G$  apropriados. Para a Clínica C, o mesmo valor do kerma ar incidente para o PMMA e para o Phantom Mama (CDM, Rio de Janeiro) evidencia a equivalência radiográfica do Phantom Mama com um bloco de PMMA de 41 mm de espessura (uma vez que as radiografias foram feitas no modo automático). Na Clínica B, foram utilizadas tensões diferentes nas radiografias do *phantom* e do PMMA; mesmo assim, o valor do INAK concorda em 20%. Tendo em vista estes resultados, foram feitas comparações das Doses *Phantom* e densidade ótica no filme das clínicas estudadas com os valores publicados na literatura para 40 mm de PMMA, apresentados na Tabela 38. Os demais valores apresentados nesta tabela podem ser comparados admitindo-se o erro de dosimetria clínica de até 20%, uma vez que a diferença na dose glandular média produzida ao variar somente o parâmetro da espessura de 40 para 45 mm é de aproximadamente 10%.

Vale ressaltar que os trabalhos apresentados na Tabela 38 são, em geral, resultados de várias instituições. No gráfico da Figura 60 são mostrados os valores médios, mínimos e máximos da DGM no *phantom*.



**Tabela 37. Parâmetros de exposição, valores de INAK ( $K_{a,i}$ ), fatores de conversão ( $c_G$ ), Dose Glandular Média ( $D_G$ ) e densidade ótica no filmes (incluindo base e véu) obtidos da irradiação do *Phantom* Mama (47 mm de espessura) e de um bloco de PMMA com 41 mm de espessura.**

| Clínica | Material       | Espessura (mm) | Tensão (kV) | Corrente-tempo (mAs) | $K_{a,i}$ (mGy) | $c_G$ (mGy / mGy) | $D_G$ (mGy) | Densidade Ótica (DO) |
|---------|----------------|----------------|-------------|----------------------|-----------------|-------------------|-------------|----------------------|
| A       | <i>Phantom</i> | 47             | 26          | -                    | 17,15           | 0,152             | 2,60        | 2,43                 |
| B       | <i>Phantom</i> | 47             | 28          | 80,5                 | 8,85            | 0,168             | 1,49        | 1,65                 |
|         | PMMA           | 41             | 27          | 72,8                 | 7,14            | 0,180             | 1,98        | 1,62                 |
| C       | <i>Phantom</i> | 47             | 28          | 60                   | 6,05            | 0,184             | 1,11        | 1,64                 |
|         | PMMA           | 41             | 28          | 61                   | 6,09            | 0,211             | 1,29        | -                    |

**Tabela 38. Valores da dose glandular média no *phantom* publicados na literatura.**

| Referência                     | Local                           | Material / Espessura (mm) | $D_G$ (mGy)       | $D_G$ Min.-Máx. (mGy) | Densidade Ótica (DO) |
|--------------------------------|---------------------------------|---------------------------|-------------------|-----------------------|----------------------|
| ISKIW <i>et al.</i> , 1993     | Canadá (Ontario)                | <i>Phantom</i> RMI / 40   | 1,21 <sup>a</sup> | 0,47 - 3,28           | n.i. <sup>f</sup>    |
|                                |                                 |                           | 1,49              | 0,76 - 3,09           |                      |
|                                |                                 |                           | 1,11              | 0,51 - 1,62           |                      |
| YOUNG e RAMSDALE, 1993         | Reino Unido <sup>b</sup>        | PMMA / 40                 | 1,24              | 0,63 - 2,60           | n.i.                 |
| YOUNG <i>et al.</i> , 1998b    | Reino Unido                     | PMMA / 40                 | 1,36              | 0,74 - 2,46           | 1,61                 |
| YOUNG e BURCH, 2000            | Reino Unido                     | PMMA / 40                 | 1,34              | 0,70 - 2,20           | 1,64                 |
| SUZUKI <i>et al.</i> , 1995    | Japão                           | <i>Phantom</i> RMI / 40   | 1,298             | n.i.                  | n.i.                 |
| DYTZ e CALDAS, 2003            | Brasil (São Paulo) <sup>c</sup> | <i>Phantom</i> / 50       | n.i.              | 0,89 - 1,94           | n.i.                 |
| CHEVALIER <i>et al.</i> , 1998 | Espanha                         | PMMA / 45                 | 1,3               | 0,9 - 2,2             | 1,46                 |
| VIEIRA <i>et al.</i> , 2003    | Brasil (São Paulo) <sup>d</sup> | <i>Phantom</i> RMI / 45   | 1,43              | 0,71 - 2,00           | n.i.                 |
| PAGES e LOON, 1998             | Bélgica <sup>e</sup>            | PMMA / 50                 | 1,51              | 0,73 - 2,56           | n.i.                 |

<sup>a</sup> Os três valores correspondem aos anos 1998, 1989 e 1990/91, respectivamente.

<sup>b</sup> Avaliação de 250 unidades mamográficas.

<sup>c</sup> Avaliação de 16 unidades mamográficas.

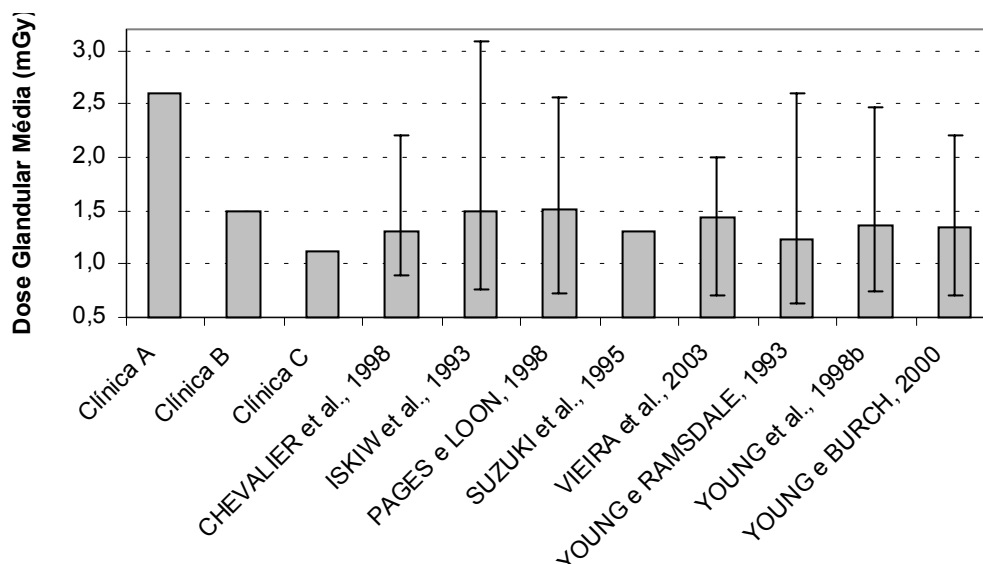
<sup>d</sup> Avaliação de 9 unidades mamográficas.

<sup>e</sup> Avaliação de 24 unidades mamográficas.

<sup>f</sup> não informado.

Os resultados mostraram que Clínica A apresenta um valor da DGM no *phantom* 77% maior que a média dos valores apresentados na Tabela 38 de 1,47 mGy. A Clínica B apresenta um valor da DGM no *phantom* aproximadamente igual enquanto que a Clínica C apresenta

um valor 24% menor que o valor médio. Os resultados encontrados nas três instituições são compatíveis com a faixa de valores encontrados na literatura.



**Figura 60.** Gráfico mostrando os valores médios, máximos e mínimos da Dose Glandular Média no *phantom* publicados na literatura e neste trabalho.

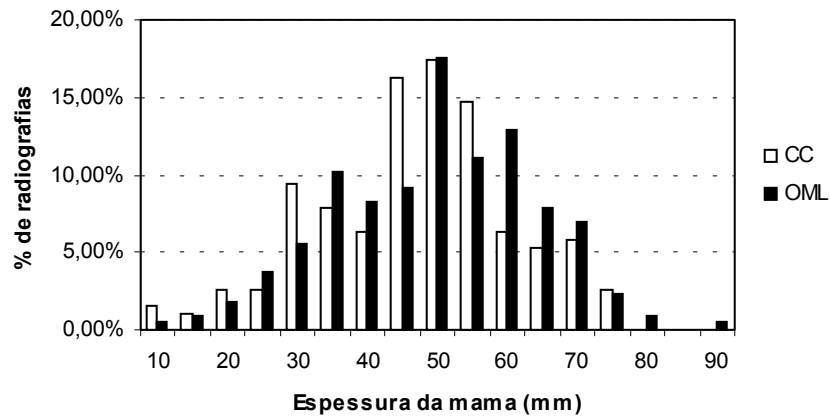
### 4.3.2 Estimativa da Dose Paciente

Conforme já mencionado, para o cálculo da dose glandular média nos pacientes é necessário o levantamento dos parâmetros de exposição. Entre estes parâmetros podemos destacar a espessura da mama comprimida e a tensão do tubo e o filtro, que são apresentados a seguir.

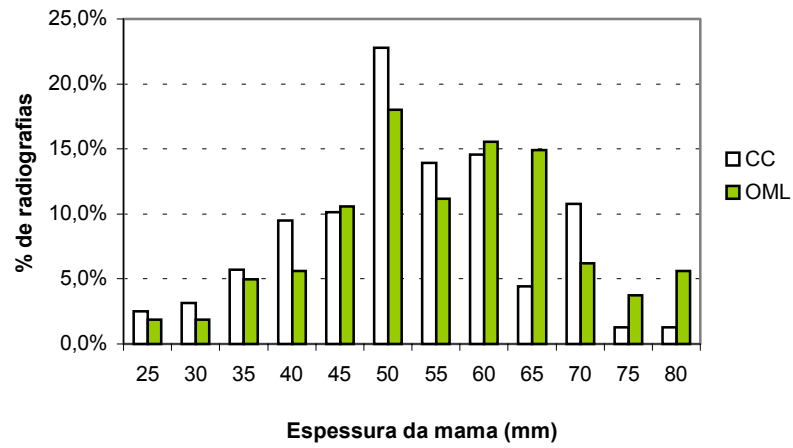
#### **a. Espessura da mama comprimida**

A espessura da mama é um dos fatores que mais influenciam na dose paciente. Vários trabalhos têm mostrado que tanto o kerma ar incidente como a dose glandular média aumentam com a espessura da mama comprimida (BULLING e NICOLL, 1995; THILANDER-KLANG *et al.*, 1997; BURCH e GOODMAN, 1998; YOUNG e BURCH, 2000; KRUGER e SCHUELER, 2001).

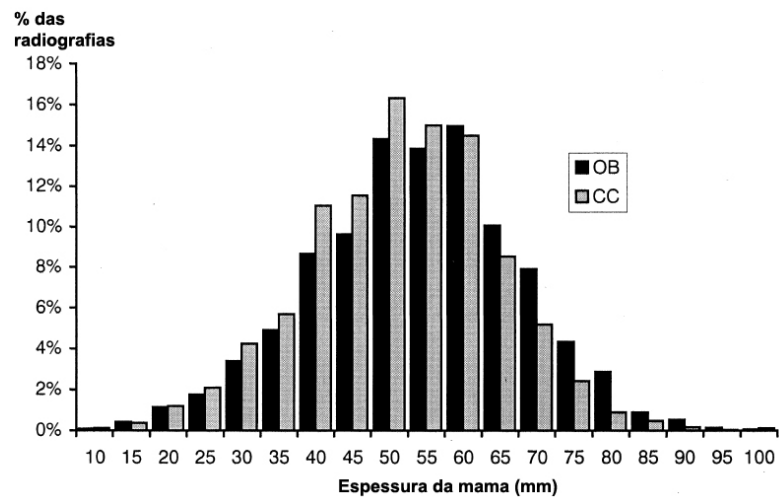
Os resultados das medidas de espessuras comprimidas das mamas dos pacientes encontradas nas Clínicas B e C são mostradas nas Figuras 60 e 61, respectivamente. Estas distribuições são semelhantes às encontradas na literatura, como a apresentada na Figura 63 dos resultados de YOUNG e BURCH (2000) para pacientes do Reino Unido.



**Figura 61. Distribuição das espessuras comprimidas para a incidência oblíqua mediolateral (OML) e craniocaudal (CC). Clínica B.**



**Figura 62. Distribuição das espessuras comprimidas para a incidência oblíqua mediolateral (OML) e craniocaudal (CC). Clínica C.**



**Figura 63. Distribuição das espessuras comprimidas para a incidência oblíqua mediolateral (OB) e craniocaudal (CC). Fonte: YOUNG e BURCH, 2000.**

Os valores médios, mínimos e máximos das espessuras das mamas comprimidas encontradas nas Clínicas B e C são apresentados na Tabela 39, enquanto que alguns dados obtidos da literatura são mostrados na Tabela 40. Nas duas clínicas os valores médios para a incidência craniocaudal são menores que para a incidência oblíqua mediolateral. Observa-se que o valor médio da espessura da mama comprimida na Clínica B é de 46,5 mm, mais próximos aos valores encontrados por BULLING E NICOLL (1995), GENTRY E DEWERD (1996) e THILANDER-KLANG *et al.* (1997). Por outro lado, a espessura média das mamas na Clínica C é maior (52,7 mm) e aproximam-se dos valores encontrados por CHEVALIER *et al.* (1998), PIFARRÉ *et al.* (1998), YOUNG e BURCH (2000), KRUGER e SCHUELER (2001) e YOUNG (2002).

**Tabela 39. Valores de espessuras de mama comprimida por radiografia para as incidências craniocaudal (CC) e oblíqua mediolateral (OML). Clínicas B e C.**

|         |                     | Espessura da mama $\pm$ desvio (mm) |             |
|---------|---------------------|-------------------------------------|-------------|
| Clínica |                     | CC                                  | OML         |
| B       | Mínimo:             | 9                                   | 10          |
|         | Máximo:             | 73                                  | 87          |
|         | Média $\pm$ desvio: | 45 $\pm$ 14                         | 48 $\pm$ 14 |
| C       | Mínimo:             | 25                                  | 31          |
|         | Máximo:             | 80                                  | 80          |
|         | Média $\pm$ desvio: | 51 $\pm$ 11                         | 56 $\pm$ 11 |

**Tabela 40. Espessuras de mamas comprimidas na literatura. Valores entre parênteses indicam intervalo entre mínimos e máximos.**

| Autor(es)                            | País        | Amostra (mulheres) | Espessura média $\pm$ desvio (mm)                          |
|--------------------------------------|-------------|--------------------|------------------------------------------------------------|
| BULLING e NICOLL, 1995               | N. Zelândia | 310                | 49 $\pm$ 14                                                |
| GENTRY e DEWERD, 1996                | EUA         | 4.400              | 45                                                         |
| KLEIN <i>et al.</i> , 1997           | Alemanha    | 1.678 e 945        | 55,9 e 50,8                                                |
| THILANDER-KLANG <i>et al.</i> , 1997 | Suécia      | 965                | 49 $\pm$ 14                                                |
| CHEVALIER <i>et al.</i> , 1998       | Galícia     | 1.347              | 51,0 $\pm$ 6,0                                             |
| YOUNG <i>et al.</i> , 1998           | Reino Unido | 287                | 56,0 $\pm$ 5,0                                             |
| PIFARRÉ <i>et al.</i> , 1998         | Espanha     | 255                | 52                                                         |
| YOUNG e BURCH, 2000                  | Reino Unido | 8.745 (50-64 anos) | 54,3 $\pm$ 0,2 <sup>b</sup><br>51,5 $\pm$ 0,3 <sup>c</sup> |
| KRUGER e SCHUELER, 2001              | EUA         | 6.006              | 51 $\pm$ 13<br>(13-107)                                    |
| YOUNG, 2002                          | Reino Unido | 2.296 (40-48 anos) | 54,3 $\pm$ 0,2 <sup>b</sup><br>51,5 $\pm$ 0,3 <sup>c</sup> |

<sup>a</sup> Intervalo de confiança de 95%.

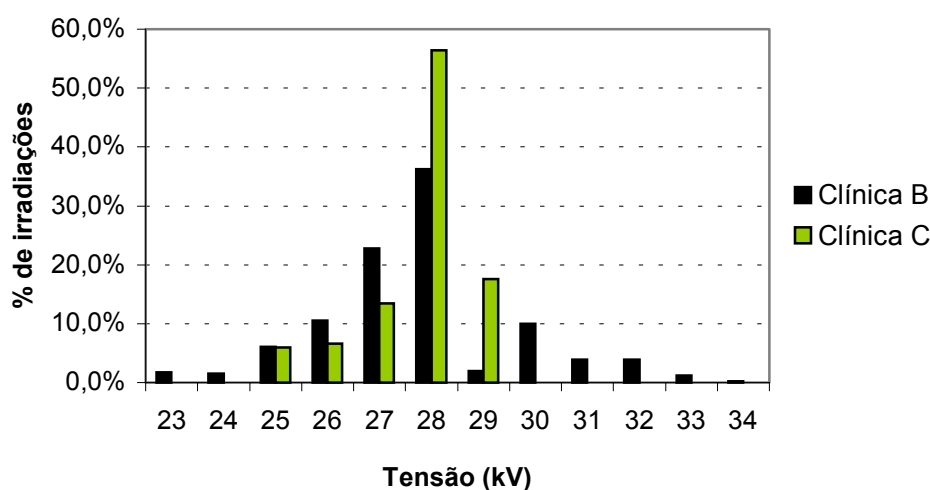
<sup>b</sup> Para a incidência oblíqua mediolateral.

<sup>c</sup> Para a incidência craniocaudal.

### **b. Tensão do tubo e filtro**

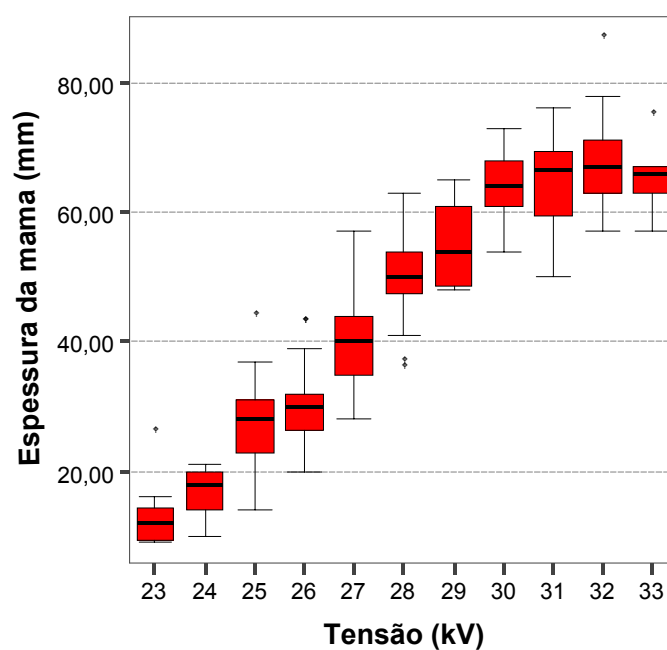
Os mamógrafos das Clínicas B e C utilizam parâmetros de exposição distintos para realizar as mamografias. A Clínica B faz uso de tensões do tubo entre 23 e 34 kV enquanto que a Clínica C utiliza somente valores de tensão entre 25 e 29 kV. A distribuição dos valores de tensão utilizados no grupo de pacientes estudados, para as duas instituições, são apresentados na Figura 64.

As tensões utilizadas por cada equipamento foram comparadas através de gráficos do tipo *box and whiskers* relacionando a espessura da mama comprimida com a tensão do tubo. Nestes gráficos são mostrados, para cada tensão, os valores mediano, máximo, mínimo, pontos fora da distribuição e o intervalo entre o primeiro e o terceiro quartil, que contém 50% dos dados. Conforme mostram os gráficos das Figuras 64 e 65, na Clínica B fica evidente, no intervalo entre 23 e 30 kV, uma relação linear entre a espessura da mama radiografada e a tensão do tubo selecionada. Por outro lado, na Clínica C não há uma correlação bem definida entre a espessura e a tensão. Em alguns pacientes, uma tensão maior foi usada para radiografar mamas mais finas. Por exemplo, as tensões 27 e 28 kV foram usadas para radiografar mamas com menos de 30 mm de espessura comprimida.

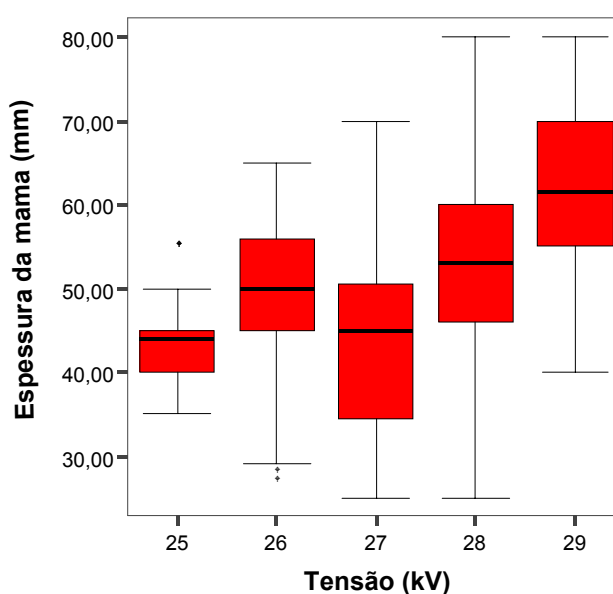


**Figura 64.** Gráfico mostrando as tensões do tubo utilizadas nos exames de pacientes nas Clínicas B e C.

Quanto ao filtro, o de ródio (Rh), disponível na Clínica B, foi utilizado em 55,4 % das radiografias, enquanto o filtro de Mo utilizado no restante. O filtro de ródio foi utilizado nas mamas mais espessas: a espessura média das mamas para este filtro foi de 55,7 mm enquanto que, para o filtro de molibdênio (Mo), a espessura média foi de 39,6 mm.



**Figura 65.** Gráfico tipo *boxplot*<sup>26</sup> mostrando a correlação entre as espessuras da mama comprimida dos pacientes e a tensão do tubo selecionada. Clínica B.



**Figura 66.** Gráfico mostrando as espessuras da mama comprimida dos pacientes em função da tensão do tubo utilizada. Clínica C.

<sup>26</sup> Neste gráfico as caixas representam os segundos quartis e contém 50% dos valores; as linhas horizontais acima e abaixo das caixas representam os valores máximos e mínimos excluídos os pontos fora do intervalo de dados (mostrados como pontos); e as faixas horizontais dentro das caixas representam as medianas.

### c. Kerma ar incidente em pacientes

Os resultados do INAK obtidos nas condições de irradiação dos pacientes em função da espessura da mama comprimida nas Clínicas B (somente com o filtro Mo) e C são apresentados na Figura 67. Observa-se uma concordância entre os valores nas duas instituições para as mamas menos espessas. As duas curvas apresentadas no gráfico foram obtidas do ajuste exponencial aos pontos e suas equações estão na Tabela 41. Calculando os valores do kerma ar incidente para uma espessura de 45 mm obtemos os valores 8,94 mGy e 6,20 mGy para os pacientes da Clínica B e C respectivamente. Estes valores concordam dentro de 2,5% com os valores obtidos para o *phantom*, concluindo que o *phantom* utilizado pode ser usado para representar uma mama com 45 mm.

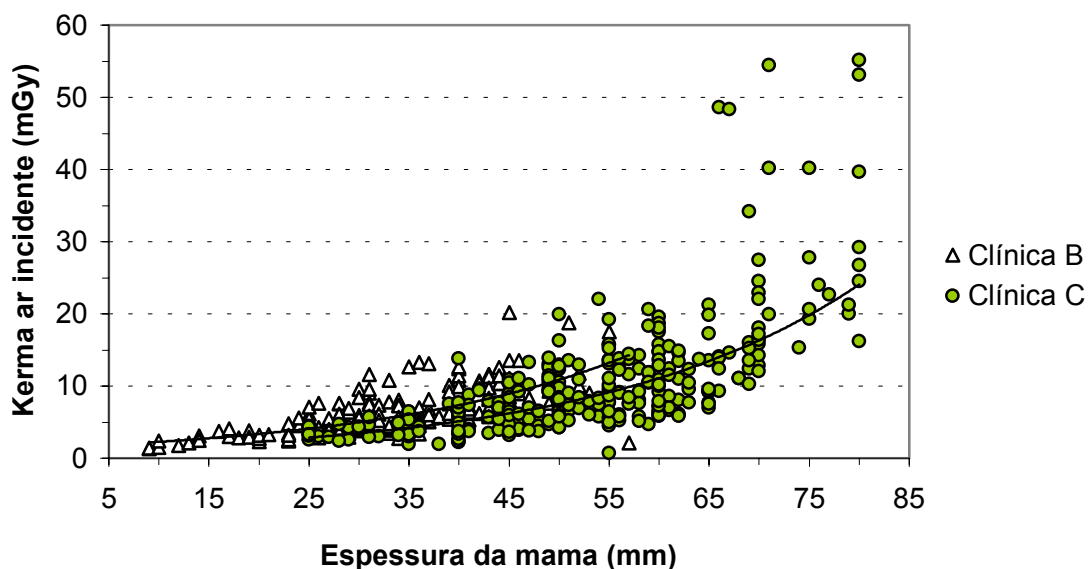


Figura 67. Gráfico do valor do kerma ar incidente na entrada da mama em função da espessura da mama comprimida e curva de melhor ajuste. Somente as exposições com filtro de molibdênio. Clínicas B e C.

Tabela 41. Kerma ar incidente ( $K_{a,i}$ ) no *phantom*, equações para o  $K_{a,i}$  obtida do ajuste aos pontos da Figura 67 e valores calculados das equação para uma mama com 45 mm.

| Clínica | $K_{a,i}$ no <i>phantom</i> (mGy) | Equação do ajuste exponencial  | Valor de $K_{a,i}$ para $x = 45$ mm (mGy) | Diferença $K_{a,i}$ (%) |
|---------|-----------------------------------|--------------------------------|-------------------------------------------|-------------------------|
| B       | 8,85                              | $K_{a,i} = 1,5464 e^{0,039x}$  | 8,94                                      | 1,0%                    |
| C       | 6,05                              | $K_{a,i} = 1,0874 e^{0,0387x}$ | 6,20                                      | 2,5%                    |

#### **d. Dose glandular média em pacientes**

Os resultados para as doses glandulares médias calculadas nas condições de irradiação dos pacientes, nas Clínicas B e C, são apresentados na Tabela 42 e nos gráficos das Figuras 67 e 68. Observa-se que os valores da  $D_G$ -irradiação, que corresponde à dose glandular média em cada irradiação, obtidos na Clínica C, são maiores que os da Clínica B, para as incidências craniocaudal e oblíqua mediolateral, apesar das espessuras comprimidas média das mamas na Clínica B serem menores. Este fato deve-se ao uso do filtro de ródio pela Clínica B nas mamas mais espessas e às diferenças entre os protocolos de irradiação adotados pelos técnicos radiologistas em cada instituição, conforme evidenciam as Figuras 64 e 65.

Além disso, a maior valor da  $D_G$ -irradiação na Clínica C (7,57 mGy) é 72,4% maior que o valor correspondente na Clínica B (4,39 mGy). Pela distribuição da  $D_G$ -irradiação (Figuras 67 e 68) observa-se que, na Clínica C, uma maior parcela dos pacientes recebem doses elevadas. De fato, 18,6% das mamas na Clínica B foram irradiadas com doses acima de 2,0 mGy, enquanto que na Clínica C este número representa 33,1% das mamas.

**Tabela 42. Valores médios, mínimos e máximos da espessura da mama comprimida por irradiação, Dose Glandular Média por irradiação ( $D_G$ -irradiação) para as incidências craniocaudal ( $D_G$ -CC) e oblíqua mediolateral ( $D_G$ -OML) e da DGM Mulher.**

| Clínica |                | Espessura da mama (mm) |           | $D_G$ - irradiação (mGy) |             | $D_G$ - mulher (mGy) |
|---------|----------------|------------------------|-----------|--------------------------|-------------|----------------------|
|         |                | CC                     | OML       | $D_G$ -CC                | $D_G$ - OML |                      |
| B       | Mínimo:        | 30                     | 30        | 0,80                     | 0,67        | 1,44                 |
|         | Máximo:        | 73                     | 76        | 3,20                     | 3,67        | 20,15                |
|         | Média ± desvio | 48,9 ± 10              | 51,4 ± 11 | 1,51 ± 0,59              | 1,58 ± 0,49 | 6,97 ± 3,3           |
| C       | Mínimo:        | 30                     | 30        | 0,11                     | 0,41        | 1,61                 |
|         | Máximo:        | 80                     | 80        | 7,99                     | 8,55        | 43,12                |
|         | Média ± desvio | 52,3 ± 11              | 55,8 ± 11 | 1,7 ± 1,1                | 2,0 ± 1,4   | 8,23 ± 6,6           |

Os valores encontrados para a  $D_G$ -irradiação foram comparados com os resultados de doses pacientes publicados na literatura apresentados na Tabela 43. Tomando os valores para a  $D_G$ -OML de 1,58 mGy e 2,0 mGy para comparação, observa-se que em geral estes são compatíveis com os valores publicados. Vale ressaltar que a  $D_G$ -OML média na Clínica B é cerca de 30% menor que a média (2,33 mGy) dos três resultados mais recentes (YOUNG e BURCH, 2000; KRUGER e SCHUELER, 2001; YOUNG, 2002). O valor da  $D_G$ -OML na Clínica C é cerca de 15% menor que a média destes resultados publicados.



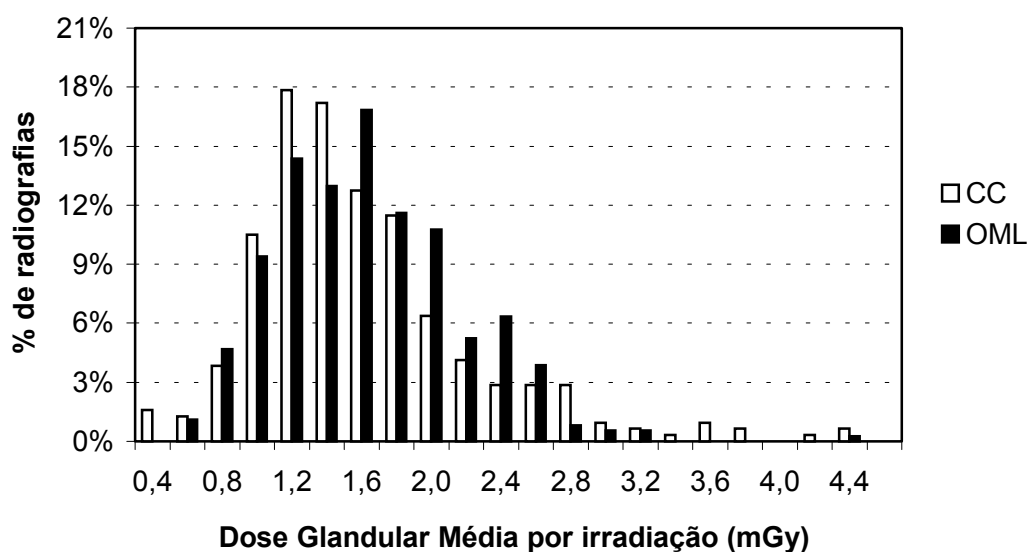
**Tabela 43. Valores da dose glandular média ( $D_G$ ) publicados na literatura. Valores entre parênteses representam os intervalos encontrados.**

| Autor(es)                            | País        | Amostra (mulheres) | Espessura média (mm)                               | $D_G$ (mGy)                                              |
|--------------------------------------|-------------|--------------------|----------------------------------------------------|----------------------------------------------------------|
| BULLING e NICOLL, 1995               | N. Zelândia | 310                | 49 ± 14                                            | (0,7 a 8,5)                                              |
| GENTRY e DEWERD, 1996                | EUA         | 4.400              | 45                                                 | 1,49 ± 1,01                                              |
| KLEIN <i>et al.</i> , 1997           | Alemanha    | 1.678 e 945        | 55,9 e 50,8                                        | 1,59 e 2,07                                              |
| THILANDER-KLANG <i>et al.</i> , 1997 | Suécia      | 965                | 49 ± 14                                            | 1,9 ± 0,9                                                |
| CHEVALIER <i>et al.</i> , 1998       | Galícia     | 1.347              | 51,0 ± 6,0                                         | 1,20 ± 0,50                                              |
| YOUNG <i>et al.</i> , 1998           | Reino Unido | 287                | 56,0 ± 5,0                                         | 1,79 ± 0,03 <sup>a</sup>                                 |
| PIFARRÉ <i>et al.</i> , 1998         | Espanha     | 255                | 52                                                 | 2,28                                                     |
| YOUNG e BURCH, 2000                  | Reino Unido | 8.745 (50-64 anos) | 54,3 ± 0,2 <sup>b</sup><br>51,5 ± 0,3 <sup>c</sup> | 2,03 ± 0,02 <sup>a,b</sup><br>1,65 ± 0,02 <sup>a,c</sup> |
| KRUGER e SCHUELER, 2001              | EUA         | 6.006              | 51 ± 13<br>(13 a 107)                              | 2,6 ± 1,1<br>(0,3 a 12)                                  |
| YOUNG, 2002                          | Reino Unido | 2.296 (40-48 anos) | 54,3 ± 0,2 <sup>b</sup><br>51,5 ± 0,3 <sup>c</sup> | 2,37 ± 0,05 <sup>a,b</sup><br>2,02 ± 0,15 <sup>a,c</sup> |

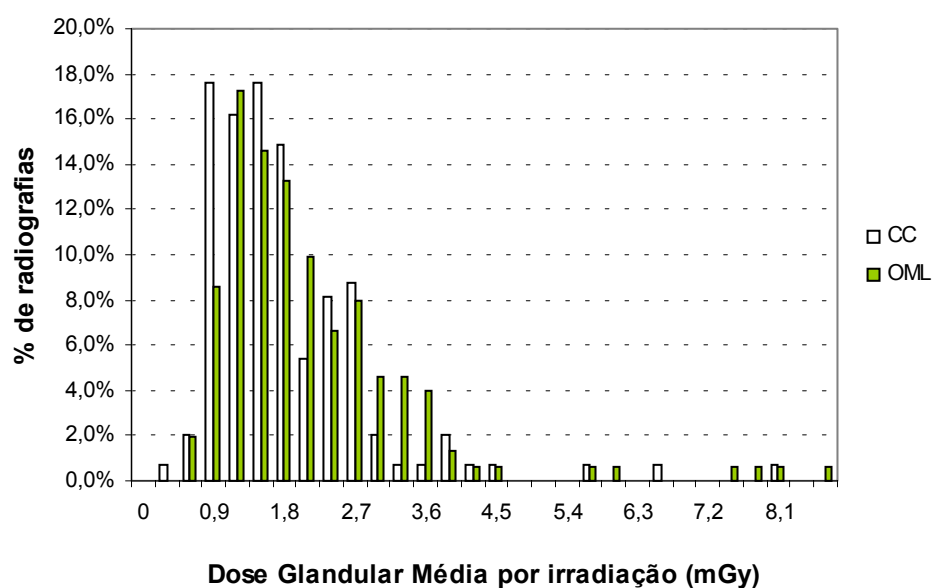
<sup>a</sup> Intervalo de confiança de 95%.

<sup>b</sup> Para a incidência oblíqua mediolateral.

<sup>c</sup> Para a incidência craniocaudal.

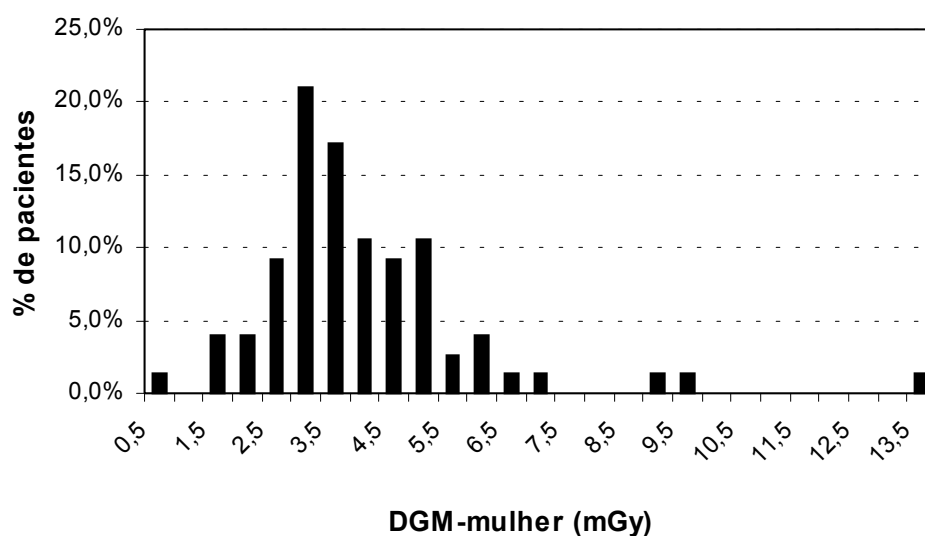


**Figura 68. Gráfico da distribuição da Dose Glandular Média por irradiação para as incidências craniocaudal (CC) e oblíqua mediolateral (OML). Clínica B.**

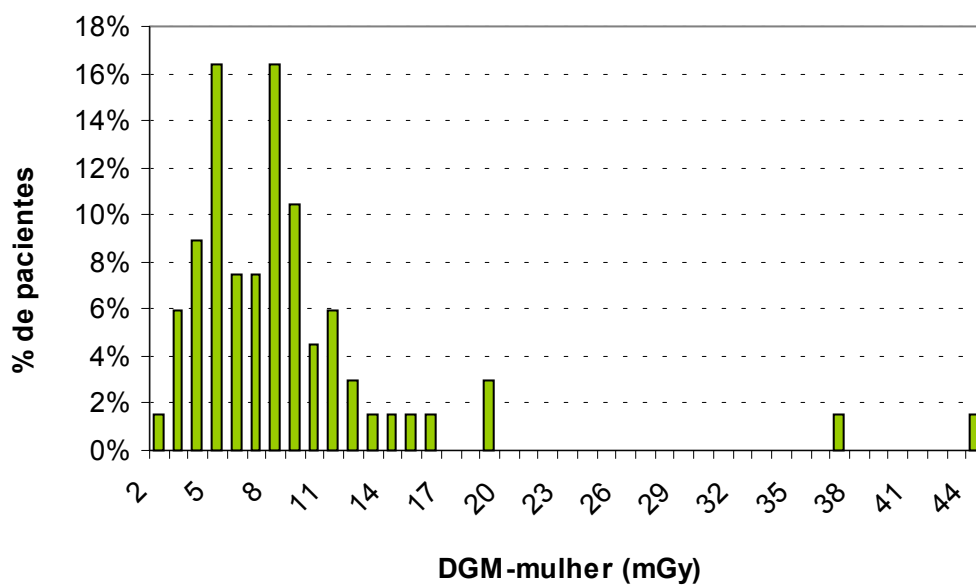


**Figura 69.** Gráfico da distribuição da Dose Glandular Média por irradiação para as incidências craniocaudal (CC) e oblíqua mediolateral (OML). Clínica C.

As Figuras 69 e 70 mostram as distribuições da  $D_{G-mulher}$  (que corresponde à soma da dose glandular média de todas as incidências e repetições para um dado paciente) nas instituições B e C. Observa-se pelos dados que há casos de pacientes que receberam altas doses em decorrência da necessidade de repetições do exame ou como no caso de pacientes com mamas grandes, as radiografias foram efetuadas por partes da mama, pois estas ultrapassavam as dimensões do chassi disponível. Nestes casos chegou-se a utilizar 12 filmes por paciente. É claro que nestes casos houve, na região central da mama, uma superposição da área irradiada.



**Figura 70.** Gráfico da distribuição da Dose Glandular Média Mulher para as condições de irradiação dos pacientes da Clínica B.



**Figura 71.** Gráfico da distribuição da Dose Glandular Média Mulher para as condições de irradiação dos pacientes da Clínica C.

## 5 Conclusão e percepções

Os resultados apresentados permitem concluir que:

1. Os três mamógrafos avaliados apresentaram inadequação no sistema de colimação do campo de radiação, no que se refere à distância entre a borda do filme e o campo de radiação, o que requereu a realização da manutenção no colimador. O mamógrafo da Clínica A apresentou inadequação do alinhamento da bandeja compressora, que foi atribuído à configuração do equipamento que faz o acoplamento em forma de barra utilizado.
2. A avaliação do sistema de controle automático da exposição (AEC) foi subdividida em: a) reprodutibilidade, b) desempenho e c) teste do controle de densidades. Somente a Clínica A apresentou reprodutibilidade do AEC inadequada. As três clínicas apresentaram desempenho e teste do controle de densidades inadequados. Estes testes utilizam medidas da densidade ótica nos filmes revelados e inclui variações provocadas pela revelação dos filmes. Uma alternativa proposta seria utilizar dosímetros para avaliar o mamógrafo e analisar a reprodutibilidade da revelação separadamente. Sugere-se, dando continuidade a este trabalho, um estudo mais detalhado deste assunto.
3. Com base nos demais resultados dos testes de funcionamento dos mamógrafos, pode-se afirmar que estes estão operando em conformidade com os requisitos das normas nacionais e internacionais, apresentando valores dentro dos limites de tolerância definidos na legislação.
4. A implantação de um programa de controle de qualidade dos equipamentos e principalmente da processadora levou a uma redução do percentual de filmes rejeitados de 7,38% para 1,5%, além de melhorar a qualidade da imagem e reduzir o número de filmes que apresentaram manchas, artefatos, riscos, etc.

5. Os valores do kerma ar incidente obtidos para a mamografia de um *phantom padrão*, que simula uma mama comprimida de 45 mm, foram, nas Clínicas B e C, inferiores ao valor de referência de 10 mGy, estabelecido pela Portaria 453/1998 do Ministério da Saúde. Na Clínica A, os valores encontrados foram superiores ao valor de referência devido provavelmente ao menor valor de tensão utilizado nesta clínica para irradiar mamas com cerca de 45 mm de espessura, uma vez que há a preferência por radiografias com alto contraste. Este fato evidencia a necessidade de uma otimização da dose na Clínica A.
6. Os parâmetros utilizados na Clínica B para radiografias de mamas espessas resultaram em doses glandulares médias por paciente inferiores aos encontrados na Clínica C. As tensões utilizadas para mamografia na Clínica B são selecionadas de acordo com a espessura da mama. Além disso, o filtro de ródio contribuiu para a redução do valor da dose nos pacientes com mamas mais espessas. Este filtro não é encontrado nos equipamentos das outras duas clínicas.
7. Este estudo serve de base para futuras discussões do risco de exames mamográficos, e do estabelecimento de valores de doses de referência nacionais. Sugere-se a sua continuidade procurando avaliar a qualidade da imagem do ponto de vista médico e a influência dos parâmetros que interferem na sua qualidade e na dose paciente, bem como a avaliação da dose glandular média em mamografias utilizando sistemas digitais.

## Referências bibliográficas

ABELOFF, M. D.; ARMITAGE, J. O.; LICHTER, A. S.; NIEDERHUBER, J. E. **Clinical oncology**. 2. ed. [s.l.]: Churchill Livingstone, 2000. ISBN: 044307545X.

ARCAL (ACUERDO REGIONAL DE COOPERACION PARA LA PROMOCION DE LA CIENCIA Y LA TECNOLOGIA NUCLEARES EN AMERICA LATINA Y EL CARIBE) / INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). **Protocolo de garantía de calidad en mamografía. Aspectos físicos**. Havana (Cuba): 1999.

ACS (AMERICAN CANCER SOCIETY). **Breast Cancer Facts and Figures 2001-2002**. Disponível em: <<http://www.cancer.org>>. Acessado em: 15 nov. 2002.

ATTIX, F. H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. New York: John Wiley and Sons, 1986. ISBN: 0-471-01146-0.

AUSTOKER, J. Cancer prevention and primary care: screening and self examination for breast cancer. **British Medical Journal**, v. 309, p. 168-174, 1994.

BECKETT, J. R., KOTRE, C. J. Dosimetric implications of age related glandular changes in screening mammography. **Physics in Medicine and Biology**, v. 45, p. 801-813, 2000.

BLAND, K. I.; COPELAND III, E. M. **The breast: Comprehensive management of benign and malignant diseases**. 2. ed. Philadelphia: W. B. Saunders, 1998.

BOONE, J. M. Normalized glandular dose (DgN) coefficients for arbitrary x-ray spectra in mammography: Computer-fit values of Monte Carlo derived data. **Medical Physics**, v. 29, n. 5, 2002.

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

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

BUSHONG, S. C. **Radiologic sciences for technologists: physics, biology and protection**. 6. ed. St. Luis: Mosby, 1997. ISBN 0-8151-1579-2.

CHEVALIER, M.; MORÁN, P.; POMBAR, M.; LOBATO, R.; VAÑO, E. Breast dose measurements on a large group of patients: results from a 4 year period. **Radiation Protection and Dosimetry**, v. 80, p. 187-190, 1998.

CHRISTENSEN, E.; CURRY III, T.; DOWEY, J. **An introduction to the physics of diagnostic radiology**. 2. ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1990. ISBN 0812113101.

CEC (COMMISSION OF THE EUROPEAN COMMUNITIES). **European protocol on dosimetry in mammography**. EUR 16263. Luxemburg: Office for official publications of the European communities, 1996.

\_\_\_\_\_. **European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images**. EUR 16260, 1996b.

\_\_\_\_\_. **European guidelines for quality assurance in mammography screening**. 3. ed. Luxemburg: Office for official publications of the European communities, 2001. ISBN 92-894-1145-7.

COWEN, A. R.; LAUNDERS, J. H.; JADAV, M.; BRETTLE, D. S. Visibility of microcalcifications in computed and screen-film mammography. **Physics in Medicine and Biology**, v.42, p. 1533-1548, 1997.

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

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

DANCE, D. R.; THILANDER KLANG, A. T.; SANDBORG, M.; SKINNER, C. CASTELLANO SMITH, I. A.; ALM CARLSSON, G. Influence of anode/filter material and tube voltage on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study. **British Journal Radiology**, v. 73, p. 1056-1067, 2000b.

DYTZ, A.G.; CALDAS, L. V. E. Avaliação dosimétrica em mamógrafos, na cidade de São Paulo. **Anais do VIII Congresso Brasileiro de Física Médica**, p. 79-81, 2003.

EASTMAN KODAK COMPANY. **Kodak service bulletin n. 205**. New York: 1994.

\_\_\_\_\_. **General radiography screen and cassette care: Technical Information Bulletin 3103**. New York: 2002.

FAULKNER, K.; THOMPSON, S. R. Optimization of a dedicated mammographic film processor using a test phantom. **Radiation Protection and Dosimetry**, v. 49, p. 213-215, 1993.

FLIONI-VYZA, A.; XENOFOS, S.; PANAYIOTAKIS, G.; IAKOUMAKIS, E. PROIMOS, B. Analysis of the results of a QC project on mammography in Greece. **Radiation Protection and Dosimetry**, v. 57, p. 329-332, 1995.

FDA (FOOD AND DRUGS ADMINISTRATION). **Mammography Quality Standards Act (MQSA) amended final regulations**. Final Regulations as amended – February 6, 2002. Estados Unidos da América: 2002. Disponível em: <<http://www.fda.gov/cdrh/mammography/>>. Acessado em: 20 set. 2002.

GENERAL ELECTRICS (GE) MEDICAL SYSTEMS. **History of mammography**. Disponível em: <<http://www.gemedicalsystems.com/rad/whc/mswhhis.html>>. Acessado em: dez. 2002.

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

INCA (INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER). Normas e Recomendações do INCA. Prevenção e Controle de Câncer. **Revista Brasileira de Cancerologia**, v. 48, n. 3, p. 317-332, 2002.

\_\_\_\_\_. **Estimativas da incidência e mortalidade por câncer**. Rio de Janeiro: INCA, 2003. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br>>. Acessado em: set. 2003.

IPSM (INSTITUTE OF PHYSICAL SCIENCES IN MEDICINE). **The commissioning and routine testing of mammographic x-ray systems. Report n. 59**. 2. ed. York (Inglaterra): Stephen Austin and Sons Ltda, 1994.

ISKIW, A. P.; RITCHIE, J. H.; GEFTER, I. M.; MOORE, R. S.; RAINBOW, A. J. Use of a breast phantom to improve image quality and patient exposure in Ontario mammography facilities. **Radiation Protection and Dosimetry**, v. 49, n.1, p. 203-206, 1993.

ISRAYELIAN, A. H. **The development of molecular diagnostics for breast cancer**. Tese de mestrado. Department of Pathobiological Sciences, Louisiana State University and Agricultural and Mechanical College. Disponível em: <http://etd02.lsu.edu/docs/available/etd-0626103-132651/>. Acessado em: fev. 2003. Louisiana (EUA): 2003.

JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. **The physics of radiology**. 4. ed. Illinois (EUA): 1983. ISBN 0-398-04669-7.

JOHNS, P. C.; YAFFE, M. J. X-ray characterization of normal and neoplastic breast tissues. **Physics in Medicine and Biology**, v. 32, n. 6, p. 675-695, 1987.

JONES, C. H. Methods of breast imaging. **Physics in Medicine and Biology**, v. 27, n. 4, p. 463-499, 1982.

KIMME-SMITH, C; WUELFING Jr., P.; KITTS Jr., E. L.; CAGNON, C.; BASIC, B.; BASSETT, L. Mammography film processor replenishment rate: bromide level monitoring. **Medical Physics**, v. 24, n. 3, p. 369-372, 1997.

KLEIN, R.; AICHINGER, H.; DIERKER, J.; JANSEN, J. T. M.; JOITE-BARFUß, S.; SÄBEL, M.; SCHULZ-WENDTLAND, R.; ZOETELIEF, J. 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, 1997.

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

KRAMER, R.; DREXLER, G.; PENTOUSSI-HENSS, N.; ZANKL, M.; REGULLA, D.; PANZER, W. Backscatter factors for mammography calculated with Monte Carlo methods. **Physics in Medicine and Biology**, v. 46, p. 771-781, 2001.

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

LAW J.; FAULKNER, K. Cancers detected an induced, and associated risk and benefit, in a breast screening programme. **British Journal of Radiology**, v. 74, p. 1121-1127, 2001.

MACCIA, C.; NADEAU, X.; RENAUD, R.; CASTELLANO, S.; SCHAFFER, P.; WAHL, R.; HAEHNEL, P.; DALE, .; GAINARD, B. Quality control in mammography: the pilot campaign of breast screening in the Bas-Rhin region. **Radiation Protection and Dosimetry**, v. 57, p. 323-328, 1995.

MCPARLAND, B. J.; BOYD, M. M. A comparison of fixed and variable kVp technique protocols for film-screen mammography. **British Journal of Radiology**, v. 73, p. 613-626, 2000.

MS (MINISTÉRIO DA SAÚDE). **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico - PORTARIA 453 de 01 junho de 1998**. Diário Oficial da União, n. 103, jun. 1998.

\_\_\_\_\_. AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA (ANVISA). Anexo da **Resolução RE n. 64 de 04 de abril de 2003**. Disponível em: <[http://www.anvisa.gov.br/legis/resol/2003/re/64\\_03re\\_3.pdf](http://www.anvisa.gov.br/legis/resol/2003/re/64_03re_3.pdf)>. Acessado em: 29 mai. 2003.

NCRP (NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS). **Quality assurance for diagnostic medical imaging: recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements. NCRP report n. 99**. Bethesda: 1988. ISBN 0-929600-00-2.

NICKOLOFF, E. L.; DONNELLY, E.; EVE, L.; ATHERTON, J. V.; ASCH, T. Mammographic resolution: Influence of focal spot intensity distribution and geometry. **Medical Physics**, v. 17, n. 3, p. 436-447, 1990.

NIST (National Institute of Standards and Technology). **Tabelas de energia de transição para o molibdênio**. Disponível em: <<http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayTrans/Html/search.html>>. Acessado em: 26 mai. 2004.

PAGES, J.; LOON, R. V. The European protocol on dosimetry in mammography: applicability and results in Belgium. **Radiation Protection and Dosimetry**, v. 80, p. 101-193, 1998.

PEIXOTO, J. E.; KOCH, H. A.; DOMINGUES, C. **Manual de instruções para as medidas de controle de qualidade dos parâmetros técnicos da mamografia**. Rio de Janeiro: Santa Casa da Misericórdia, Centro de Diagnostico Mamário, [s/d].

PIFARRÉ, X.; DEL REAL, R.; ROSELLÓ, J. V.; CELEIRO, J. J.; PAREDES, M. C.; PEÑA, F.; MARTÍN, G. Resultados de dosimetría a la paciente en mamografía en tres centros de Madrid. **Radiation Protection**, nº extraordinário, mai. 1998.

PLANMED. Apresenta texto descrevendo o sistema de compressão *MaxView Breast Positioning System*. Disponível em: <<http://www.planmed.com/pages/products/maxview.htm>>. Acessado em: 5 nov. 2002.

REZENTES, P. S.; ALMEIDA, A.; BARNES, G. T. Mammography grid performance. **Radiology**, v. 210, p.227-232, 1999.

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

ROSENSTEIN, M.; ANDERSEN, L. W.; WARNER, G. G. **Handbook of glandular tissue doses in mammography**. HHS Publication n. **FDA85-8239**. Rockville (Md, EUA): CDRH, 1985.

SICKLES, E. A. Breast imaging: from 1965 to the present. **Radiology**, v. 215, p. 1-16, 2000.

SIEMENS. **Imaging systems for medical diagnostics**. Munich: Siemens Aktiengesellschaft, 1990. ISBN 3-8009-1564-2.

SOBOL, W. T.; WU, X. Parametrization of mammography normalized average glandular dose tables. **Medical Physics**, v. 24, n. 4, p. 547-554, 1997.

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

SULEIMAN, O. H.; CONWAY, B. J.; RUETER, F. G.; McCROHAN, J. L.; SLAYTON, R. J.; ANTONSEN, R. G. The United States experience in patient dose and image quality. **Radiation Protection and Dosimetry**, v. 57, p. 101-104, 1995.

SUZUKI, S.; ASADA, Y.; FUJII, S.; ORITO, T.; KOGA, S.; HORITA, K.; KIDO, C. Estimation of patient dose in mammographic screening examinations. **Health Physics**, v. 68, n. 2, p. 275, 1995.

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

THURFJELL, E. Breast density and the risk of breast cancer. **New England Journal of Medicine**, v. 347, n. 12, p. 866, 2002.

VIEIRA, M. A. C.; ESCARPINATI, M. C.; SCHIABEL, H.; MEDEIROS, R. B.; ALVES, F. F. R. **Anais do VIII Congresso Brasileiro de Física Médica**, p. 403-407, 2003.

WEST, M. S.; SPELIC D. C. Using light sensitometry to evaluate mammography film performance. **Medical Physics**, v. 27, n. 5, p. 854-860, 2000.

WU, X.; BARNES, G. T.; TUCKER, D. M. Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography. **Radiology**, v. 179, p.149-148, 1991.

WU, X.; GINGOLD, E. L.; BARNES, G. T.; TUCKER, D. M. Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography. **Radiology**, v. 193, p. 83-89, 1994.

YOUNG, K. C.; RAMSDALE, M. L.; RUST, A.; COOKE, J. Effect of automatic kV selection on dose and contrast for a mammographic X-ray system. **British Journal of Radiology**, v. 70, p. 1936-1042, 1997.

YOUNG, K. C.; WALLIS, M. G.; BLANKS, R. G.; MOSS, S. M. Influence of number of views and mammographic film density on the detection of invasive cancers: results form the NHS Breast Screening Programme. **British Journal of Radiology**, v. 70, p. 482-488, 1997b.

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

YOUNG, K. C.; RAMSDALE, M. L.; RUST, A. Auditing mammographic dose and image quality in the UK Breast Screening Programme. **Radiation Protection and Dosimetry**, v. 80, p. 291-294, 1988b.

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

YOUNG, K. C. 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, 2002.

## Apêndice - Código em Visual Basic utilizado para a estimativa da Dose Glandular Média

O seguinte código em Visual Basic, baseado no trabalho de SOBOL e WU (1997), foi inserido como uma função em uma planilha do Microsoft Excel para calcular os fatores de conversão  $c_G$  em função da espessura  $d$ , tensão  $kvp$ , *filtro*, camada semi-redutora  $hvl$ , glandularidade da mama  $g$ . As equações representam a parametrização das tabelas de fatores de conversão  $c_G$ , calculados por WU *et al.* (1991) e WU *et al.* (1994), válidas para um intervalo de tensões entre 23 kV e 35 kV, espessuras de mama comprimida entre 30 e 80 mm e camadas semi-redutora entre 0,24 e 0,43 mm Al.

Function CG(d, kvp, filtro, hvl, g)

'Conversão cm para mm:

d = d / 10

'Anodo-filtro Mo-Mo:

If filtro = "Mo" Then

'y1: Composição da mama 100% adiposo (g=0)

a = -119.924 + 8.32782 \* kvp - 0.127476 \* kvp ^ 2

b = 5.88055 - 5.2924 \* (kvp - 18.9817) / (21.9689 + (kvp - 18.9817) ^ 2)

c = 0.463597 + Exp(6.85576 - 0.365641 \* kvp)

u = 461.071 - 19.5613 \* kvp + 0.28839 \* kvp ^ 2

v = 8.82472 - 0.107615 \* kvp + 0.00142628 \* kvp ^ 2

w = 0.454223 - 0.0116147 \* kvp + 0.000128015 \* kvp ^ 2

y1 = a + Exp(b - c \* d) + (u + Exp(v - w \* d)) \* hvl

'y2: Composição da mama 50:50 (g=0.5)

a = -95.4405 + 6.63716 \* kvp - 0.103139 \* kvp ^ 2

b = 5.80812 - 5.57779 \* (kvp - 20.3312) / (16.0945 + (kvp - 20.3312) ^ 2)

c = 0.53332 + Exp(10.0391 - 0.494523 \* kvp)

```

u = 364.012 - 14.6254 * kvp + 0.231539 * kvp ^ 2
v = 8.71722 - 0.0978457 * kvp + 0.00125527 * kvp ^ 2
w = 0.497899 - 0.00924302 * kvp + 0.0000843006 * kvp ^ 2
y2 = a + Exp(b - c * d) + (u + Exp(v - w * d)) * hvl

```

'y3: Composição da mama 0% adiposo (g=1):

```

a = -77.6521 + 5.41287 * kvp - 0.0850912 * kvp ^ 2
b = 5.74776 - 6.95709 * (kvp - 20.4036) / (13.7993 + (kvp - 20.4036) ^ 2)
c = 0.581659 + Exp(14.3981 - 0.677904 * kvp)
u = 296.711 - 11.7029 * kvp + 0.192943 * kvp ^ 2
v = 8.53324 - 0.0862908 * kvp + 0.00107887 * kvp ^ 2
w = 0.517826 - 0.00650381 * kvp + 0.0000338631 * kvp ^ 2
y3 = a + Exp(b - c * d) + (u + Exp(v - w * d)) * hvl

```

'Composição arbitrária da mama:

```

mo = y1 - (3 * y1 - 4 * y2 + y3) * g + 2 * (y1 - 2 * y2 + y3) * g ^ 2
CG = mo * 0.01 / 8.760628704
End If

```

*'Anodo-filtro de MoRh:*

If filtro = "Rh" Then

' y1: 100% adiposo (g=0):

```

a = -167.925 + 12.6919 * kvp - 0.21961 * kvp ^ 2
b = 2.47933 + 0.169961 * kvp - 0.00192616 * kvp ^ 2
c = 1.27486 - 0.049889 * kvp + 0.000798223 * kvp ^ 2
u = -291.171 + 39.4749 * kvp - 0.911079 * kvp ^ 2
v = 10.3131 - 0.220194 * kvp + 0.00335665 * kvp ^ 2
w = 0.455175 - 0.00925076 * kvp - 0.0000200714 * kvp ^ 2
y1 = a + Exp(b - c * d) + (u + Exp(v - w * d)) * hvl

```

'y2: Composição da mama 50:50 (g=0.5):

```

a = -151.97 + 11.4944 * kvp - 0.203044 * kvp ^ 2
b = 2.06904 + 0.174721 * kvp - 0.00173687 * kvp ^ 2
c = 1.48633 - 0.0631283 * kvp + 0.00110439 * kvp ^ 2

```

```

u = 269.633 - 6.76953 * kvp + 0.0538371 * kvp ^ 2
v = 9.14712 - 0.129615 * kvp + 0.00164991 * kvp ^ 2
w = 0.468064 - 0.00538406 * kvp - 0.0000708036 * kvp ^ 2
y2 = a + Exp(b - c * d) + (u + Exp(v - w * d)) * hvl

```

```

'y1: 0% adiposo (g=1):

```

```

a = -138.774 + 10.4925 * kvp - 0.187584 * kvp ^ 2
b = 2.07901 + 0.14281 * kvp - 0.000838839 * kvp ^ 2
c = 1.81787 - 0.0888723 * kvp + 0.00167435 * kvp ^ 2
u = 292.202 - 11.1746 * kvp + 0.173223 * kvp ^ 2
v = 8.69168 - 0.0984208 * kvp + 0.00114853 * kvp ^ 2
w = 0.456586 - 0.000851682 * kvp - 0.000139299 * kvp ^ 2
y3 = a + Exp(b - c * d) + (u + Exp(v - w * d)) * hvl

```

```

'Composição arbitrária da mama:

```

```

rh = y1 - (3 * y1 - 4 * y2 + y3) * g + 2 * (y1 - 2 * y2 + y3) * g ^ 2

```

```

'converte de roentgen para miligrays:

```

```

CG = rh * 0.01 / 8.760628704

```

```

End If

```

```

'Verifica se todos realmente dentro dos limites

```

```

If hvl < 0.24 Or hvl > 0.42 Or kvp < 23 Or kvp > 35 Or d < 3 Or d > 8 Then

```

```

CG = 0

```

```

End If

```

```

End Function

```