UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO-USP-CAMPUS SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

LUIS CARLOS H. CAMPOS

**Avaliações de qualidade aplicadas na avaliação de Sistemas
Mamográficos digitais e convencionais**

São Carlos

2008

**Avaliações de qualidade aplicadas na avaliação de Sistemas
Mamográficos digitais e convencionais**

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de
São Carlos da Universidade de São Paulo, para obtenção do
Título de obtenção do Título de Mestre em Engenharia
Elétrica

Orientador: Prof. Dr. Homero Schiabel

São Carlos
2008

Resumo

Este trabalho tem por objetivo avaliar o desempenho dos equipamentos de radiologia digital, especificamente, mamógrafo de campo total e mamógrafos convencionais no que se refere à detecção de sinais e em termos da geometria da exposição.

O trabalho se desenvolve a partir da formação de um conjunto de imagens mamográficas do simulador ACR modelo 156 ;este conjunto é composto por imagens mamográficas de equipamentos convencionais e digitais de campo total e imagens obtidas por um simulador radiográfico incorporado a um pacote computacional que fornece informações características de equipamentos radiológicos quanto ao desempenho operacional do equipamento radiográfico tais como dose, tempo de exposição, reprodutibilidade e linearidade do sinal durante a exposição, CSR; e quanto ao desempenho do sistema em termos da geometria de exposição como ponto focal, limites de resolução e ruído aleatório produzido.

A partir dos resultados das interpretações das imagens do simulador ACR pelos observadores, determiná-se o índice de acertos; paralelamente analisam-se os dados relativos à geometria da exposição.

Abstract

This work is aimed at evaluating the performance of digital radiology especially full digital mammograph and conventional mammograph in order to detect signals send in terms of geometry of the exposition.

The work is developed from the formation of a pool of mammographic images of the ACR Phantom 156 ; this bank is formed by mammograph images of both conventional and full field digital equipments and images got by a radiographic test gadget linked to a software package that provides typical information of radiologic equipments concerning the operational performance of the radiographic equipment such as dose, exposition time, reproducibility and signal linearty while exposed C.S.R. and concerning the system's performance regarding geometric of exposition like focal spot, margins of resolution and aleatory noise.

From the results of the interpretation of the ACR simulator's images by the observers, then, we are able to determine what is right, at the same time to analyze the data related to the geometry of exposition.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1	Distribuição regional de novos casos de câncer de mama	02
Figura 2.1	Simulador RMI-156	09
Figura 2.2	Estrutura interna do simulador RMI 156	09
Figura 2.3	Simulador Antropomórfico modelo 18-226	10
Figura 2.4	Imagem radiografica do simulador mamográfico Antropomórfico modelo 18-226	11
Figura 2.5	Simulador mamográfico estatístico Alvim modelo 18-209	12
Figura 2.6	Radiografia do simulador mamográfico ALVIM modelo 18-209 adquirida com o equipamento de mamografia digital de campo total - MD	13
Figura 3.1	.Estruturas internas que compõem a mama feminina	16
Figura 3.2	Representação da combinação entre filtro e alvo com diferentes materiais	18
Figura 3.3	Esquema do compartimento de compressão	19
Figura 3.4	Foto do compartimento de compressão	19
Figura 3.5	Exemplo de um aparelho mamográfico comercial	20
Figura 3.6	Efeito da inclinação do anodo no tamanho do ponto focal	21
Figura 3.7	Tubo de raios x com anodo rotativo	22
Figura 3.8	Efeito do tamanho do ponto focal na nitidez das imagens radiográficas	23
Figura 3.9	Limites de resolução espacial obtidos em diferentes planos de uma mama comprimida para o mesmo ponto focal	25
Figura 3.10	Diagrama ilustrando como a imagem radiológica é formada	26

Figura 3.11	Curva sensitométrica de um sistema tela-filme utilizado em radiodiagnóstico	28
Figura 3.12	Esquema de obtenção de uma imagem mamográfica	31
Figura 4.1	Sistema CR de fabricação Agfa	40
Figura 4.2	Esquema simplificado de um aparelho de mamografia digital	41
Figura 4.3	Sistema de conversão indireta para mamografia digital	43
Figura 4.4	Mostra conversão de sinal luminoso em elétrico utilizando: a) tecnologia TFT; b) tecnologia CCD	43
Figura 4.5	Processo de conversão indireta utilizado em mamografia digital	44
Figura 4.6	Perfil do sinal de captura para sistemas diretos e indiretos do sistema mamográfico digital e sistema écran-filme	45
Figura 4.7	Fatores que exercem influência na resolução espacial de um sistema mamográfico	46
Figura 4.8	Curva característica para um sistema digital	48
Figura 4.9	Função de Transferência de Modulação - FTM	51
Figura 4.10	Eficiência Quântica do Detector - DQE	52
Figura 4.11	Componentes básicos de um sistema de mamografia digital	53
Figura 4.12	Estação de trabalho	54
Figura 5.1	Imagem de fenda de um aparelho mamográfico comercial nas direções paralela e perpendicular ao eixo catodo-anôdo	56
Figura 5.2	Tela do programa para cálculo do tamanho do ponto focal e da FTM de um equipamento radiográfico	56

Figura 5.3	Dispositivo de teste radiográfico	57
Figura 5.4	a) Simulador mamográfico ACR da <i>Radiation Measurements, Inc.</i> Modelo 156, b) Radiografia adquirida com equipamento de mamografia digital de campo total.	59
Figura 5.5	Tabela Resposta de cada imagem do simulador mamográfico ACR	59
Figura 5.6	Tabela de pontuação para cada estrutura do simulador mamográfico ACR	60
Figura 6.1	Resultados dos testes realizados com o dispositivo de testes mamográficos com o. Mamógrafo Lorad Selênia	66
Figura 6.2	Resultados dos testes realizados com o dispositivo de testes mamográficos com o. Mamógrafo Philips MD4000	66
Figura 6.3	Resultados dos testes realizados com o dispositivo de testes mamográficos com o. Mamógrafo Lorad MIV	67
Figura 7.1	Valores da FTM obtidos com o mamógrafo Lorad Selenia	77
Figura 7.2	Valores da FTM obtidos com o mamógrafo Philips MD 4000	77
Figura 7.3	Valores da FTM obtidos com o mamógrafo Lorad M IV	78

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1	Relação entre as cores dos cilindros que compõem o simulador ALVIM em função do tipo e tamanho das estruturas internas	12
Tabela 4.1	Tipos de detectores para Radiologia Digital	36
Tabela 4.2	Sistemas de mamografia digital aprovados pelo FDA	52
Tabela 6.1	Relação dos mamógrafos utilizados na pesquisa	63
Tabela 6.2	Valores de exposição utilizados no Mamógrafo M4000 para obtenção das imagens	64
Tabela 6.3	Valores de exposição utilizados no Mamógrafo MIV para obtenção das imagens	64
Tabela 6.4	Valores de exposição utilizados no Mamógrafo Selênia para obtenção das imagens	65
Tabela 6.5	Pontuação detectada no Mamógrafo M4000	67
Tabela 6.6	Pontuação detectada no Mamógrafo MIV	68
Tabela 6.7	Pontuação detectada no Mamógrafo Selênia	68
Tabela 6.8	Percentual de detecção, em relação à máxima pontuação possível, para cada tipo de estrutura no Mamógrafo M4000	69
Tabela 6.9	Percentual de detecção, em relação à máxima pontuação possível, para cada tipo de estrutura no Mamógrafo MIV	69
Tabela 6.10	Percentual de detecção, em relação à máxima pontuação possível, para cada tipo de estrutura no Mamógrafo Selênia	70
Tabela 7.1	Dimensões do ponto focal dos equipamentos, obtidas pelo método RMS	74

Tabela 7.2	Dimensões do ponto focal dos equipamentos, obtidas pelo método FWHM	75
Tabela 7.3	Valores percentuais de detecção das estruturas contidas, no simulador mamográfico ACR, lidas na tela do monitor e no filme impresso a laser	80
Tabela 7.4	Percentual médio de detecção, em relação à máxima pontuação possível, para cada tipo de estrutura nos mamógrafos avaliados	81
Tabela 7.5	Percentual médio de detecção, em relação à máxima pontuação possível, para cada tipo de estrutura no mamógrafo Philips MD 4000	82

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ACE Controle Automático de Exposição

A/D Analógico-digital

AEC Técnica de exposição automática, do inglês: *Automatic Exposure control*

ALVIM Simulador estatístico de mama

CCD Dispositivo de carga acoplada, do inglês: *Charged Coupled Device*

CR Computer Radiology

CT Tomografia computadorizada, do inglês: *Computed Tomography*

Curva H&D Curva característica de um filme radiográfico, dos nomes: *Hurter e Driffield*, que a descreveram em 1890

Curva ROC *Receiver Operating Characteristic*

DICOM Digital Imaging and Communications in medicine

DO Densidade óptica

DPI Quantidade de pontos por polegada, do inglês: *Dot per Inch*

DQE Eficiência quântica do detector de raios X

FDA Órgão do governo americano, do inglês: *Food and Drug Administration*

FTM Função de Transferência de Modulação

INCA Instituto Nacional de Câncer

MR Ressonância Magnética, do inglês: Magnetic Resonance

PACS Picture Archiving Communications System

Pixel Elemento de imagem, do inglês: *Picture Element*

RGB Padrão de cores, do inglês: Red, Green, Blue

RMI 156 Modelo de simulador de mama adotado pelo Colégio Americano de Radiologia

TFT Transistores de Filme Fino

LISTA DE SÍMBOLOS

keV Quilo elétron-volt

kVp Valor máximo da tensão aplicada ao tubo de raios X, em quilovolts

Mo Molibdênio

Rh Ródio

AlO₃ Óxido de Alumínio

CSI Iodeto de Césio

CSI (Tl) Iodeto de Césio dopado com Tálho

Ca₅(PO₄)OH) Hidroxipatite de Cálcio

SUMÁRIO

Resumo	V
Abstract	VII
Lista de Figuras	XI
Lista de Tabelas	XIII
Lista de Abreviaturas	XV
Lista de Símbolos	XVII
 CAPÍTULO 1 - Introdução	 01
Considerações iniciais	01
1.2 Objetivos	03
1.3 Disposição do trabalho	05
 CAPÍTULO 2 - Equipamento simulador mamográfico	 07
2.1 “Phantom”- Objeto Simulador Radiográfico	07
2.2 Tipos de simuladores	08
2.2.1 Simulador mamográfico RMI	08
2.2.2 Simulador mamográfico Antropomórfico	10
2.2.3 Simulador mamográfico ALVIM	11
 CAPÍTULO 3 - Equipamento mamográfico e mamografia	 15
3.1 Equipamento mamográfico	15
3.2 Influência do ponto focal na qualidade da imagem Mamográfica	20
3.3 Filmes e Écrans	26
3.4 Mamografia	29
 CAPÍTULO 4 - Sistemas Digitais	 33
4.1 Histórico	33

4.2 Imagens Digitais	34
4.3 Detectores	34
4.4 Conversores A/D	36
4.5 Métodos de captura	37
4.6 Imagem Digital aplicada à Mamografia	37
4.6.1 Digitalizadores	37
4.6.2 Sistema CR	38
4.6.3 Mamografo Digital de campo total	40
4.7 Tamanho do Campo de Posicionamento da Mama	48
4.8 Performance da Imagem Digital	49
4.8.1 Função de Transferência de Modulação – FTM	49
4.8.2 Eficiência Quântica do Detector de Raios X	49
4.8.3 Performance do Detector	51
4.9 Posição Atual do Sistema de Mamografia Digital Campo Completo	52
4.10 Componentes básicos de um sistema de mamografia digital	53
 CAPITULO 5 Metodologia	 55
 CAPITULO 6 - Resultados	 63
6.1 Considerações iniciais	63
6.2 Avaliação dos Equipamentos Mamográficos	65
6.2.1 Resultados obtidos -Dispositivo de testes mamográficos.	65
6.2.2 Resultados obtidos –Simulador ACR	67
 Capitulo 7 Discussão /conclusão	 73
 Referências	 87

CAPÍTULO 1 Introdução

1.1 Considerações iniciais

Segundo dados do INCA (Instituto Nacional de Câncer), o câncer de mama permanece como uma das principais causas de morte entre as mulheres em todo o mundo; representa o segundo tipo de câncer mais freqüente no mundo, sendo que entre as mulheres é o primeiro. No Brasil, é o segundo tipo de câncer mais incidente entre a população feminina, sendo o responsável pelo maior número de mortes. Como dado de referência, no ano de 2008 estima-se que serão registrados em torno de 49.400 novos casos, o índice de mortalidade feminina devido ao câncer de mama vem aumentando significativamente nos últimos 20 anos, acentuando-se a partir da década de 90.

A incidência do câncer de mama segue uma distribuição(dados relativos a 2.006, fonte: Instituto Nacional de Câncer) por regiões tendo a região Sudeste com um risco estimado de 68 novos casos por 100.000. Sem considerar os tumores de pele não melanoma, este tipo de câncer também é o mais freqüente nas mulheres da região Sul, Centro Oeste e Nordeste. A figura 1.1 ilustra a distribuição pelas cinco regiões do país, sendo que a tonalidade mais clara representa a taxa mais baixa de incidência de novos casos e a tonalidade mais escura representa a região onde há maior incidência de novos casos.

Figura 1.1 Distribuição regional de novos casos de câncer de mama¹

As causas do surgimento do câncer de mama são ainda desconhecidas. Não existem medidas práticas específicas de prevenção primária deste câncer aplicável à população, ou seja, uma forma concreta de evitar o aparecimento da doença. Mulheres com história de menarca precoce, primeiro filho em idade avançada, obesidade na pós-menopausa, câncer de ovário, densidade mamária elevada, doença mamária benigna, exposição ao tabaco, a radiações ionizantes apresentam aumento no risco de desenvolver câncer de mama. (Fletcher, 2000). A herança genética constitui também um fator de risco muito importante, principalmente se o câncer ocorreu na mãe ou na irmã.

A implantação de programas de rastreamento periódico do câncer de mama (*screening*), com a finalidade de aumentar a chance de detecção precoce da doença, mostra que, quando o câncer de mama é detectado ainda em seu estágio inicial, as chances de cura aumentam em até 40% (Dengler *et al.*, 1993).

¹ Fonte: Instituto Nacional do Câncer (2008) – disponível em <http://www.inca.gov.br>, acessado em 10/01/2008.

Os procedimentos mais adequados para o rastreamento e detecção precoce do câncer de mama são o auto-exame, o exame clínico e a mamografia. Segundo dados do Ministério da Saúde (Brasil 2004), cerca de 80% dos tumores são descobertos pela própria mulher, palpando suas mamas incidentalmente (Regis *et al.*,2005) . Quando isso ocorre, eles já se apresentam em um estágio avançado, o que dificulta o tratamento e reduz as chances de cura. Para a descoberta desses tumores ainda em seu estágio inicial, com maior chance de cura, a mamografia por raios X é considerada o exame mais eficiente na busca por estruturas que possam indicar a presença de anormalidades ou tumores (Mitchell,1988 ;Kopans DB,1992).

A mamografia é um exame radiológico dos tecidos moles das mamas e sua sensibilidade para a detecção precoce do câncer é considerada alta, em torno de 90%, principalmente em pacientes com mais de 40 anos (Köbrunner et al.,1992). A orientação do INCA, com relação à periodicidade para realização do exame mamográfico ,deve ser a cada dois anos pelas mulheres entre 35 e 49 anos e anualmente ou até semestralmente para mulheres com idades acima destas.

A mamografia pode ser realizada em equipamentos com tecnologia convencional, onde as imagens são apresentadas em filme radiográfico, ou em equipamentos de tecnologia digital em que a leitura deve ser em monitor específico.

1.2 Objetivos

A eliminação das limitações do filme e a utilização dos recursos de pós - processamento da imagem após sua aquisição (após a exposição radiológica) podem reduzir o número de imagens insatisfatórias, reduzindo também a superexposição radiológica da população e, por conseguinte, o tempo e os custos envolvidos na repetição de imagens tecnicamente insatisfatórias .

Atualmente a maioria das pesquisas direcionadas à mamografia digital apresentam parâmetros comparativos com a mamografia convencional, por ser

este o sistema de referência em detecção de lesões mamárias em estágios iniciais.

Testes clínicos recentes compararam e obtiveram resultados que demonstraram que não houve diferença estatisticamente significativa quanto à detecção nas leituras de imagens obtidas pelos sistemas convencional e digital de campo completo.

O teste clínico realizado em Massachusetts, Colorado, publicado por Lewin *et al* em 2002, envolveu 4489 pacientes; durante trinta meses foram analisados números iguais de exames de mamografia digital e convencional. Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois sistemas. Segundo os autores, o equipamento de mamografia digital não possuía os recursos de processamento de imagem que equipam os mamógrafos atuais.

Outro teste clínico de grande importância foi realizado na Noruega por Skaane; Young ; Skjennald em 2003. Avaliaram 3683 mulheres na primeira etapa e Skaane & Skjennald em 2004, durante a segunda etapa, avaliaram 25263 pacientes. Na primeira etapa, o estudo concluiu que, na população analisada, mamografias digital e convencional são comparáveis em termos de detecção de câncer. Eles também notaram que as condições de leitura para mamografia digital não eram ideais, com muita luz ambiente, muitas interrupções e os leitores possuíam menor experiência na leitura de mamografia digital em comparação com a mografia convencional. Já na segunda etapa desse estudo a leitura das imagens foi realizada numa sala escura e sem interferências. Concluiu-se que o sistema digital é ligeiramente superior ao convencional para pacientes com faixa etária entre 50 e 69 anos.

Além dos testes clínicos, outros trabalhos trataram do assunto relativo a comparação entre os sistemas convencional e digital. Freitas *et al*, 2004 compararam as leituras de mamografia digital de campo total, por meio de simuladores mamográficos, com o objetivo de determinar a detectabilidade destes em filme impresso a laser e na estação de trabalho.

Após análise dos trabalhos acima citados, e levando-se em consideração aspectos tecnológicos dos mamógrafos digitais de campo completo tais como linearidade entre a intensidade de radiação e a resposta do detector , que

proporciona maior precisão de contraste, aliada aos recursos de pós processamento das imagens é de se esperar que estes recursos devem promover ou indicar uma diferença significativa nas leituras e interpretações de imagens mamográficas em relação as imagens obtidas com mamógrafos convencionais.

Esse trabalho, portanto, propõe uma análise comparativa dos sistemas de mamografia convencional e digital de campo total, valendo-se dos enfoques:

- Análise dos parâmetros relativos ao controle de qualidade dos sistemas mamográficos, obtidos por um dispositivo de teste (Escarpinati,2007), que fornece características relativas ao desempenho dos sistemas em termos da geometria da exposição.
- Análise subjetiva da qualidade das imagens obtidas, com os mesmos sistemas mamográficos, através de um simulador padronizado.
- Ambos procedimentos aplicam-se a sistemas mamográficos convencional e digital; A finalidade é obter os subsídios necessários à comparação entre os resultados dos testes objetivos de controle de qualidade proporcionados pelo dispositivo de testes e os resultados provenientes da avaliação visual da imagem, e estabelecer um paralelo quanto aos aspectos que geram degradação da imagem nos mamógrafos investigados em função dos parâmetros obtidos com o dispositivo de teste.

1.3 Disposição do trabalho

Os temas relativos a este estudo foram divididos em seis capítulos incluindo a introdução. O conteúdo de cada capítulo está descrito a seguir.

Capítulo 2:

Abordagem sobre simuladores mamográficos, apresentação das características mais importantes dos simuladores mamográficos e das diferenças

básicas entre eles. Também serão abordados temas relativos à Teoria de detecção de sinais e Teoria da Avaliação estatística.

Capítulo 3:

Apresentação das características mais importantes dos equipamentos mamográficos e das diferenças básicas em relação aos aparelhos de raios X convencionais. Neste capítulo serão abordados também a importância da mamografia.

Capítulo 4:

Revisão sobre métodos básicos, esquemas e materiais usados nos detectores de imagens radiográficas digitais, incluindo características que podem afetar a performance do sistema bem como a qualidade de imagem.

Analisaremos a evolução dos sistemas para obtenção de imagens de mamografia digital, bem como os tipos de detectores empregados nestes sistemas.

Capítulo 5:

Abordagem sobre a Metodologia aplicada para obter subsídios suficientes para assim estabelecer comparações que qualificam o desempenho dos sistemas de aquisição de imagens objeto deste trabalho.

Capítulo 6:

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos a partir de testes realizados.

Capítulo 7:

Neste capítulo serão apresentadas: discussão sobre os resultados obtidos e a conclusão final do trabalho.

CAPÍTULO 2 Equipamento Simulador mamográfico

2.1 “Phantom”- Objeto Simulador Radiográfico

Sempre que exposto à radiação ionizante, o corpo humano absorve essa energia que é distribuída em órgãos e tecidos específicos. Sendo assim, a avaliação dos efeitos nocivos aos pacientes motivados por exames radiológicos demanda conhecimento sobre a dose recebida e sua distribuição em todo o corpo humano. Para tanto, foram recomendados materiais que reproduzem os efeitos que ocorrem internamente e ao redor do tecido biológico irradiado, os quais são denominados substitutos de tecidos (Bethesda,1989).

Denominamos “Phantom” a estrutura que possui um ou mais tecidos biológicos. A faixa de energia a ser utilizada e composição química dos materiais estudados determinam as propriedades de atenuação dos substitutos de tecidos biológicos (Bethesda,1992). Porém, em muitos procedimentos experimentais de dosimetria microscópica e formação de imagem, um simples material pode ser usado para simular tecidos discretos como, por exemplo, estruturas esqueléticas compostas por cartilagem, osso cortical e medula (Nordin,1976).

Para formação de imagem com raios X, a variação do osso e músculo esquelético no homem em idade adulta é insignificante, ao passo que a variação do tecido mole deve ser levada em consideração (Woodard;White,1986). Isso não ocorre em exames que estudam a função do órgão, como em medicina nuclear, onde a variação da composição mineral do tecido ósseo é de suma importância. Assim como, na dosimetria em radioterapia, onde osso da cabeça, coluna vertebral, pelve, úmero e fêmur são considerados ossos distintos (White,1978).

A necessidade de “Phantoms” distintos para aplicações médicas, levou à utilização de dispositivos complexos, dificultando a intercomparação de diferentes equipamentos radiológicos para a mesma proposta clínica. Este problema foi sanado com recomendações de “Phantom” padrão universal para as áreas de

interesse (Bethesda,1992). Estes podem ser classificados de acordo com sua função, sendo então chamados de dosimétricos, de calibração e de imagem, ou de acordo com sua forma sendo chamados de físicos e antropomórficos. Estes são freqüentemente usados na calibração de feixes de raios X em radiodiagnóstico, na análise funcional dos órgãos “in vivo” em medicina nuclear e na determinação de dose absorvida em radioterapia.

O simulador apresenta como vantagem evitar a exposição do ser humano para calibração de equipamentos. Uma característica da radiação ionizante é que a energia absorvida no corpo humano é distribuída em órgãos e tecidos específicos de modo que a avaliação dos efeitos nocivos aos pacientes exige um conhecimento da dose recebida e da distribuição da mesma em todo o corpo. Para tanto, é essencial a utilização de materiais que reproduzam os efeitos que ocorrem no tecido biológico.

2.2 Tipos de simuladores para mamografia

2.2.1 Simulador mamográfico ACR

O simulador mamográfico da *Radiation Measurements, Inc.* Modelo 156 é um simulador indicado pelo ACR (Colégio Americano de Radiologia) e pelo CBR (Colégio Brasileiro de Radiologia) para controle de qualidade em mamografia e será aqui designado simulador ACR. Esse simulador é composto de um bloco de cera que contém 16 diferentes objetos simulados, uma base de acrílico de 3,3 cm de espessura, uma bandeja para o bloco de cera e uma cobertura de 0,3 cm. Todos esses componentes juntos simulam uma mama comprimida de aproximadamente 4,0 a 4,5 cm de espessura.

Cinco microcalcificações simuladas (com diâmetros variando entre 0,16 e 0,54 mm), seis fibras de *nylon* que simulam estruturas fibrosas (com largura variando entre 0,40 e 1,56 mm) e cinco nódulos (com diâmetros variando entre 0,25 e 2,00 mm) estão incluídos no bloco de cera (Pires,2003). As figuras 2.1 e 2.2 ilustram o aspecto externo e a disposição interna das estruturas do simulador, respectivamente.

Figura 2.1 Simulador mamográfico da *Radiation Measurements, Inc.*
Modelo 156 (Pires,2003)

Figura 2.2 Estrutura interna do simulador mamográfico da *Radiation Measurements, Inc.* Modelo 156 (Pires,2003)

2.2.2 Simulador mamográfico antropomórfico

O simulador antropomórfico modelo 18-226 simula a atenuação e a imagem detalhada de uma mama comprimida de 5,0 cm de espessura, 50% glandular e 50% adiposa, medindo 19,6 x 11,7 x 6,1 cm.

O simulador consiste de um molde plástico de tecido mamário-equivalente e uma camada de alta resolução em detalhes (composta por um filme radiográfico contendo uma amálgama mercúrio-prata estável), anexados a um estojo acrílico protetor. Juntos, estes componentes produzem imagens radiográficas que são muito similares a uma mamografia verdadeira (Freitas,2004). As figuras 2.3 e 2.4 ilustram o aspecto externo e a radiografia do simulador respectivamente.

Figura 2.3 Simulador Antropomórfico modelo 18-226 (Freitas,2004)

Figura 2.4 Radiografia do Simulador Antropomórfico modelo 18-226, adquirida com o equipamento de mamografia digital de campo completo - *GE Medical* modelo *Senographe 2000 D*.

2.2.3 Simulador mamográfico ALVIM

O simulador mamográfico ALVIM *Statistical Phantom*, modelo 18-209 da Nuclear Associates - Division of Victoreen Inc, é do tipo estatístico. Internamente, a estrutura é composta por 100 cilindros que podem ser dispostos de forma aleatória sobre uma matriz com tamanho 10 x 10 cm que forma a superfície do simulador. Também é composto por três placas adicionais de acrílico, cada uma com 1,5 cm de espessura que quando, utilizadas em conjunto, simulam uma mama comprimida de padrão normal (4,5cm). Os cem cilindros (uma matriz quadrada de 10 colunas e 10 linhas) podem ser distribuídos, sendo que vinte e cinco cilindros contêm objetos que simulam microcalcificações de diâmetros variando entre 0,20 e 0,55 mm; vinte e cinco simulam fibras com largura variando entre 0,45 e 1,35mm; e os outros cinquenta cilindros não contêm nenhum artefato simulado (Pires,2003). A figura 2.5 representa o simulador mamográfico estatístico Alvim modelo 18-209.

Figura 2.5 Simulador mamográfico estatístico Alvim modelo 18-209 (Pires, 2.003)

A diferenciação das estruturas é identificada pela cor e pelo elemento químico, sendo que todos os cilindros que possuem a lateral vermelha não simulam nada, os que possuem a lateral amarela contêm internamente óxido de alumínio (Al_2O_3) que simulam microcalcificações, e os que possuem a lateral verde contêm internamente objetos de *nylon* que simulam as fibras. Os tamanhos das estruturas são diferenciadas pela cor da base superior do cilindro, dado pela tabela 2.1.

Tabela 2.1. Relação entre as cores dos cilindros que compõem o simulador ALVIM em função do tipo e tamanho das estruturas internas

Simulação	Cor do cilindro	Tamanho da estrutura (mm)
Microcalcificações	Vermelho / Amarelo	0,20
	Amarelo / Amarelo	0,25
	Verde / Amarelo	0,32
	Azul / Amarelo	0,40
	Preto / Amarelo	0,55
Fibras	Vermelho / Verde	0,45
	Amarelo / Verde	0,60
	Verde / Verde	0,80
	Azul / Verde	1,00
	Preto / Verde	1,35

A figura 2.6 representa a imagem gerada pelo simulador ALVIM, que possui um “gabarito” com a localização dentro da matriz 10x10, do tipo e dimensão da estrutura. Este gabarito permite comparar a leitura das imagens com o mesmo, de forma que seja possível determinar as probabilidades: verdadeiro positivo, verdadeiro-negativo, falso-positivo e falso-negativo (Veldkamp ; Karssemeijer ,1988).

Figura 2.6 Radiografia do simulador mamográfico ALVIM modelo 18-209 adquirida com o equipamento de mamografia digital de campo completo - *GE Medical* modelo *Senographe 2000 D*.

Conforme proposto por Pires (Pires, 2003), (Freitas *et al.*,2004), (Medeiros *et al.*,2005) utilizando o simulador Alvim e a Teoria de detecção de sinais, pode-se estabelecer uma análise estatística de forma sistemática da detectabilidade de fibras e microcalcificações simuladas, além da proposição de um índice de qualidade por meio da determinação dos valores de *Kappa* (*k*).

CAPÍTULO 3 Mamógrafo e Mamografia

3.1 Mamógrafo

O mamógrafo é um aparelho de raios X dedicado ao registro de imagens de mama. Porém, no passado, as imagens eram obtidas através de equipamentos radiográficos convencionais. O sistema de mamografia tem sofrido grande avanço tecnológico ao longo dos anos, possibilitando um diagnóstico seguro e precoce do câncer de mama.

Em função das particularidades dos tecidos que compõem a mama (tecido glandular, tecido fibroso e gordura, conforme ilustrado na Figura 3.1 que possuem níveis de atenuação aos raios X muito próximos, uma característica típica da mamografia é o baixo contraste na imagem. As estruturas características de câncer, como as microcalcificações e pequenos nódulos, devem ser detectadas ainda em seu estado inicial e, portanto, possuem dimensões reduzidas (entre 0,1 e 0,5 mm de diâmetro). Assim, os equipamentos mamográficos devem não só produzir imagens de alto contraste como também com alta resolução espacial e baixo ruído (Vieira, 2005).

Todos os módulos do processo de aquisição da imagem mamográfica como tubo de raios X, sistema de registro, reveladora, negatoscópio, etc são dedicados exclusivamente a esse tipo de exame.

Figura 3.1. Estruturas internas que compõem a mama feminina (Vieira, 2005).

Por se tratar de um equipamento dedicado a avaliação específica do tecido mamário, onde é necessário uma imagem de alto contraste, os mamógrafos atuam numa faixa mais baixa de tensão, variando entre 20 e 35 kVp, do que os equipamentos convencionais que operam com valores entre 40 e 120 kVp (Köbrunner, 1992). Quando expostos aos fótons de baixa energia, as diferenças entre os coeficientes de atenuação linear dos tecidos que constituem a mama são maiores, resultando diferentes níveis de enegrecimento no filme radiográfico, ou seja, raios de baixa energia produzem imagens radiológicas mais contrastadas.

Nos aparelhos mamográficos há uma grande utilização de tubos com alvo de molibdênio (Mo) podendo, em alguns aparelhos, existir também um segundo alvo de ródio (Rh). A aplicação desses elementos na fabricação do alvo se deve ao fato que eles garantem uma grande emissão de radiação característica de baixa energia (17,4 e 19,8 keV para o molibdênio), contribuindo para a formação de um espectro mais adequado para produzir imagens de alto contraste.

O emprego de filtros na saída do tubo de raios X também contribui para melhorar o contraste das imagens. Sendo assim, quando um filtro de molibdênio de 0,03 mm de espessura é colocado na saída do tubo de raios X, a maioria dos

fótons de mais baixa energia é retirado do feixe. Esses fótons aumentam a dose na paciente, pois são quase totalmente absorvidos pela mama, porém não contribuem para a formação da imagem. Em contrapartida, fótons de energia maior que 20 keV também sofrem grande filtração devido à alta absorção pela camada K do molibdênio nessa faixa de energia. Isso acaba resultando em um espectro formado basicamente por radiação característica ou de energia muito próxima a ela, permitindo a formação de imagem de alto contraste e ainda diminuindo a dose absorvida pela mama durante o exame (Haus ; Yaffe, 2000).

Para mamas maiores ou mais densas, em que há uma maior quantidade de tecido fibroglandular presente, o contraste na imagem não é tão alto. Isto ocorre porque poucos fótons de baixa energia conseguem atravessar esse tipo de mama para atingir o filme, o que provoca um “endurecimento” do feixe (aumento da energia efetiva) e, conseqüentemente, uma diminuição na diferença de absorção (e contraste) entre os tecidos presentes na mama (Vieira,2005). Embora um aumento de energia possa ser obtido com um aumento da kVp do tubo, a eficiência do espectro continua sendo limitada pela radiação característica, que possui valor fixo. Assim, nos exames mamográficos, utilizam-se diferentes combinações de alvo e filtro, com diferentes materiais, para definir o formato do espectro de emissão e conseguir o melhor contraste possível na imagem. Por exemplo, utilizando-se alvo de molibdênio com um filtro de ródio (Mo/Rh), conforme espectro em verde na Figura 3.2, consegue-se um feixe mais energético e penetrante do que com o filtro de molibdênio (Mo/Mo) para a mesma kVp, o que é mais adequado para exames de mama mais densas ou de maior volume. Isso ocorre porque a camada K do ródio possui energia de 23 keV, permitindo que os fótons entre 20 e 23 keV não sejam absorvidos, como no caso da filtração com molibdênio.

Figura 3.2 Representação da combinação entre filtro e alvo com diferentes materiais. (em vermelho é resultado da combinação Mo/Mo ;em verde é resultado de Mo/Rh e em azul temos W/Rh).

Um dispositivo exclusivo presente nos aparelhos de mamografia é o compartimento de compressão, que é formado por uma placa de acrílico, cuja função é comprimir a mama de modo a homogeneizar a densidade a ser exposta ao feixe de radiação. Quando comprimida, a mama torna-se menos espessa e mais uniforme, o que permite a diminuição da dose absorvida e o espalhamento dos fótons de raios X no filme, diminui a sobreposição de imagens da estrutura interna da mama, o ruído na imagem e garante a imobilidade da paciente durante o exame. As Figuras 3.3 e 3.4 representam, respectivamente, um dispositivo de compressão (onde o tracejado azul representa a mama em estado de repouso e em vermelho a compressão da mama e o ponto preciso onde a qualidade de imagem é maximizada) e uma foto de sistema de compressão.

Figura 3.3 -Esquema do compartimento de compressão

Figura 3.4 - Foto do compartimento de compressão

Os equipamentos mamográficos mais modernos possuem grade móvel ou grade antidifusora, que é composta de material radiotransparente colocado verticalmente ao lado de lâminas de chumbo que, com suas laterais, absorvem a radiação secundária, enquanto a radiação útil (primária) passa livremente. Nos mamógrafos a grade é posicionada entre o suporte da mama e a bandeja para a colocação do chassi com o filme radiográfico. Além disso, alguns equipamentos

possuem o controle automático de exposição, AEC (do inglês: *Automatic Exposure Control*), que controla automaticamente o tempo de exposição do equipamento a partir de um sensor que fica posicionado abaixo do compartimento para colocação do chassi com filme radiográfico. Assim, independentemente da espessura da mama comprimida, o AEC controla automaticamente a quantidade de radiação necessária para a formação de uma imagem radiográfica adequada. A Figura 3.5 mostra um exemplo de aparelho mamográfico comercial.

Figura 3.5. Exemplo de um aparelho mamográfico comercial.

3.2 Ponto focal

Na avaliação da qualidade de imagem gerada por um equipamento mamográfico, no que tange à sua resolução espacial, um parâmetro de grande importância é o tamanho do ponto focal do tubo de raios X. Teoricamente, quanto menor o tamanho do ponto focal, melhor a resolução da imagem mamográfica. No entanto, temos que considerar o efeito térmico sobre a área do alvo que, sendo menor, conseqüentemente menor também é a área sujeita ao bombardeamento pelo feixe eletrônico e menor a área de dissipação de calor. Isso pode gerar um

superaquecimento no local, o que pode diminuir consideravelmente a vida útil do tubo (Vieira,2005). Assim, há um compromisso entre a área do ponto focal e a quantidade de corrente anódica que ele suporta sem danificar-se devido ao aquecimento excessivo.

Para diminuir o tamanho efetivo do ponto focal, sem elevação da temperatura no anodo, os mamógrafos apresentam duas particularidades. A primeira é a inclinação do anodo em relação ao eixo de incidência do feixe eletrônico; a segunda é a utilização de um anodo rotativo.

Inclinando-se o anodo, a área do alvo bombardeada pelos elétrons torna-se maior do que a sua projeção no filme radiográfico; assim o ponto focal efetivo ou aparente, responsável pela resolução espacial do sistema, passa a ser menor do que o ponto focal real, que é a área do alvo bombardeada pelos elétrons e submetida a altas temperaturas conforme ilustrado pela Figura 3.6.

Figura 3.6. Efeito da inclinação do anodo no tamanho do ponto focal

onde, **a** e **b** representam, respectivamente, os tamanhos real e aparente.

A segunda forma de aumentar a área do alvo atingida pelos elétrons e aumentar a dissipação térmica é a utilização de anodos rotativos, onde o ponto focal real passa a ser um anel, produzindo uma melhora na dissipação de calor sem alterar o tamanho aparente do ponto focal e, conseqüentemente, a resolução do sistema. (Johns ; Cunningham, 1983). A figura 3.7 mostra um tubo de raios x com anodo giratório.

- Onde: 1 Prato anódico de tungstênio
 2 Eixo de molibdênio
 3 Rotor sobre rolamentos
 4 Catodo do filamento
 5 Ampola de vidro

Figura 3.7 Tubo de raios x com anodo rotativo (Hoxter,1977)

Diferentes nomenclaturas são empregadas para definir o tamanho do ponto focal de um equipamento mamográfico e, por isso, devem-se esclarecer as diferenças existentes entre elas (Milne,1974). Definimos tamanho efetivo ou aparente como sendo o tamanho do ponto focal visto no plano imagem no feixe central de radiação (Figura 3.6). O tamanho equivalente seria determinado através de métodos de resolução e leva em conta os efeitos da forma e distribuição de intensidade do ponto focal na imagem radiográfica. O valor fornecido pelo fabricante corresponde ao tamanho nominal. Ainda vale ressaltar que o tamanho equivalente não é considerado uma medida do tamanho do ponto focal propriamente, como o nome sugere, mas sim uma medida da sua

capacidade de resolução, integrando os efeitos do tamanho efetivo e da distribuição de intensidade (Vieira,2005).

Para uma condição ideal em que um ponto do objeto seja reproduzido numa imagem com perfeição, o ponto focal deve ser uma fonte puntiforme. Porém na prática, os equipamentos comerciais disponíveis utilizam tubos de raios x com pontos focais de certa dimensão, levando ao aparecimento de uma região de “borramento” nas bordas, chamada de penumbra. Na figura 3.8, I_1 representa a imagem formada para uma condição ideal, ou seja, ponto focal puntiforme e reproduz com fidelidade a projeção do objeto O . Na imagem I_2 , percebemos o efeito da perda de nitidez com borramento p (*penumbra*) nas bordas causado pela projeção do ponto focal de dimensão F (não-puntiforme).

Figura 3.8 Efeito do tamanho do ponto focal na nitidez das imagens radiográficas.

Ao analisarmos a figura 3.8, notamos que a imagem formada é maior do que o objeto. Essa ampliação é causada pela geometria de exposição utilizada e é chamada de magnificação radiográfica.

A magnificação m é expressa pela relação matemática I_1/O e representa quantas vezes a imagem radiográfica é maior do que o objeto e pode ser calculada pela equação (3.1) (Wolbarst, 1993):

$$\frac{I_1}{O} = \frac{(DFO + DFO)}{DFO} = m$$

Portanto:

$$m = \frac{(DFO + DFO)}{DFO} = \frac{DFF}{DFO} \quad (3.1)$$

Onde,

DFO corresponde à distância do foco ao objeto; DOF , à distância do objeto ao filme e DFF , à distância do foco ao filme.

Assim, o tamanho da imagem I_1 , no caso ideal de ponto focal puntiforme, terá o tamanho do objeto O multiplicado pela magnificação m . No caso de um ponto focal real, de tamanho F , a imagem será acrescida também da penumbra p . O tamanho da penumbra depende do tamanho do ponto focal e da magnificação utilizada, podendo ser calculada pela equação (3.2) (Webb, 1988):

$$p = F (m - 1) \quad (3.2)$$

Portanto o tamanho do ponto focal e a magnificação utilizada definem a nitidez radiográfica de uma imagem. Quando o tamanho do ponto focal for maior do que o tamanho do próprio objeto, a imagem formada não terá nitidez alguma, já que a penumbra que se forma neste caso será maior do que a própria imagem e, portanto, teremos uma imagem “borrada”. Porém, para objetos muito maiores do que o tamanho do ponto focal (mais que dez vezes), a distorção apresentada na imagem poderá ser considerada desprezível (Oliveira, 1995).

Os equipamentos mamográficos possuem ponto focal com dimensões bem menores (duplo ponto focal com diâmetros de 0,1 e 0,3 mm) do que as encontradas em aparelhos convencionais que apresentam ponto focal em torno de 1,0 mm de diâmetro ou mais. Se, no entanto, a distância entre a mama comprimida e o cassete mamográfico for muito menor do que a distância do foco ao plano imagem a magnificação geométrica fica muito pequena, de modo que se obtém alta resolução espacial na imagem.

Geralmente, a distância entre a mama e o plano imagem não ultrapassa 2,0 cm, enquanto a distância total entre o filme e o ponto focal fica em torno de 65 cm. A Figura 3.9 ilustra uma geometria típica utilizada em um exame mamográfico, onde diferentes resoluções espaciais são obtidas em função da magnificação (Haus ; Yaffe, 2000).

Figura 3.9 Limites de resolução espacial obtidos em diferentes planos de uma mama comprimida para o mesmo ponto focal

Pelo exposto o tamanho do ponto focal é um parâmetro muito importante e deve ser avaliado periodicamente nos programas de controle de qualidade. Para isso, existem diversos métodos que são capazes de determinar, com certa precisão, o valor real do ponto focal, como a câmara de orifício, a câmara de fenda e o padrão de teste estrela.

3.3 Filmes radiográficos

Durante a realização de um exame radiográfico o paciente é exposto ao feixe de raios x para que os fótons atravessem seu corpo. Em função dos diferentes coeficientes de atenuação linear presentes nos tecidos, órgãos e ossos do corpo humano, a radiação incidente sofre variação na sua intensidade, passando a apresentar uma variação na intensidade transmitida, carregando consigo informações sobre a disposição das estruturas no interior do corpo do paciente, necessárias para o exame, conforme ilustrado na Figura 3.10.

Figura 3.10 Diagrama ilustrando como a imagem radiológica é formada

No entanto, para a análise dessas informações, torna-se necessária a utilização de um meio de registro adequado à visão humana. O filme radiográfico é o meio de armazenamento mais utilizado na radiologia.

Quanto maior a absorção de uma determinada estrutura, menor será o grau de enegrecimento do filme nessa região, fazendo com que a imagem dessa estrutura seja mais clara. A diferença entre os diversos níveis de atenuação pelos materiais que compõem um determinado órgão determinará diferentes níveis de

escurecimento no filme. Esse padrão de resposta é medido pela densidade óptica (DO), a qual está diretamente relacionada à variação de intensidade do feixe de raios X que incide no filme e é calculado a partir da equação (3.3) (Curry III *et al.*, 1990):

$$DO = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I_t} \right) \quad (3.3)$$

onde,

I_0 corresponde à intensidade de radiação incidente no filme e I_t à radiação transmitida.

Desta forma, como a densidade óptica é, na verdade, uma medida da opacidade do filme, ou seja, a habilidade do filme deter a luz, quanto mais escura uma determinada região do filme, maior será o valor da sua densidade óptica. Os níveis de densidades ópticas considerados úteis para uso em radiologia diagnóstica estão compreendidos entre 0,3 e 2,0 (Curry III *et al.* ,1990).

A sensibilidade de um filme à radiação X geralmente é muito baixa, ou seja, é preciso de uma grande quantidade de radiação para produzir um nível de escurecimento satisfatório no filme e, conseqüentemente, o paciente acaba recebendo uma grande dose de radiação.

A Portaria nº453 (Brasil, 1998) proíbe a exposição direta do filme aos raios X. Nos exames radiográficos atuais, normalmente, utiliza-se filme sensível à luz juntamente com uma tela fluorescente que quando irradiada pelos raios X, se ilumina na faixa do espectro visível. Esta luz provoca uma reação na emulsão do filme radiográfico produzindo um alto grau de enegrecimento do mesmo. Cerca de 95% da reação do filme vem da luz emitida pela tela fluorescente e os raios X só colaboram com 5% do enegrecimento. Essa tela fluorescente é geralmente chamada de écran reforçador ou tela intensificadora, e sua utilização proporciona uma diminuição significativa da dose de radiação à qual o paciente é submetido, além de diminuir o tempo de exposição durante o exame radiológico. No entanto, o uso do écran introduz um certo grau de borramento na imagem devido à difusão da luz, causando uma diminuição da resolução do sistema e uma conseqüente degradação na qualidade da imagem (Vieira,2005).

Em 1889 Hunter e Driffield utilizaram para descrever o padrão de resposta de um filme à exposição radiográfica um gráfico chamado de curva característica, curva sensitométrica ou curva H&D (dado em homenagem a eles), que relaciona a exposição de luz recebida por um filme com a densidade óptica (DO) observada. A Figura 3.11 ilustra um exemplo de curva sensitométrica, que usa uma escala logarítmica para representar a exposição. Podem-se observar três regiões distintas: na região superior encontra-se o patamar onde a curva apresenta crescimento assintótico seguindo para saturação; na região inferior encontra-se a base, onde o contraste é insatisfatório, pois grandes variações na exposição não produzem variações significativas na densidade óptica, por sub-exposição; e na região central, encontra-se a região de contraste onde a densidade óptica cresce linearmente com o logaritmo da exposição.

Figura 3.11 Curva característica de um sistema tela-filme utilizado em radiodiagnóstico.

A análise da curva sensitométrica de um filme radiográfico ou do sistema écran-filme é muito útil e fornece informações sobre *latitude*, *sensibilidade* e *contraste*. Latitude radiográfica é o intervalo de exposição em que valores de densidade óptica (DO) estão na porção linear da curva sensitométrica, ou seja, refere-se à faixa da curva logarítmica da exposição correspondente a faixa de

densidades ópticas úteis do filme avaliado. Esta é a faixa de exposição que deve ser utilizada no exame radiológico para produzir uma imagem com melhor contraste.

Velocidade do filme radiográfico é estabelecida como sendo o inverso da exposição necessária para produzir uma DO em torno de 1,0 (Pina,2000). Assim, a eficiência de um écran na conversão de raios X em luz e a sensibilidade do filme radiográfico à luz podem ser expressas em termos da velocidade do sistema écran-filme, determinada pela inclinação da porção linear da sua curva sensitométrica. Quanto maior a inclinação da porção linear da curva sensitométrica de um sistema écran-filme mais veloz é o sistema e, conseqüentemente, mais sensível necessitando de menos radiação para formação da imagem com melhor contraste.

Contraste é definido como a diferença de densidade óptica (DO) entre duas regiões de interesse numa radiografia. Desta forma, as particularidades da curva característica são importantes para determinar o tipo de filme ou sistema écran-filme que deve ser utilizado em um determinado exame radiográfico, visando à produção de imagens com a melhor qualidade possível.

Como frisado anteriormente, todo o processo de aquisição da imagem mamográfica é específico e isso inclui os sistemas de registro utilizados em mamografia que são diferentes dos utilizados em radiografia convencional e apresentam características especiais para que produzam imagens de qualidade superior. O filme mamográfico é mais sensível que o filme convencional, possui somente uma camada de emulsão e com grãos menores do que os encontrados em filmes convencionais. A tela intensificadora, ou écran por ser composta de elementos químicos com características diferentes das encontradas nos filmes para radiologia geral, promovem menor borramento na imagem (Wolbarst, 1993).

3.4 Mamografia

A mamografia é um tipo de radiografia, realizada em aparelhos específicos para avaliação das mamas, com o objetivo de diagnosticar a presença de

estruturas indicativas de câncer. A mamografia é um exame valioso no diagnóstico precoce de tumores mamários com o rastreamento de estruturas que possam acusar a presença de anormalidades ou tumores (Kopans,1992;). Dentre estas estruturas podemos destacar as microcalcificações, que freqüentemente estão associadas a tumores de mama (Shen et al.,1993). O indício de malignidade encontrado no rastreamento do câncer de mama são as microcalcificações (Canella ,1999.), partículas de hidroxipatite de cálcio ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$), tipicamente com dimensão reduzida (da ordem de 0,5mm de diâmetro), que traduzem a presença do câncer em 18% das lesões não palpáveis (Sickles 1986).

Para o diagnóstico do câncer de mama, as microcalcificações agrupadas (*clusters*) constituem um indício importante para a investigação. Quando se observam mais que dez dessas estruturas na mesma região, a probabilidade de se tratar de um carcinoma é superior a 60% (Le Gal *et al.*,1984).

No entanto, devido ao tamanho reduzido destas estruturas, e como a diferença radiográfica entre o tecido normal e o doente é muito tênue, sua visualização é muito difícil e exige grande experiência do especialista e um aparelho mamográfico de alta qualidade que permita realizar um exame com resolução de alto contraste. Mesmo assim, muitas vezes são passadas despercebidas, visto que o sistema gerador pode apresentar várias limitações que prejudicam a nitidez da imagem: ruídos aleatórios, variações nas características do filme e ponto focal com dimensões fora das especificações necessárias, entre outros (Shen et al.,1993).

Um exame mamográfico completo geralmente compreende duas imagens, sendo uma incidência lateral ou oblíqua e uma crânio-caudal, para cada mama. A incidência médio-lateral-oblíqua é a mais eficaz, pois mostra uma quantidade maior de tecido mamário e inclui estruturas mais profundas do quadrante superior externo e do prolongamento axilar, enquanto que a crânio-caudal tem como objetivo incluir todo o material pósterio-medial, complementando a médio-lateral-oblíqua (Vieira, 2001). A Figura 3.12 ilustra um desenho esquemático do processo de obtenção de uma imagem radiográfica de uma mama por um mamógrafo.

Figura 3.12 Esquema de obtenção de uma imagem mamográfica. (Köbrunner, 1992).

CAPÍTULO 4 Sistemas Digitais na Mamografia

4.1 Histórico

Por mais de sessenta anos, o sistema écran- filme foi o meio utilizado para registro de imagens médicas pois apresenta utilidade funcional e boa qualidade de imagem. Entre as funções executadas pelo filme de raios X temos: captura, leitura, armazenamento e comunicação entre os radiologistas e especialistas das diversas áreas sobre a interpretação das imagens médicas. No entanto, nos anos 70, imagens digitais obtidas com equipamentos de tomografia computadorizada (CT), equipamentos de Ultra-som e de Medicina Nuclear iniciaram grande escalada. Reforçando a tendência em direção à utilização de imagens digitais, surgiram nos anos 80 equipamentos como Ressonância Magnética, subtração digital de imagens em equipamentos de angiografia e equipamentos de radiologia computadorizada (CR) (Culley et al., 2000).

Mesmo assim, ainda hoje estima-se que 65% de todos exames de diagnóstico por imagem são realizados utilizando radiologia analógica ou convencional, cuja forma de registro é o filme radiográfico (Culley et al., 2004). Apenas recentemente tornou-se tecnicamente possível do ponto de vista econômico e tecnológico substituir o filme pelo arquivo digital. Neste caso, a leitura e interpretação da imagem digital pode ser realizada pelo radiologista diretamente na tela do monitor. O armazenamento das imagens digitais em forma de arquivos eletrônicos pode ser tanto no disco rígido da unidade computacional como numa das formas de mídia disponíveis, tais como CD ou DVD.

Por se tratar de uma imagem digital, é possível distribuir a informação através de redes de dados. Desta forma, a comunicação entre radiologistas e médicos das diversas especialidades tornou-se mais eficaz e produtiva, podendo ser realizada dentro de um hospital ou entre hospitais e clínicas (teleradiologia)

(Vallejos,2001). Termos como PACS (do inglês: Picture Archiving Communications System), *work Flow* e padrão DICOM (do inglês: Digital Imaging and Communications in medicine) passaram a se tornar freqüentes.

No que tange à captura de raios X, ou seja, sua transformação em sinal digital, utilizam-se detectores semicondutores sensíveis aos fótons e mecanismos de conversão (Pisano et al.,2001).

4.2 Imagens Digitais

Uma imagem é uma distribuição de propriedades físicas. Enquanto uma imagem branco e preto tem um valor de intensidade a cada ponto, uma imagem colorida tem três valores associados, um para o vermelho, outro para o verde, e outro para o azul (Padrão RGB) (Gonzalez;Woods,2002). As imagens radiológicas são imagens analógicas. As imagens em sinais de vídeo também são sinais analógicos, em que a tensão varia suavemente quando o brilho da imagem é varrido no rastreamento das linhas horizontais. Estas imagens analógicas não podem ser diretamente tratadas por computador, pois eles trabalham com números. Se convertida para uma forma digital, a imagem pode ser modificada de várias maneiras, e, se necessário, armazenada em um computador, antes de ser apresentada em um monitor ou impressa. Desta maneira, estruturas vasculares podem ser destacadas por subtração, fraturas podem ser destacadas por realce de bordas, e tecidos moles podem ser destacados escolhendo-se os valores máximos e mínimos a serem graficados (*windowing*).

4.3 Detectores

O detector é um elemento físico sensível a uma faixa de energia no espectro eletromagnético como, por exemplo, raios X, luz visível ou laser, e que é capaz de produzir um sinal elétrico proporcional à intensidade detectada. Dentre os dispositivos sensores disponíveis no mercado destacamos o CCD e o TFT (Gonzalez;Woods,2002).

Os CCDs são constituídos por pastilhas semicondutoras de silício capazes de armazenar carga elétrica. Quando a luz incide sobre a superfície do CCD são produzidos elétrons constituindo um pacote de cargas elétricas; quando se

completa a exposição, os elétrons coletados são transportados, por mecanismos de transferência, para um amplificador. Esse amplificador produz um sinal de tensão proporcional ao conteúdo de carga de cada linha do conjunto de recipientes. A quantidade de carga elétrica armazenada nesses recipientes corresponde a valores analógicos, o que equivale dizer que os erros de quantização são praticamente nulos. Dessa maneira, o CCD equivale a uma memória analógica, cujos dados são acessados serialmente através da transferência de carga entre os recipientes. A utilização de materiais fotossensíveis permite a construção de dispositivos CCDs cujos recipientes de carga constituem também elementos sensíveis à luz. Assim, a carga armazenada em cada recipiente é proporcional à intensidade luminosa incidente sobre o mesmo. Posteriormente, a leitura seqüencial dos recipientes pode gerar um sinal elétrico variante no tempo.

As matrizes CCD podem ser organizadas em dois principais arranjos: sensores por varredura de linhas, formados por uma linha de elementos fotossensíveis, e sensores de área, que são arranjados de forma matricial.

Sensores CCD apresentam como características: operação a velocidades muito altas, tamanho reduzido, baixo consumo de energia, pouca sensibilidade a efeitos de espalhamento, melhor resposta a mudanças na iluminação incidente e bom desempenho em condições de baixa iluminação (Gonzalez ; Woods,2002).

TFT ou “Thin Film Transistor” são matrizes de detectores freqüentemente utilizados como elementos eletronicamente ativos para coletar o sinal elétrico em sistemas de conversão direta e indireta de radiologia digital. A matriz de detectores é depositada sobre múltiplas camadas de vidro sendo que a composição da última camada depende do tipo de detector. Para sistemas de conversão indireta, que utilizam elementos sensíveis à luz, são adicionados à camada de TFT fotodiodos que terão a função de converter a luz em sinal elétrico (Pisano ; Cole; Kistner, 2002).

Para o sistema de conversão direta, onde não é necessária a conversão de raios X em luz, torna-se desnecessário o emprego de elementos fotossensíveis, somente sendo adicionado à última camada de TFT semicondutores de selênio amorfo (a-Se) (James,2004). Os painéis de TFT são construídos de maneira que

os elementos detectores e conversores eletrônicos estão dispostos de forma adjacente, o que lhes confere tamanho compacto. A tabela 4.1 mostra os tipos de detectores mais presentes nos atuais sistemas de radiologia digital.

Tabela 4.1 Tipos de detectores para Radiologia Digital (Culley et al., 2000)

Tipos de detectores para Radiologia Digital		
Fabricante	Tipo de conversão	Material do detector
Hologic	Direta	TFT/Selenio
Cânon	Indireta	Kodak Lanex screenTFD
OEMS	Indireta	Cintilador/TFD
GE	Indireta	Oxido de Césio/TFD
Odelft	Indireta	Cintilador/CCD
Oy Imix	Indireta	Cintilador/CCD
Swissray	Indireta	Cintilador/CCD
Trixell(joint venture com Siemens e Philips)	Indireta	Iodato de césio/TFD
Varian	Indireta	Cintilador/CCD
Wuestec	Indireta	Cintilador/CCD

4.4 Conversores A/D

O processo de transformação no qual o sinal analógico é convertido em dados discretos (formato binário ou digital), é chamado de conversão A/D ou digitalização. Esse processo é chamado de amostragem quando envolve a digitalização em espaço, e quantização para a digitalização em amplitude (Marques Filho;Vieira Neto, 1999).

A amostragem transforma uma imagem analógica contínua $f(x,y)$ em uma matriz discreta de M por N pontos. Cada um desses pontos é chamado de *pixel* (do inglês: *picture element*). A taxa de amostragem do conversor A/D indica a qualidade da imagem digital, pois quanto maior o número de *pixels* obtidos na digitalização de uma imagem, maior será sua resolução espacial. A resolução espacial de uma imagem digital também pode ser apresentada na forma de quantidade de pontos por polegada DPI (do inglês: *Dot Per Inch*) ou também pelo tamanho do *pixel* (Vieira,2005).

4.5 Métodos de captura

Os sistemas de radiologia digital podem ser divididos em duas classes: aqueles que empregam métodos diretos para converter raios X em cargas elétricas e aqueles que utilizam o método indireto.

Sistemas que utilizam conversão direta, com detectores digitais *flat-panel*, usam como material semicondutor selênio amorfo para converter diretamente fótons de raios X em cargas elétricas sem usar écrans, sem necessidade de estágios intermediários ou processos adicionais.

Outros sistemas de radiologia digital com *flat panel* usam processos indiretos similares à tecnologia écran-filme. Sistemas convencionais de écran-filme são indiretos porque o material fluorescente no écran reforçador absorve a energia incidente de raios X e converte-a em luz durante o tempo de exposição. A imagem latente no filme se torna visível quando ele é processado e fixado com elementos químicos.

Sistemas usando conversão indireta empregam um processo de dois estágios para a detecção de raios X. Materiais cintilantes CsI(Tl) ou fosforescentes (Gadolínio) capturam os fótons de raios X e os convertem em luz. Uma fina camada de fotodiodos converte energia luminosa em sinal elétrico. Fundamentalmente a resolução espacial de uma imagem de raios X depende do perfil do sinal capturado e do tamanho do pixel (Smith, 2003).

4.6 Imagem Digital aplicada à Mamografia

A obtenção de imagens de mamografia digital pode-se dar através de digitalização do filme mamográfico utilizando-se um *scanner*, sistemas CR (“computer radiography”) ou mamógrafo digital de campo completo (FFDM de “Full field digital mammography”).

4.6.1 Digitalizadores

Os digitalizadores são compostos basicamente por um sensor e um conversor de sinal analógico/digital. Os digitalizadores de filme radiográfico

utilizam para a aquisição da imagem uma fonte emissora de luz e um sensor para captar a luz transmitida pela imagem. A luz promove um procedimento de varredura sobre o filme, em sincronia com os sensores. Os sensores são geralmente de CCD ou PMT, e a fonte de luz é geralmente luz branca ou laser. Um conversor A/D, geralmente de 12 ou 14 bits, realiza a conversão do sinal analógico em digital. Um fator importante é a maneira com que estes digitalizadores efetuam a varredura da imagem, pois isso é um indicativo do grau de precisão e resolução que eles podem atingir. Os tipos mais comuns de digitalizadores são os de mesa e os de tambor (Vieira,2005).

Os digitalizadores laser são os mais indicados para mamografia , pois produzem um número maior de fótons por unidade de área, o que possibilita a formação de um feixe mais coerente, com fótons de mesmo comprimento de onda e com menor difusão (espalhamento) dos fótons (Yin *et al.*, 1992; Meeder *et al.*, 1995).

4.6.2 Sistema CR

A primeira tentativa de se digitalizar imagens radiológicas de forma mais direta foi através dos sistemas CR (Hermann et al. ,2002). Na verdade, trata-se de um digitalizador individual de “cassetes” cuja produtividade é medida em função do número de cassetes digitalizados por hora. Os cassetes são inseridos um a um na ranhura de entrada para leitura dos dados que estão no *chip* embutido e que contém as informações de exame e paciente (Vallejos,2001).

Este dispositivo digitalizador é o mais adequado para atender, por exemplo, a rotina de radiografias no leito, unidades de terapia intensiva e centros cirúrgicos em combinação com uma *workstation* de diagnóstico instalada via rede no setor de radiologia. Este sistema permite iniciar de forma mais racional uma solução de radiologia digital num projeto PACS (Vallejos,2001).

O princípio de funcionamento é o seguinte : uma placa de material fosforescente é retirada do cassete, a imagem estimulada por um feixe de raio laser e, a partir deste momento, digitalizada. De acordo com as informações de exame lidas no *chip* embutido, parâmetros de processamento são

automaticamente aplicados para otimização da qualidade da imagem. A placa de material fosforescente e o *chip* são subseqüentemente apagados e retornam para o depósito de saída dentro do mesmo cassete para uma nova exposição.

A resolução espacial de todo sistema CR é, em média, próxima à resolução espacial do sistema convencional écran-filme (Fischer, Baum, Obenauer,2002); (Funke M, Hermann KP, Breiter N,1997). A vantagem do CR, entretanto, é que a resolução de contraste pode ser melhorada significativamente através do processamento de imagem na Unidade de Controle de Qualidade (Vallejos,2001).

A resolução espacial de um sistema CR é a soma da capacidade do sistema como um todo de detectar detalhes menores. A resolução espacial do sistema de amostragem pode ser determinada por dois fatores: o diâmetro do feixe de laser HeNe e a freqüência de amostragem (Valejos,2001).

O sistema CR, utiliza placas com armazenagem em material fosforescente foto-estimulável quando expostos aos raios X. Os elétrons dentro dos cristais de material fosforescente são excitados e ficam num estado semi-estável de maior energia. Na leitura das placas expostas, através de um feixe de laser, os elétrons excitados são liberados, causando emissão de luz visível azul, que é capturada e convertida em imagem digital (Fischer, Baum, Obenauer,2002); (Funke M, Hermann KP, Breiter N,1997).

As placas citadas acima são detectores lineares, com uma faixa dinâmica muito mais ampla do que os sistemas écran-filme. Tanto sua linearidade quanto sua ampla faixa dinâmica permitem uma maior tolerância para imagens sub e super expostas e isto traz o benefício da diminuição das repetições. Após o apagamento da imagem residual, a mesma placa é sempre retornada para seu próprio cassete. A vida útil de uma placa de material fosforescente é de aproximadamente 15.000 exposições.

Os cassetes para sistema CR são confeccionados com material resistente, que protege a placa de material fosforescente durante sua manipulação. Os cassetes são montados com um *chip* de memória para armazenamento de dados do paciente e do exame. Estes dados de identificação ficam permanentemente relacionados com a imagem após a leitura do cassete. O *chip* de memória elimina

a necessidade de uma conexão física entre a estação e o digitalizador. Os cassetes e placas são compatíveis com os “buckys” instalados nas mesas de raios X, não alterando em nada a rotina dentro da sala de exame do setor de radiologia (Vallejos,2001; Hermann et al.,2002). A figura 4.1 mostra a foto de um sistema CR para leitura de placas sensibilizadas.

Figura 4.1 Sistema CR de fabricação Agfa (Vallejos,2001).

4.6.3 Mamógrafo Digital de campo Completo

A radiologia convencional, da qual a mamografia é parte integrante, utiliza o filme radiográfico como meio de detecção, armazenamento, leitura e comunicação. Porém, na mamografia convencional, a resposta sensiométrica do sistema écran-filme, que pode apresentar uma região de latitude insuficiente para produzir um bom contraste na imagem, representa um fator limitador na detecção de pequenas estruturas (Nisshikawa et al.,1987). Além disso, o ruído provocado pela granularidade (presença de pequenos grãos na emulsão do filme) é muito próxima ao ruído quântico dos raios X, o que dificulta a identificação de estruturas que apresentam pouco contraste aos raios X. Em altas frequências (pequenos objetos), o ruído do sistema écran - filme acaba apresentando magnitude superior ao ruído quântico dos raios X, dificultando também a identificação de microcalcificações (Maidment ; Yaffe, 1994).

Como na mamografia digital os processos de aquisição, exibição e armazenamento das imagens são tratados separadamente, as limitações presentes nos sistemas analógicos podem ser minimizadas.

O primeiro equipamento de mamografia digital comercial foi aprovado pelo FDA (“Food and Drug Administration”) em 2000 (Hayes,2000). O Mamógrafo Digital de campo completo, ou simplesmente FFDM (de “Full Field Digital Mammography”) possui os mesmos componentes de um aparelho de mamografia convencional (tubo, sistema de compressão, colimadores, etc.), exceto o sistema de registro, que utiliza detectores semicondutores sensíveis aos raios X, conforme ilustrado na Figura 4.2.

Figura 4.2.. Esquema simplificado de um aparelho de mamografia digital.(Vieira,2005)

A radiação transmitida através da mama é absorvida diretamente pelos detectores que a convertem em sinal elétrico, proporcional à intensidade de

radiação detectada. Utiliza-se um conversor analógico-digital (A/D) para converter o sinal capturado em imagem digital.

Conforme mencionado anteriormente, existem dois métodos para captura da imagem de mamografia digital: a conversão direta e a indireta (Smith,2003). A tecnologia para sistema de mamografia digital com detector de conversão indireta se caracteriza pelo processo de dupla conversão, em que os fótons de raios X são capturados e, através do material cintilador, sofrem a primeira conversão em fótons de luz; o material que compõe a coluna dos cintiladores é o Iodeto de Césio dopado com tálio CsI(Tl). Imediatamente, os fótons de luz são convertidos, através de uma matriz de Transistores de filme fino TFT (Pisano et al,2001), ou através de uma matriz CCD, em sinais eletrônicos (Pisano ; Cole; Kistner, 2002) ,conforme a figura 4.3.

A qualidade de imagem é comprometida pelo espalhamento de luz determinando uma relação de performance entre a nitidez da imagem e a sensibilidade do detector, o aumento da difusão da luz está relacionado com a espessura do material da coluna do cintilador que, quanto maior, resulta no aumento do borramento e na degradação da imagem. A utilização do CsI(Tl) se deve ao fato de produzir menor espalhamento de luz que outros materiais cintiladores. A figura 4.3 ilustra o processo de conversão indireta utilizado em mamografia digital e a figura 4.4 mostra a conversão de sinal luminoso em elétrico .

Figura 4.3 Sistema de conversão indireta para mamografia digital(Smith,2003).

Figura 4.4 Conversão de sinal luminoso em elétrico utilizando: a) tecnologia TFT b) tecnologia CCD (Culley et al., 2000)

O sistema de mamografia digital com detector de conversão direta representa um avanço tecnológico, eliminando problemas associados com espalhamento de luz, inerente aos sistemas indiretos. Para sistemas diretos, os fotocondutores absorvem os raios X diretamente, gerando sinais elétricos (conversão direta), sem o estágio intermediário de conversão de raios X para luz.

Sob influência externa do campo elétrico, as lacunas (ou elétrons, dependendo da polaridade aplicada sobre o campo) são direcionadas para o eletrodo que é coletado no capacitor, pois as correntes de elétrons viajam ao longo das linhas do campo elétrico e não há movimentação lateral da carga elétrica. O resultado é uma excepcional diminuição da linha de espalhamento.

Para detectores digitais diretos, a função de resposta mantém a mesma nitidez, mesmo se a espessura do fotocondutor aumentar.

O detectores de raios X utilizados para conversão direta são construídos adicionando-se uma camada semicondutora, baseada na tecnologia do selênio amorfo (a-Se). Essa tecnologia tem capacidade para proporcionar maior eficiência quântica do detector e maior contraste de imagem, resultando em mamografias com melhor qualidade de imagem e melhor performance do diagnóstico (Smith,2003). A figura 4.5 ilustra o processo de conversão direta utilizado em mamografia digital.

Figura 4.5 Processo de conversão indireta utilizado em mamografia digital (Smith,2003).

Três fatores definem o limite de resolução espacial dos sistemas de imagem mamográfica digital: difusão do sinal entre os detectores; área efetiva de absorção do sinal em cada elemento (abertura) e o espaçamento entre cada elemento detector (Haus;yaffe2000).

A resolução espacial de uma imagem de raios X depende do perfil do sinal capturado. Sistemas de conversão indireta e écran-filme dependem da luz para absorção e conversão dos raios X e, em função da difusão da luz que ocorre neste processo, produzem um espalhamento no perfil do sinal capturado; nesses sistemas ocorre um borramento na imagem mamográfica. Nos sistemas de captura direta não há estágio intermediário de conversão e o resultado é um perfil preciso do sinal capturado.

A figura 4.6 estabelece um comparativo entre o sistema écran-filme utilizado em mamografia convencional e os sistemas de conversão indireta e conversão direta empregados nos sistemas de mamografia digital de campo completo.

Figura 4.6. Perfil do sinal de captura para sistemas diretos e indiretos do sistema mamográfico digital e sistema écran-filme (Smith,2003).

A resolução espacial dos mamógrafos digitais é função do tamanho dos detectores, do espaçamento entre eles e da taxa de amostragem do conversor

A/D. A máxima resolução espacial de um sistema digital é definida pelo tamanho de abertura d de um elemento detector. Como exemplo, para um detector quadrado com abertura de 0,1 mm, o limite de resolução é de $1/(0,1) = 10$ ciclos/mm.

O número de amostras, por unidade de espaço, adquiridas pelo sistema é denominado espaçamento p entre os detectores conforme mostrado na figura 4.7. Quando o espaçamento não é suficientemente pequeno, pode ocorrer o fenômeno de sub-amostragem do sinal (*aliasing*), que degrada a qualidade da imagem. O menor objeto que pode ser reproduzido corretamente, sem *aliasing*, por um sistema digital com espaçamento p é $2p$ (Haus;Yaffe,2000) .

Figura 4.7 Fatores que exercem influência na resolução espacial de um sistema mamográfico

Então, um detector com espaçamento de 0,1 mm reproduz corretamente somente objetos maiores que 0,2 mm, ou seja, objetos com até 5,0 ciclos/mm de frequência espacial. Como os detectores possuem parte da sua área de absorção ocupada por componentes eletrônicos e condutores, apenas uma parte da área total desses detectores fica exposta à radiação incidente. Assim, pode ser definido um parâmetro chamado de fator de preenchimento, que é a razão entre a

área do detector e a área definida pelo espaçamento entre os detectores nas direções horizontal e vertical conforme a equação (4.1). Os aparelhos comerciais geralmente possuem detectores com resolução espacial entre 50 μm e 100 μm (abertura e espaçamento) (Haus ; Yaffe, 2000).

$$\text{Fator de preenchimento} = (d^2/p^2) \quad (4.1)$$

Onde :

d- representa a área do detector

p- representa a área definida pelo espaçamento

A resolução de contraste de um sistema de mamografia digital é função da sensibilidade dos detectores e do número de bits do conversor A/D. Na mamografia digital, o sinal armazenado é proporcional à intensidade de radiação absorvida pelos detectores, para toda a faixa de intensidade (Figura 4.8). Portanto, a imagem digital reflete com muito mais precisão o contraste subjetivo presente nas estruturas internas da mama. Após etapas de aquisição e processamento da imagem pelo computador, ela pode ser apresentada em filme impresso a laser ou em imagens lidas diretamente em um monitor de alta resolução (Hemminger *et al.*, 1999). Para isso, utiliza-se uma tabela de conversão (*lookup table*) para converter as intensidades de radiação em densidades ópticas para o filme impresso, ou em brilho para o monitor. Esse ajuste pode ser feito pelo usuário antes da impressão ou durante sua análise com um monitor de vídeo, promovendo uma maior interatividade entre o médico e o tratamento da imagem.

Figura 4.8 Curva característica para um sistema digital (Haus ; Yaffe, 2000).

4.7 Tamanho do Campo de Posicionamento da Mama

A mamografia padrão utiliza pelo menos dois tamanhos de cassetes: 18x24 cm e 24x30 cm.

O detector digital de 18x24 cm é inadequado para grande porcentagem de mulheres. Usando-se um detector de imagem digital maior para mamografia com mamas pequenas não há dificuldades no posicionamento, desde que a mama não tenha sido centralizada sobre o receptor de imagem para obter exposição correta. O sistema de controle automático de exposição lê rapidamente toda área da imagem e então seleciona a área sob porção mais densa da mama para selecionar e determinar a exposição correta. A imagem maior pode ser cortada para reduzir tempo de transferência de dados, mostrar o necessário da mama e espaço de armazenamento.

4.8 Performance da Imagem Digital

Existem vários parâmetros que são bem aceitos para medir a qualidade da imagem em mamografia e em todos os outros sistemas de radiografias, tais como:

- Resolução do contraste;
- Taxa de Sinal/ruído
- Dose
- Resolução espacial

4.8.1 Função de Transferência de Modulação – FTM

A FTM mede a relação entre as modulações de entrada e saída de um sistema de imagem em função da frequência espacial.

O método de conversão indireta pode espalhar luz sobre vários pixels, além disso limita a resolução do sistema, mais do que indicada pelo tamanho do pixel isolado. O sistema de conversão direta não sofre estas limitações. A FTM do detector de selênio na conversão direta é superior ao sistema écran-filme e detectores de conversão indireta (Gingold ; Lee , 2000 ;Bunch ,1996).

A nitidez da imagem na conversão direta do detector de selênio é superior à dos sistemas cintiladores de conversão indireta. Enquanto as FTMS dos detectores indiretos diminuem drasticamente com a elevação da frequência espacial, a FTM do detector de selênio permanece elevada mesmo para altas frequências espaciais.

.

4.8.2 Eficiência Quântica do Detector de Raios X

A eficiência quântica do detector de raios X (DQE) é a medida da porcentagem de raios X que alcança o detector e podem ser absorvidos. Os sistemas com alta eficiência quântica podem produzir alta qualidade de imagens

com baixas doses. O sistema com selênio pode atingir até 95% da taxa de energia dos raios X de mamografia. Para efeito de comparação, o sistema padrão écran-filme pode atingir entre 50-70 % e o sistema indireto de CsI(Tl) entre 50-80% (Smith,2003). Um ponto importante é que o DQE é totalmente dependente da exposição e nos sistemas écran-filme muda rapidamente com a exposição ou com a densidade do filme. Para densidades maiores que 1,2 , semelhante a que usamos em mamografia, o DQE é significativamente menor. Com o alto valor de FTM em altas frequências espaciais, pequenos objetos podem ser perdidos nos ruídos do sistema. Aumentando o sinal e diminuindo o ruído o sistema pode aumentar a visibilidade de pequenas estruturas. O DQE mede o sinal-ruído em função da frequência espacial, e isto é uma boa medida da eficiência da dose.

Muitos fatores influenciam o DQE, incluindo a quantidade de absorção de raios X, características de amplitude ou intensidade do sinal (medido através da FTM) e ruído.

Enquanto o filme tem alta FTM em alta frequência espacial comparado com os detectores de conversão indireta, o mesmo não é verdade para DQE. A granulidade do filme limita o aumento do DQE em altas frequência espaciais.

Os sistemas indiretos têm um DQE superior, comparados aos sistemas écran-filme, especialmente em baixas frequência espaciais, e seu valor diminui em altas frequência espaciais. Esta é uma consequência induzida pela cintilação da luz que gera borramento da imagem.

A performance do detetor de selênio, em termos de DQE, comparada com sistemas digitais indiretos e com filme, é melhor. Sem o sinal de espalhamento, o DQE e a FTM são principalmente governados pelos limites inerentes do tamanho do pixel. Além do mais, apenas o sistema direto de selênio tem uma espessura suficiente que tem a capacidade de absorver todos os raios X de entrada sem sacrificar a resolução espacial.

Os sistemas diretos oferecem potencial parecido de qualidade de imagem com baixas doses ou permitem a mesma qualidade de imagem e dose dos sistemas écran-filme.

4.8.3 Performance do Detector.

A performance do detector pode ser avaliada através de medida da função de transferência de modulação (FTM) e a Eficiência Quântica do Detector (DQE). A FTM quantifica a nitidez da imagem e a DQE é uma medida da razão do sinal pelo ruído, resolução do contraste e eficiência da dose. A performance da imagem na radiografia é melhor caracterizada pela análise das curvas FTM e DQE mostradas nas figuras 4.9 e 4.10 respectivamente. No entanto, a performance não pode ser adequadamente descrita por uma simples frequência espacial. Estes parâmetros são usados para determinar qual é o melhor sistema de captura de informações sobre uma faixa de frequência espacial (Smith,2003).

Figura 4.9 Função de Transferência de Modulação – FTM (Smith,2003)

(em vermelho Lorad Selênia,em azul Kodak Min-R2000,em rosa Lorad CCd e em verde GE Senograph 2000D)

Figura 4.10 Eficiência Quântica do Detector – DQE (Smith,2003).

4.9 Posição Atual do Sistema de Mamografia Digital de Campo Completo

O FDA (“Food and Drug Administration”), órgão controlador norte-americano tem aprovado os quatro sistemas da tabela 4.2, sendo três com tecnologia de conversão indireta: Senographe® 2000D produzido pela General Electric, SenoScan® da Fischer Imaging e LDBI fabricado pela Hologic /Lorad. O Selenia, também produzido pela Hologic /Lorad, e os mamógrafos Siemens utilizam a tecnologia de conversão direta.

Tabela 4.2- Sistemas de mamografia digital aprovados pelo FDA

Modelo	Conversão Indireta			Conversão Direta
	Senographe® 2000D	Lorad LDBI	SenoScan®	Lorad Selenia
Método de Conversão	Indireta	Indireta	Indireta	Direta
Material do Detector	CsI (TI)/ TFT	CsI (TI)/ CCD	CsI (TI)/ CCD	Selenio/ TFT
Tamanho Pixel	100 µm	40 µm	27/54 µm	70 µm
Área Posicionamento	18 x 23 cm	19 x 25 cm	22 x 26 cm	24 x 29 cm
MTF para 4 Ciclos/mm	0.40	0.40	0.52	0.80

4.10 Componentes básicos de um sistema de mamografia digital

Os componentes básicos, além do mamógrafo, que formam um sistema de mamografia digital estão ilustrados na figura 4.11, a saber: estação de aquisição de imagem que possui controle integrado da emissão de raios X, o processador de imagem que envia as imagens em padrão digital para a estação de diagnóstico, impressora laser e central de arquivo digital.

Figura 4.11- Componentes básicos de um sistema de mamografia digital

A mamografia digital permite o armazenamento das imagens em arquivos eletrônicos que podem sofrer processamentos após a aquisição das imagens (Rong;Shaw;Johnston,2.002). Estes processamentos são realizados em estações de trabalho compostas basicamente por dois monitores de alta resolução espacial conforme figura 4.12. Nessas estações podem ser utilizados alguns recursos de Pós processamento como visualização simultânea de 1,2 ou 4 imagens na tela do monitor, aplicação de *Zoom* ampliando a imagem em até oito vezes o seu tamanho, uso de régua eletrônica, realce de bordas e contraste e inversão de imagens.

Figura 4.12 Estação de trabalho

CAPITULO 5 Metodologia

Este trabalho está dividido em duas etapas, em que foram avaliados os equipamentos de mamografia convencional e digital de campo completo. Na primeira etapa, foi utilizado o instrumental desenvolvido por Escarpinati (2007), que é um sistema composto por um dispositivo de teste radiográfico e um pacote computacional que fornece parâmetros relativos ao controle de qualidade do sistema mamográfico; na segunda etapa, foi utilizado um simulador mamográfico ACR que possibilita estabelecer o percentual de detecção de estruturas nele contidas. Todo trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas (LAPIMO), Coordenadoria de Física e Higiene das Radiações pela UNIFESP e ainda contando com a colaboração da clínica Salomão & Zoopi.

O dispositivo de teste proposto por Escarpinati (2007) fornece uma série de características de equipamentos radiológicos quanto ao desempenho do sistema em termos da geometria de exposição, como ponto focal, limites de resolução e ruído aleatório produzido. Utiliza um método computacional para a determinação experimental da FTO completa (FTM + FTF) de qualquer sistema radiográfico a partir de uma imagem digitalizada de ponto focal obtida com uma câmera de fenda. A imagem de fenda deve ser digitalizada com resolução mínima de 300 dpi (*pixel* de aproximadamente 85 μm). Esse processo de digitalização visa eliminar o uso do microdensitômetro na obtenção da função de espalhamento de linha (FEL) do sistema. Então, a partir da imagem digitalizada da fenda, o programa faz uma varredura na imagem digital para obter a curva que relaciona o valor de *pixel* com a distância de varredura. A Figura 5.1 mostra uma imagem de fenda digitalizada obtida experimentalmente para um equipamento mamográfico nas orientações perpendicular e paralela ao eixo catodo-anodo. O programa converte os valores de *pixel* em densidades ópticas utilizando a curva característica do *scanner* (Escarpinati,2002). Para a obtenção da FEL deve-se ainda converter os valores de densidade óptica em exposição através da curva sensitométrica do filme radiográfico (Escarpinati,2002).

Para obtenção da função de transferência de modulação (FTM) aplica-se a Transformada Discreta de Fourier à FEL (Rao,1969). A partir das informações obtidas, é possível obter o tamanho efetivo do ponto focal pelo método da raiz média quadrática (RMQ). O método proposto apresenta uma inovação em relação aos demais métodos existentes, pois, enquanto os sistemas apresentados na literatura exigem que a fenda seja posicionada no centro do campo de raios X, esse método permite que o dispositivo de teste não passe necessariamente pelo alinhamento. A figura 5.2 mostra a tela do programa para cálculo do tamanho do ponto focal e da FTM de um equipamento radiográfico.

Figura 5.1 - Imagem de fenda de um aparelho mamográfico comercial nas direções paralela e perpendicular ao eixo catodo-anodo.

Figura 5.2 - Tela do programa para cálculo do tamanho do ponto focal e da FTM de um equipamento radiográfico.

O dispositivo de teste radiográfico é composto por placas de acrílico e por suas quatro regiões básicas, conforme ilustrado na figura 5.3, que serão descritas a seguir:

Figura 5.3 Dispositivo de teste radiográfico com representação dos componentes inseridos no dispositivo de teste radiográfico.

Estrutura de verificação do alinhamento do dispositivo de teste radiográfico com o feixe central do campo de raios X destacado na figura 5.3 pela Região 2. Essa estrutura consiste de um conjunto de cinco esferas de tungstênio dispostas de modo a produzir uma imagem que, a partir de uma análise computacional utilizando técnicas de processamento de imagem, possibilite conhecer a posição em que o dispositivo de teste radiográfico estava em relação ao feixe central de raios X na hora da aquisição da imagem radiográfica.

A área indicada pela Região 3 da Figura 5.3 destina-se à fixação de dispositivos para a obtenção de imagens que permitam o cálculo da resolução espacial do aparelho de raios X, como o cálculo da FTM, FEL, etc. O dispositivo recomendado é o sistema de fendas desenvolvido pela Nuclear Associates².

Entretanto, a literatura recomenda que, quando utilizado o sistema de fendas na obtenção de imagens para cálculo do tamanho do ponto focal em aparelhos de raios X, bem como para o levantamento de medidas que determinem a resolução de contraste destes, estas fendas sejam posicionadas na metade da distância entre o ponto focal e o porta chassi do equipamento (Kratz,1988).Uma forma encontrada para resolver tal problema e mesmo assim continuar magnificando a imagem da fenda conforme recomendado, foi elevar o sistema como um todo, ou seja, elevar o dispositivo de teste radiográfico

² A câmara de fenda utilizado foi a *Single Slit Câmera da Nuclear Associates 07-2641000* (Cardinal Health, Claevland, EUA)

juntamente com o sistema de fenda devidamente acoplado na região construída para ele. Nos aparelhos mamográficos, isso se tornou simples, pois, em muitos casos, o próprio compressor mamográfico pôde ser utilizado como suporte para posicionar o dispositivo de teste radiográfico na distância considerada ideal.

Espectro de Wiener é o meio mais conhecido e eficiente para quantificar o ruído na imagem. Para ser medido, o algoritmo desenvolvido necessita de uma imagem uniforme produzida pelo sistema em questão. Desta forma, as duas áreas indicadas como Região 1 na Figura 5.3 demarcam espaços com esse objetivo, isentos de qualquer material que possa filtrar os raios X.

Para obtenção dos dados com o dispositivo de teste, foi necessário realizar duas exposições para obtenção do ponto focal e resolução espacial e uma para o cálculo do Espectro de Wiener.

Para obtenção do ponto focal e resolução espacial, posicionamos o dispositivo de teste sobre o suporte, na metade da distância entre o foco e o porta chassi. Após efetuarmos a primeira exposição, invertemos a câmera de fenda, girando 90°, e então efetuamos o segundo disparo. Para este procedimento o mamógrafo deve estar com o modo de compressão automático desabilitado.

No cálculo do Espectro de Wiener, o dispositivo de teste foi posicionado sobre o porta chassi e então efetuamos o disparo. Após essa etapa de aquisição das imagens os filmes foram revelados e digitalizados, para então o programa calcular os parâmetros como a tamanho do ponto focal, resolução espacial e Espectro de Wiener.

A segunda etapa deste trabalho foi realizada a partir da avaliação das imagens obtidas com o simulador mamográfico ACR. A figura 5.4 representa o simulador mamográfico e uma imagem radiográfica típica dele obtida.

Figura 5.4. a) Simulador mamográfico ACR da *Radiation Measurements, Inc.* Modelo 156; e b) Radiografia adquirida com equipamento de mamografia digital de campo total.

Para a aquisição das imagens para o simulador mamográfico ACR, foram utilizados um sistema de mamografia digital de campo total e dois equipamentos mamográficos do tipo convencional. Essas imagens foram avaliadas por uma médica especialista em diagnóstico por imagem, sendo que para a interpretação das imagens foi utilizado um negatoscópio específico para mamografia.

Para cada imagem, a observadora preencheu uma “tabela resposta”, conforme ilustra a figura 5.5 ; identificando com um círculo os números correspondentes a cada uma das 16 estruturas simuladas encontradas.

Imagem nº: exemplo

1	2	3	4
5	6	7	8
9	10	11	12
13	14	15	16

Figura 5.5. Tabela Resposta de cada imagem do simulador mamográfico ACR

O manual de operação do simulador mamográfico ACR fornece uma tabela conforme ilustra a figura 5.6, na qual existe a pontuação atribuída a cada estrutura simulada identificada.

Estrutura nº	Objeto	Pontuação
1	1,56 mm estrutura fibrosa	1
2	1,12 mm estrutura fibrosa	1
3	0,89 mm estrutura fibrosa	3
4	0,75mm estrutura fibrosa	5
5	0,54 mm estrutura fibrosa	9
6	0,40 mm estrutura fibrosa	10
7	0,54 mm micocalcificação	1
8	0,40 mm micocalcificação	1
9	0,32 mm micocalcificação	6
10	0,24 mm micocalcificação	7
11	0,16 mm micocalcificação	10
12	2,00 mm nódulo	1
13	1,00 mm nódulo	1
14	0,75 mm nódulo	1
15	0,50 mm nódulo	7
16	0,25 mm nódulo	10

Figura 5.6 Tabela de pontuação para cada estrutura do simulador mamográfico ACR identificada .

Observando-se os dados relativos à pontuação da tabela ilustrada na figura 5.6, podemos concluir que a pontuação máxima possível é de 29 pontos para fibras, 25 pontos para microcalcificações e 20 pontos para nódulos. Portanto, com os resultados da análise dos observadores e atribuindo-se a pontuação indicada

na figura 5.6 é possível obter a pontuação relativa a fibras, microcalcificações e nódulos de cada imagem.

Para estabelecer um comparativo entre as imagens observadas e avaliadas, determinou-se o percentual de detecção, em relação à máxima pontuação possível para cada tipo de estrutura, de todas as estruturas contidas no simulador mamográfico por imagem. Calculou-se a média aritmética dos percentuais de detecção de todas as imagens obtidas com cada mamógrafo.

A análise consistiu em comparar os percentuais de detecção das imagens obtidas com o mamógrafo digital de campo total e as obtidas com os mamógrafos convencionais.

O modelo metodológico aplicado é uma junção dos dados obtidos com o dispositivo de teste e a análise visual das imagens obtidas com o simulador ACR.

CAPITULO 6 Resultados

6.1 Considerações Iniciais

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos a partir de testes realizados com base nos dois métodos propostos no capítulo anterior. Os mamógrafos avaliados foram os descritos conforme a tabela 6.1.

Tabela 6.1 Relação dos mamógrafos utilizados na pesquisa

Localização	Modelo	Fabricante	Tipo de sistema
Mastologia -Hospital São Paulo	MD 4000	Philips	Convencional
Clínica Salomão & Zoopi	M IV	Lorad	Convencional
Clínica Salomão & Zoopi	Selênia	Lorad	Digital de campo total

Para o método proposto por Escarpinati (2007), foi necessário expor o dispositivo para obtenção de três imagens para cada mamógrafo avaliado:

- Duas do padrão de fendas, juntamente com do sistema de alinhamento, requisitos necessários para os cálculos de resolução espacial do equipamento;
- Outra, filtrada pelo acrílico, necessária para o cálculo do espectro de Wiener.

Para os testes da presente pesquisa, foi avaliado um conjunto de aproximadamente 18 Imagens mamográficas obtidas com o simulador

mamográfico ACR. As imagens foram obtidas utilizando-se os parâmetros de exposição abaixo descritos nas tabela 6.2, 6.3 e 6.4.

Tabela 6.2 Valores de exposição utilizados no Mamógrafo MD4000 para obtenção das imagens.

Mamógrafo MD4000			
Imagem nº	Modo operacional	KV	mAs
1	Rápido ³	28	72
2	Rápido	32	118
3	AEC ⁴	24	181
4	AEC	28	301
5	ACO ⁵	24	176
6	ACO	30	197

Tabela 6.3 Valores de exposição utilizados no Mamógrafo MIV para obtenção das imagens.

Mamógrafo Lorad MIV			
Imagem nº	Modo operacional	KV	mAs
1	Auto KV ⁶	25	87,1
2	Auto time ⁷	26	67,3
3	Manual ⁸	26	80
4	Auto filtro	25	87,2
5	Auto time	25	86,1
6	Manual	28	100

³ Rápido é um modo operacional do equipamento, onde o operador fixa o valor de Kv e o equipamento escolhe automaticamente o parâmetro mAs.

⁴ AEC é um modo operacional do equipamento, onde o operador fixa o valor de Kv e o equipamento escolhe automaticamente o parâmetro mAs.

⁵ ACO nesse modo operacional a escolha de todos os parâmetros se dá de forma automática.

⁶ Auto Kv é um modo operacional do equipamento, onde o operador fixa o valor de Kv e o equipamento escolhe automaticamente o parâmetro mAs.

⁷ Auto time é um modo operacional do equipamento, onde o operador fixa o valor de Kv e o equipamento escolhe automaticamente o parâmetro mAs.

⁸ Manual todos os parâmetros são selecionados pelo operador.

Tabela 6.4 Valores de exposição utilizados no Mamógrafo Selênia para obtenção das imagens

Mamógrafo Lorad Selênia			
Imagem nº	Modo operacional	KV	mAs
1	Auto KV	29	40,7
2	Auto time	26	83,4
3	Manual	26	80,0
4	Auto KV	26	80,0
5	ACO	29	40,7
6	Auto time	24	180

6.2 Avaliação dos Equipamentos Mamográficos

A seguir serão apresentados os resultados obtidos com o uso do dispositivo de teste radiográfico desenvolvido quando empregado na análise de equipamentos mamográficos em testes de campo. A apresentação será dividida em dois grupos: primeiramente serão apresentados os resultados obtidos através das técnicas de processamento de imagens, ou seja, as medidas de resolução espacial e o levantamento do espectro de Wiener do equipamento, segundo o método proposto por Escarpinati (2007). Em seguida, serão apresentados os resultados obtidos a partir de imagens do simulador ACR.

6.2.1 Resultados obtidos – Dispositivo de testes mamográficos

Para o equipamento mamográfico considerado, foram calculados os seguintes parâmetros: tamanho do ponto focal, Espectro de Wiener e FTM - lembrando que o valor do ponto focal é dado no centro do campo, característica garantida pelo sistema de verificação de alinhamento existente no dispositivo de teste. As Figuras 6.1, 6.2 e 6.3 apresentam as telas do programa desenvolvido com os respectivos resultados das análises produzidas do equipamento.

Figura 6.1 – Resultados dos testes realizados com o Mamógrafo Lorad Selênia: (a) Espectro de Wiener unidimensional; (b) Espectro de Wiener Bidimensional; (c) FEL da projeção do ponto focal nos sentidos paralelo e perpendicular ao eixo catodo anodo do tubo de raios X; (d) FTM do equipamento nos sentidos paralelo e perpendicular ao eixo catodo anodo;

Figura 6.2 – Resultados dos testes realizados com o Mamógrafo Philips MD 4000: (a) Espectro de Wiener unidimensional; (b) Espectro de Wiener Bidimensional; (c) FEL da projeção do ponto focal nos sentidos paralelo e perpendicular ao eixo catodo anodo do tubo de raios X; (d) FTM do equipamento nos sentidos paralelo e perpendicular ao eixo catodo anodo;

Figura 6.3 – Resultados dos testes realizados com o Mamógrafo Lorad MIV: (a) Espectro de Wiener unidimensional; (b) Espectro de Wiener Bidimensional; (c) FEL da projeção do ponto focal nos sentidos paralelo e perpendicular ao eixo catodo anodo do tubo de raios X; (d) FTM do equipamento nos sentidos paralelo e perpendicular ao eixo catodo anodo

6.2.2 Resultados obtidos – Simulador mamográfico ACR.

A partir de imagens obtidas com a exposição do simulador mamográfico ACR foram calculados os valores médios percentuais relativos a detecção dos elementos simulados, que estão apresentados nas tabelas 6.5, 6.6 e 6.7.

Tabela 6.5 Pontuação detectada no Mamógrafo MD 4000.

Mamógrafo MD4000	Pontuação Fibras	Pontuação microcalcificações	Pontuação nódulos
1	10	8	10
2	10	8	10
3	19	8	10
4	10	8	20
5	19	15	10
6	19	8	10

Tabela 6.6 Pontuação detectada no Mamógrafo MIV .

Mamógrafo MIV	Pontuação Fibras	Pontuação microcalcificações	Pontuação nódulos
1	19	15	10
2	10	8	10
3	19	15	10
4	19	15	10
5	19	15	20
6	10	8	10

Tabela 6.7 Pontuação detectada no Mamógrafo Selênia

Mamógrafo Selênia	Pontuação Fibras	Pontuação microcalcificações	Pontuação nódulos
1	20	15	20
2	19	15	20
3	29	15	10
4	20	15	10
5	29	15	20
6	19	15	10

As tabelas 6.8, 6.9 e 6.10 apresentam o percentual de detecção, em relação à máxima pontuação possível para cada tipo de estrutura, de todas as estruturas contidas no simulador mamográfico por imagem. Calculou-se a média aritmética dos percentuais de detecção de todas as imagens obtidas com cada mamógrafo.

Tabela 6.8 Percentual de detecção, em relação à máxima pontuação possível, para cada tipo de estrutura no Mamógrafo MD 4000.

Mamógrafo M4000	Percentual Fibras	Percentual microcalcificações	Percentual nódulos
1	34	32	50
2	34	32	50
3	65	32	50
4	34	32	100
5	65	60	50
6	65	32	50
Média aritmética	49,50 %	36,66 %	58,33 %

Tabela 6.9 Percentual de detecção, em relação à máxima pontuação possível, para cada tipo de estrutura no Mamógrafo MIV .

Mamógrafo MIV	Percentual Fibras	Percentual microcalcificações	Percentual nódulos
1	65	60	50
2	34	32	50
3	65	60	50
4	65	60	50
5	65	60	100
6	34	32	50
Média aritmética	54,66 %	50,66%	58,33 %

Tabela 6.10 Percentual de detecção, em relação à máxima pontuação possível, para cada tipo de estrutura no Mamógrafo Selênia

Mamógrafo Selênia	Percentual Fibras	Percentual microcalcificações	Percentual nódulos
1	68,9	60	100
2	65	60	100
3	100	60	50
4	68,9	60	50
5	100	60	100
6	65	60	50
Média aritmética	77,96 %	60 %	75%

. Pelos dados obtidos, os dois métodos utilizados propõem uma análise da qualidade da imagem, sendo que na primeira etapa essa avaliação se dá através da interpretação de dados exatos, obtidos com a utilização do dispositivo de teste radiográfico descrito no Capítulo 5. Para a etapa complementar, os equipamentos foram avaliados através da análise de imagens geradas a partir de um simulador mamográfico, onde estruturas simuladas são analisadas em função do reconhecimento visual do observador.

Os parâmetros analisados na primeira etapa avaliaram o tamanho do ponto focal, ruído e resolução espacial de cada um dos equipamentos descritos na tabela 6.1.

Para determinação do tamanho do ponto focal, o dispositivo de teste radiográfico emprega dois métodos, baseados na teoria das funções de transferência, o método da raiz média quadrática (RMS) da FEL e o método da largura em meia altura (FWHM) da FEL. Ao estabelecermos uma comparação entre esses métodos, verificamos que pelo método FWHM, os valores de ponto focal são menores, quando comparados às medidas obtidas com o método RMS.

Na determinação do nível de ruído, o dispositivo de teste radiográfico utiliza a medida do espectro de Winner, que indica a capacidade do sistema de

mamografia em gravar o ruído quântico em função de frequência espacial. A análise dos valores referentes ao espectro de Winner, nos revela que o ruído decresce com o aumento da frequência espacial.

A resolução espacial determina a capacidade de cada equipamento em visualizar e diferenciar pequenas estruturas. Para frequências espaciais elevadas, menor o tamanho do objeto observado, os equipamentos indicaram valores menores, no que se refere aos percentuais de reprodução do sinal; em comparação as frequências espaciais menores.

Na segunda etapa do estudo, a análise das imagens do simulador mamográfico pelo observador se traduz na forma de pontuação; para cada estrutura identificada, em função de seu tamanho e forma, é atribuído um valor numérico, e quanto menor a estrutura, maior o valor numérico contabilizado. A figura 5.8, do capítulo anterior, descreve os valores atribuídos a cada estrutura simulada.

A análise através do simulador mamográfico ACR, nos indica qual dos equipamentos foi capaz de identificar o maior número das menores estruturas presentes no simulador, ou seja, a capacidade de identificar estruturas indicativas de câncer de mama, as microcalcificações.

Também podemos constatar que o equipamento que obteve melhores indicativos referente à detecção de pequenas estruturas do simulador ACR, teve seu desempenho confirmado pela análise dos parâmetros obtidos com dispositivo de teste radiográfico.

CAPÍTULO 7 Discussão e Conclusão

No início deste estudo, especificamente no Capítulo 1, foi enfatizado que o surgimento da mamografia digital trouxe alguns benefícios como a rapidez no diagnóstico, diminuição no tamanho das áreas destinadas ao arquivo de exames, a redução do tempo de exposição radiológica dos pacientes e a possibilidade de envio de imagens via rede mundial de computadores. Porém, nos trabalhos analisados não fica evidente a superioridade dessa tecnologia.

Sendo assim, o objetivo pretendido por esse trabalho foi o de estabelecer um comparativo entre os sistemas de mamografia digital e convencional, utilizando os métodos propostos no capítulo 5.

Essa composição de métodos se mostra inovadora na medida em que o dispositivo de teste radiográfico dispensa a necessidade de posicionar a fenda no centro do campo de raios X, e os dados obtidos podem ser confrontados e confirmados, ou não, pelos valores relativos à análise das imagens obtidas com o simulador ACR.

Na primeira etapa desse trabalho, a avaliação da qualidade de imagem dos mamógrafos avaliados seguiu um critério objetivo, obtendo dados através do dispositivo radiográfico descrito no capítulo 5. As principais características que definem a qualidade de imagem de um sistema radiográfico são: resolução espacial, contraste e ruído.

Particularmente o tamanho do ponto focal do tubo de raios X de um equipamento mamográfico é um dos parâmetros de grande importância para definir a resolução espacial do sistema. A situação ideal seria um equipamento com ponto focal puntiforme, onde a imagem reproduzida tivesse o mesmo tamanho do objeto, multiplicada pelo fator de magnificação.

Porém, devemos considerar que o tamanho da área do ponto focal é responsável pela dissipação térmica do calor gerado pelo bombardeamento de elétrons. Cabe aos fabricantes de equipamentos, produzir tubos de raios X, nos

quais o tamanho do ponto focal não comprometa a nitidez radiográfica e que a dissipação térmica seja suficiente para que o tubo não sofra superaquecimento.

Como os equipamentos reais têm ponto focal com dimensões da ordem de milímetros, ocorre o aparecimento de uma região de borramento na imagem, chamada de penumbra. O tamanho da penumbra é diretamente proporcional ao tamanho do ponto focal e à magnificação utilizada. Sendo assim, quanto menor o tamanho do ponto focal de um equipamento, menor será a perda de nitidez, uma vez que a região de penumbra que se forma no filme é pequena, tornando a distorção na imagem desprezível.

A tabela 7.1 exibe os valores dos tamanhos dos pontos focais, obtidos pelo método da raiz média quadrática (RMS), conforme figuras 6.1, 6.2 e 6.3. Constatamos que o tamanho do ponto focal, no sentido paralelo, apresenta valores maiores que no sentido perpendicular para todos equipamentos avaliados, exceto para o equipamento Philips MD 4000, onde o ponto focal é maior no sentido perpendicular do eixo anodo-catodo.

O item 4.13g da Portaria 453/98, da Secretaria de Vigilância Sanitária, recomenda que o tamanho do ponto focal para aparelhos mamográficos não ultrapasse 0,4mm; todos equipamentos avaliados apresentaram dimensões inferiores a 0,4mm, no sentido perpendicular ao eixo catodo-anodo, exceto o equipamento Philips MD 4000, enquanto no sentido paralelo, o equipamento com tecnologia convencional, Lorad MIV, apresentou medida acima do recomendado pela Portaria 453/98.

Tabela 7.1 Dimensões do ponto focal dos equipamentos, obtidas pelo método RMS

Equipamento	Perpendicular ao eixo catodo – anodo (mm)	Paralelo ao eixo catodo – anodo (mm)
MD4000	0,644	0,268
M IV	0,273	0,461
Selenia®	0,217	0,364

Agora, observando os valores de ponto focal obtidos pelo método FWHM, conforme tabela 7.2, notamos que os tamanhos no sentido paralelo apresentam-

se maiores que no sentido perpendicular para os equipamentos Selenia® e Lorad M IV, enquanto para o mamógrafo Philips, o ponto focal é maior no sentido perpendicular ao eixo anodo-catodo.

Com relação ao recomendado pela Portaria 453/98, os mamógrafos convencionais apresentaram valores de ponto focal acima de 0,4 mm em pelo menos um dos sentidos em relação ao eixo catodo-anodo.

Tabela 7.2 Dimensões do ponto focal dos equipamentos, obtidas pelo método FWHM

Equipamento	Perpendicular ao eixo catodo – anodo (mm)	Paralelo ao eixo catodo – anodo (mm)
MD4000	0,445	0,221
M IV	0,248	0,407
Selenia®	0,172	0,260

Pelo exposto acima e analisando os resultados, verifica-se que as dimensões do ponto focal para o mamógrafo digital são menores que as dimensões do ponto focal do mamógrafo convencional; sendo assim o mamógrafo digital pode apresentar imagens com maior resolução espacial já que a penumbra que se forma neste caso será menor que para os mamógrafos convencionais.

A exposição de um filme ou outro sistema detector a um feixe uniforme de radiação deveria criar uma distribuição de densidade uniforme sobre a superfície do filme. Porém, essa distribuição se caracteriza pela variação de densidade e o aparecimento de manchas radiográficas. Apenas os fótons de luz absorvidos pelo filme são capazes de gerar informação. A média de fótons absorvidos, por cada milímetro quadrado do filme, segue a distribuição estatística de Poisson.

A flutuação no número de fótons absorvidos é chamado de ruído quântico, ou randômico, e é superposto ao sinal, que é o padrão de estruturas do paciente. Se o ruído é muito grande, ele obscurece os detalhes da imagem. Portanto, o ruído reduz a visibilidade de estruturas de baixo contraste, principalmente se elas ocupam uma área pequena.

O Espectro de Wiener é uma medida do ruído e representa a soma dos espectros dos três componentes do ruído: ruído quântico, estrutural e granulidade de filme. Os resultados referentes ao espectro de Wiener,

fornecidos pelo dispositivo radiográfico, nas figuras 6.1A, 6.2A e 6.3A, demonstram que o mamógrafo digital apresentou menor reprodução de ruído do que os convencionais. Podemos atribuir esse resultado ao fato de que, nesse sistema, a radiação é diretamente absorvida pelo detector – que possui área de absorção de raios X uniforme, promovendo assim uma média mais elevada de fótons de raios X absorvidos.

Já nos mamógrafos convencionais a aquisição é realizada através do écran-filme que, em função de sua composição, tende a apresentar aumento de ruído devido à sua granulosidade (função do tamanho e forma dos grãos de prata) e à tela intensificadora com superfície não uniforme.

A resolução espacial traduz a eficiência na reprodução dos detalhes do objeto radiografado, ou seja, permite que estruturas sejam visibilizadas e diferenciadas na imagem. Os valores da FTM representam o percentual de reprodução do sinal de cada sistema gerador de imagem.

Observando a figura 7.1, referente ao mamógrafo digital de campo total Selenia[®], notamos que a FTM apresenta o valor de 40%, para uma frequência espacial de 2 ciclos/mm, e que para uma frequência espacial de 3 ciclos/mm o valor da FTM cai para patamares abaixo de 20%, medidos no sentido perpendicular ao eixo catodo-anodo.

Quando fazemos essa mesma comparação, porém no sentido paralelo ao eixo catodo-anodo, obtemos uma FTM de 40% para frequência espacial de 3 ciclos/mm, enquanto que para frequência espacial de 2 ciclos/mm, o resultado da FTM foi bem superior, próximo a 80%.

Figura 7.1 Valores da FTM obtidos com o mamógrafo Lorad Selenia®

Observando-se as curvas relativas à função de transferência de modulação, verifica-se que, para o mamógrafo convencional Philips, conforme ilustra a figura 7.2, os valores encontrados para FTM no sentido paralelo ao eixo catodo-anodo, são muito baixos para frequência espacial acima de 2 ciclos/mm. Porém, no sentido perpendicular ao eixo catodo-anodo, encontramos valores de FTM de 60% e 20% para valores de frequência espacial de 2 e 3 ciclos/mm respectivamente.

Figura 7.2 Valores da FTM obtidos com o mamógrafo Philips MD 4000

Com relação aos valores obtidos com o mamógrafo Lorad de tecnologia convencional, evidenciados na figura 7.3, constatamos que nos dois sentidos perpendicular e paralelo ao eixo catodo-anodo, para frequência espacial de 3

ciclos/mm, o valor encontrado para FTM é de 20% . Quando analisamos a frequência espacial de 2 ciclos/mm, o valor de FTM encontrado, para o sentido paralelo ao eixo catodo-anodo é de 60%, bem superior ao valor para o sentido perpendicular ao mesmo eixo.

Figura 7.3 Valores da FTM obtidos com o mamógrafo Lorad M IV

Dos valores de FTM analisados acima, pudemos observar que para estruturas maiores que 0,5mm, os mamógrafos convencionais apresentaram valores da ordem de 60%, enquanto que o equipamento digital alcançou o valor de 80%. Porém, para frequência espacial de 3 ciclos/mm (equivalente, portanto, a um objeto de cerca de 0,33mm), o mamógrafo digital apresentou a melhor performance, ainda que com FTM de 40%, mas que é praticamente o dobro da reprodutibilidade dos outros dois, pelo que registram suas respectivas respostas frequenciais.

Assim, a análise dos valores acima nos indica que é possível visibilizar estruturas menores com o mamógrafo digital quando comparado aos convencionais testados, o que o qualifica como de melhor desempenho nesse comparativo.

A superioridade do mamógrafo digital pode ser explicada aqui pelo fato de que o detector empregado no sistema digital direto apresenta um perfil preciso do sinal capturado sem espalhamento de luz. Isso se reflete na FTM geral desse sistema, pois a FTM do detector de selênio amorfo é superior à do sistema écran-filme. Também a sua eficiência quântica é superior ao sistema écran-filme

(Smith,2003). Para efeito de comparação, o sistema écran-filme pode atingir entre 50% e 70% da taxa de energia dos raios X, ao passo que o detector de selênio pode atingir 95%. A granulidade do filme limita o aumento da eficiência quântica em altas frequências, enquanto que o valor para o detector permanece elevado (Smith,2003).

Desse modo, na primeira etapa avaliamos de forma objetiva a qualidade de imagem dos equipamentos. Na segunda etapa, essa avaliação baseou-se na interpretação das imagens do simulador padrão ACR por um observador especialista. Esse processo de análise visual das imagens mamográficas envolve alto grau de subjetividade, uma vez que o profissional interfere diretamente no processo analítico. Mas, apesar disso, a finalidade desse processo foi justamente obter os subsídios necessários à comparação entre os resultados dos testes objetivos de controle de qualidade proporcionados pelo dispositivo de testes e os resultados provenientes da clássica avaliação visual da imagem, comum nos procedimentos de controle de qualidade mais elementares (ainda que sejam os únicos previstos na própria portaria 453/98). O objetivo fim é estabelecer um paralelo quanto aos aspectos que geram degradação da imagem nos mamógrafos investigados em função dos parâmetros levantados na primeira etapa de testes.

O equipamento de mamografia digital tem como característica o fato de realizar as etapas de aquisição, exibição e registro das imagens separadamente. Desta forma, as imagens podem ser registradas em filmes impressos a laser ou gravadas diretamente no disco rígido da estação de trabalho, ou ainda numa forma de mídia como, por exemplo, um CD. Já os eventos de leitura ou interpretação das imagens pode ser realizado em filme ou na tela do monitor da estação de trabalho. Cabe lembrar aqui que estudo realizado por Freitas *et al*, em 2004, concluiu que as leituras das imagens no monitor da estação de trabalho e no filme impresso a laser eram equivalentes na detecção das estruturas contidas nos simuladores avaliados (ACR, Alvim e Antropomórfico), já que não foram observadas diferenças significativas na detectabilidade das imagens.

A tabela 7.3 indica os valores percentuais de detecção das estruturas contidas no simulador mamográfico ACR, e lidas no monitor e no filme impresso a laser.

Tabela 7.3 Valores percentuais de detecção das estruturas contidas, no simulador mamográfico ACR, lidas na tela do monitor e no filme impresso a laser.

Meio de leitura	Fibras (%)	Microcalcificações (%)	Nódulos (%)
Tela do monitor	83	68	80
Filme impresso a laser	81	71	80

No decorrer do processo de obtenção das imagens com o mamógrafo de tecnologia digital, ocorreu um erro sistemático na gravação das imagens em CD. Por isso, a análise das imagens do sistema digital foi realizada utilizando o filme impresso a laser como meio de leitura. As imagens dos três equipamentos foram lidas no negatoscópio Planilux, localizado no laboratório da Coordenadoria de Física e Higiene das Radiações da UNIFESP.

O simulador mamográfico utilizado foi o ACR, que é o simulador adotado pelo Colégio Brasileiro de Radiologia, para controle de qualidade. Esse tipo de simulador, apesar de possuir localização fixa das estruturas, o que pode levar a memorização das mesmas, possui boa reprodução das estruturas indicativas de câncer de mama. O simulador mamográfico Alvim, descrito previamente no capítulo 2, possibilita variabilidade nas posições das estruturas simuladas e avaliação estatística das estruturas detectadas. Porém, seu uso na rotina dos programas de garantia de qualidade implica uma metodologia de complexa aplicação.

Com o objetivo de facilitar a análise dos valores contidos nas tabelas 6.8, 6.9 e 6.10 do capítulo anterior, a tabela 7.4 exibe os percentuais médios de detecção para cada tipo de estrutura simulada em cada um dos mamógrafos avaliados.

Tabela 7.4 Percentual médio de detecção, em relação à máxima pontuação possível, para cada tipo de estrutura nos mamógrafos avaliados.

Equipamento	Fibras (%)	Microcalcificações (%)	Nódulos (%)
Philips MD 4000	49,50	39,66	58,33
Lorad M IV	54,66	50,66	58,33
Lorad Selenia®	77,96	60,00	75,00

Os dados acima demonstram igualdade na detecção de nódulos pelos equipamentos de mamografia convencional; quando avaliamos o desempenho desses equipamentos na detecção de microcalcificações, o equipamento Lorad MIV se mostrou mais eficaz. O equipamento da Lorad, modelo MIV, também apresentou melhor detectabilidade para as fibras, comparativamente ao Philips MD 4000. A superioridade do equipamento Lorad MIV, nas avaliações com o simulador ACR, se deve ao fato de que estruturas com tamanho menor possuem maior pontuação, conforme tabela da figura 5.8; com esse equipamento foi possível identificar a presença de estrutura fibrosa de 0,54mm, em três das seis imagens avaliadas, enquanto que equipamento Philips, identificou a presença de apenas duas estruturas de 0,54mm. O mesmo ocorreu na identificação de microcalcificações com tamanho de 0,24mm, sendo que neste caso foram identificadas quatro estruturas pelo equipamento Lorad e apenas uma pelo Philips.

A tabela 7.4 também evidencia a superioridade do mamógrafo digital de campo total, quando comparado aos equipamentos de tecnologia convencional. Com o equipamento Selenia®, foi possível detectar algumas das menores estruturas presentes no simulador; foram visibilizadas, em todas as imagens, microcalcificações de 0,24mm e em metade das imagens foi possível detectar o menor nódulo simulado, com 0,25mm e ainda, das seis imagens observadas, em quatro foram detectadas estruturas fibrosas de 0,40mm, correspondente ao menor tamanho de estrutura fibrosa contida no simulador.

A Portaria 453/98, item 4.48, da Secretaria de Vigilância Sanitária, determina que, em cada equipamento de mamografia, deve ser realizada,

mensalmente, uma avaliação da qualidade da imagem com um fantoma mamográfico equivalente ao adotado pela ACR. Não devem ser realizadas mamografias em pacientes se o critério mínimo de qualidade de imagem não for alcançado. As imagens devem ser arquivadas e mantidas à disposição da autoridade sanitária local. Para sua realização, deve-se gerar uma imagem de um simulador radiográfico com estruturas conhecidas, mapeadas e com tamanhos variáveis, que simulem achados mamográficos, tais como: microcalcificações, nódulos e fibras. O equipamento mamográfico será reprovado no teste se, após a inspeção visual não for possível identificar a representação de uma fibra de tamanho maior que 0,75mm, uma microcalcificação maior que 0,32mm e um nódulo maior que 0,75mm.

Todos os equipamentos avaliados aqui, então, atenderam a exigência da Portaria 453/98, item 4.48, quanto à qualidade de imagem e visibilização mínima de estruturas simuladas.

Como frisamos anteriormente, o sucesso na análise das imagens depende do profissional escolhido e das condições da sala de leitura. O profissional para analisar as imagens do simulador mamográfico deve possuir experiência e treinamento na interpretação das imagens analógicas e digitais, e a leitura das imagens deve ocorrer em sala escura e sem interferências.

As imagens do simulador ACR foram lidas numa sala escura, isolada por uma porta do tipo sanfona, e o profissional manteve toda sua atenção para analisar as imagens. Para comprovar que ambientes com excesso de luminosidade e ruído prejudicam a avaliação, submetemos as imagens do mamógrafo Philips MD 4000 a uma análise neste tipo de ambiente. A tabela 7.5 demonstra o percentual de detecção alcançado nestas condições.

Tabela 7.5 Percentual médio de detecção, em relação à máxima pontuação possível, para cada tipo de estrutura no mamógrafo Philips MD 4000.

Equipamento	Fibras (%)	Microcalcificações (%)	Nódulos (%)
Philips MD 4000	37,33	32,33	47,50

Podemos verificar que os resultados da tabela 7.5, se mostram inferiores aos valores detectados pelo mesmo equipamento, em condições de leitura favoráveis. Em condições de leitura desfavoráveis, o equipamento mamográfico seria reprovado no teste, pois os observadores não conseguiram identificar, em duas das seis imagens, a microcalcificação de 0,32mm, conforme determinação da Portaria 453/98.

Os resultados apresentados nos remetem a observar que, embora os dois métodos utilizados avaliem a qualidade de imagem de formas distintas, (pois o dispositivo de teste radiográfico fornece indicadores objetivos, enquanto que a utilização do simulador ACR estabelece a análise de forma subjetiva, levando-se em consideração a experiência do observador e o ambiente da sala de leitura), há uma convergência nesses resultados que indicam a superioridade de um ou outro equipamento avaliado.

A junção e comparação dos métodos utilizados propõe-se a validar e confirmar os indicativos de qualidade de imagem apontados tanto por um quanto pelo outro procedimento de teste. Essa validação fica explícita quando observamos que os resultados obtidos com a mamógrafo Lorad Selenia®, de tecnologia digital, indicam que os efeitos na image de menor tamanho do ponto focal aliado a menor reprodução de ruído, comparativamente aos mamógrafos com sistema convencional, são confirmados pela a análise das imagens do simulador mamográfico ACR, que registraram o maior percentual médio de detecção de todas as estruturas simuladas.

A verificação dos valores, relativos aos dois métodos empregados, devem ser realizadas periodicamente, pois a mamografia tem como objetivo principal a detecção de câncer de mama no seu estado inicial, e como já mencionado, em cerca de 60% dos casos de câncer de mama surgem como microcalcificações, que são estruturas muito pequenas. A capacidade de detecção dessas estruturas está associada a boa resolução espacial do sistema gerador de imagens.

Por tudo que foi apresentado, podemos concluir que a análise subjetiva e qualitativa das imagens obtidas com o simulador mamográfico ACR confirmam os indicativos relativos à análise objetiva (com o dispositivo de teste radiográfico),

apontando para o equipamento de mamografia digital aqui investigado como de desempenho superior aos de tecnologia convencional.

Conclusão

A metodologia aplicada se mostrou capaz de identificar, através da qualificação e quantificação das imagens analisadas, os sistemas de melhor desempenho em termos de fidelidade na reprodução da imagem, e estabelecer um comparativo entre os sistemas de mamografia convencional e digital de campo total.

Os resultados das avaliações da qualidade de imagem, tanto sob o critério objetivo quanto subjetivo, apontam para um melhor desempenho da mamografia digital, em relação aos equipamentos de mamografia convencional avaliados, porém devemos salientar que não significa dizer que a tecnologia digital seja superior a tecnologia convencional. Além da superioridade indicada pelos índices de detectabilidade e pelos valores referentes ao tamanho do ponto focal, ruído e resolução espacial, a mamografia digital apresenta aplicações avançadas, não só com os recursos de processamento das imagens, mas também pelas possibilidades de armazenamento, leitura e compartilhamento de imagens, fazem da mamografia digital um equipamento eficaz na detecção do câncer de mama.

Sugestões para pesquisas futuras

- Recursos de pós processamento das imagens, quando utilizados, devem promover ou indicar uma diferença significativa nas leituras e interpretações de imagens mamográficas, em relação as imagens avaliadas com pré- processamento automático, recurso presente nos equipamentos com tecnologia digital. Verificar o efeito do pré-processamento das imagens de sistemas mamográficos digitais na qualidade da imagem, valendo-se da avaliação visual e de parâmetros métricos relativos a geometria da exposição.

- Estender esse trabalho, avaliando também o desempenho de equipamentos de mamografia digital de campo total, porém, com sistema de conversão indireta.
- Desenvolver pesquisa avaliando o desempenho de detectores, seja de conversão direta ou indireta, estabelecendo um comparativo entre os detectores novos e aqueles com mais de cinco anos de uso.

Referências

Alvim Statistical Fantoma "Instruction Manual" Models 07-650 / 07-750 / 18-209, Nuclear Associates

Bethesda,MD (1989) Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurements-International Comition on Radiation and Measurements report. 44.

Bethesda,MD (1992) Phantoms and computacional models in therapy.diagnosis and protection-International Comition on Radiation and Measurements-report. 48.

Bunch P(1996), Proc. SPIE Vol. 2708, p. 241-271,*Medical Imaging : Physics of Medical Imaging*

Burgess, A.E. (1977b). Focal Spots: III Field characteristics. *Investigative Radiology*, v.12,n.1, p.54-61.

Canella, E. (1999). Microcalcificações. *Jornal da Imagem*, 2º Caderno, n. 245.

Curry III, T.S.; Dowdey, J.E.; Murry, R.C. (1990). *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology*. 4th ed. Lea & Febiger, Philadelphia, USA.

Dengler, J.; Behrens, S.; Desaga, J.F. (1993). Segmentation of microcalcifications in mammograms. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 12, n.4, p. 634-642.

Fischer U, Baum F, Obenauer S (2002), Comparative study in patients with microcalcifications:full-field digital mammography vs screen-film mammography. *Eur Radiol*;12:2679–2683

Fletcher ,SW. (2002).Risk factors for breast cancer. Disponível em: URL <http://www.uptodate.com>

Freitas,AG; Kemp,C;Louveira,MH; Medeiros, R B.; Fujiwara, S M.; Fingerman ,F ; Alves, F F.R. ; Szejnfeld, J ;Pires,SR (2004) Interpretação da mamografia digital de campo total:Comparação da detecção nas leituras em filme e na estação de trabalho.Revista Imagem ,26(1):1-10.

Freitas,AG; Kemp,C;Louveira,MH; Medeiros, R B.; Fujiwara, S M.; Fingerman ,F ; Alves, F F.R. ; Szejnfeld, J ; (2004) Estudo comparativo entre mamografia convencional e Mamografia digital de campo total com simuladores de Objetos ;Trabalho realizado em conjunto no Departamento de Diagnóstico por Imagem da Unifesp-EPM e na Clínica IMEDI-Sonolayer. São Paulo - SP – Brasil.

Food and Drug Administration. Center for Devices and Radiological Health. MOSA Program. Disponível em: URL: <http://www.fda.gov/drh/mammography/digital.html>.

Funke M, Breiter N, Hermann KP, Oestmann JW, Grabbe E(1998). Magnification survey and spot view mammography with a new microfocus X-ray unit: detail resolution and radiation exposure. *Eur Radiol*;8:386–390.

Funke M, Hermann KP, Breiter N. A magnification mammography technique using storage phosphor plates: experimental investigations concerning spatial resolution and detection of microcalcifications. *Fortschr Röntgenstr* 1997;167: 174–179.

Gingold E, Lee D,(2000)Proc. SPIE Vol. 3977, p. 185-193,*Medical Imaging: Physics of Medical Imaging*

Gonzalez, R.C.; Woods, R.E. (2002). Digital Image Processing, 2nd ed., PrenticeHall, New Jersey, USA.

Hayes,J. C.(2000) “Film and digital the again in breast cancer detection”

Haus, A.G.; Yaffe, M.J. (2000). Screen-film and digital mammography: image quality and radiation dose considerations. *Radiologic Clinics of North America*, v.38, n.4, p.871-898.

Hemminger, B.M.; Cole, E.; Zong, S.; *et al.* (1999). Evaluation of digital processing methods for the display of digital mammography. In: Spie International Symposium Medical Imaging - Image Display. *Proceedings*, v.3658, p.382- 393.

Hermann K, Obenauer S, Zach-Enk A, Grabbe EH (2002). mammographic CR system with dual side reading: experimental analysis of low contrast detectability *Radiology* ;225:416.

Hoxter,Erwin A. (1977) Introdução à Técnica radiográfica.

James Culley;Gregory Powell;Eric Gingold;Kelly Reith(2000) Digital Radiography Systems:An Overview

J.J. James (2004) The current status of digital mammography Clinical Radiology 59, 1–10.

Johns, H.E.; Cunningham, J.R. (1983). *The Physics of Radiology*. 4th ed. Charles C.Thomas Publisher, Springfield, USA.

Kheddache S, Thilander-Klang A, Lanhede B,(1999). Storage phosphor and film-screen mammography: performance with different mammographic techniques. Eur Radiol;9:591–597.

Köbrunner, S.H.H.; Scheer, I.; Dershaw, D.D. (1992). Mama – Diagnóstico por Imagem. Rio de Janeiro. RevinteR,:2-68.

Kopans DB(1992). Standardized mammography reporting. Radiol Clin North Am ;30:257-261.

KRATZAT, M. (1988). Evaluating the importance of focal spot sizes in mammography.*Medicamundi*, v.33, p.74-80.

Le Gal, M.; Chavanne, G.; Pellier, D. (1984). Valeur diagnostique des microcalcifications groupées découvertes par mammographies. *Bull Cancer*, v.71, p.57-64.

Levy L, Muller M, Priday K, Rick A (2001). Influence of pixel size on diagnostic accuracy with digital mammography. Presented at the 13th European Congress Radiology

Lewin JM, D'Orsi CJ, Hendrick RE, *et al.* (2002) Clinical comparison of full-field digital mammography and screen-film mammography for detection of breast cancer. *AJR Am J Roentgenol*;179:

Maidment, A.D.A.; Yaffe, M.J. (1994). Analysis of the spatial-frequency-dependent DQE of optically coupled digital mammography detectors, *Medical Physics*, v.21, n.6,p.721-729.

Marques Filho, O.; Vieira Neto, H. (1999). *Processamento Digital de Imagens*, Brasport Livros e Multimídia LTDA., Rio de Janeiro (RJ).

Medeiros, R.B; Pires,S.R; Alves,F.F.R; Peixoto, J.E ; Szjenfeld,J. (2005) Análise de sistemas mamográficos digitais por meio do software GQM® utilizando imagens simuladas2005 ;Universidade Federal de São Paulo, São Paulo

Meeder, R.J.J.; Jaffray, D.A.; Munro, P. (1995). Tests for evaluating laser film digitizers, *Medical Physics*, v.22, n.2, p.635-642

Milne, E.N.C. (1974). Characterizing focal spot performance. *Radiology*, v.111, p.483-486.

Nagel RH, Nishikawa RM, Papaioannou J, Doi K.(1995) Analysis of methods for reducing false positive in automated detection of clustered microcalcification in mammograms.*Medical Physics*;25(8):1502-1506.

Nielsen, B. (1979). A source of systematic error when measuring the focal spot sizes of Roentgen tubes with pinhole cameras. *Health Physics*, v.36, p.726-727.

Nishikawa, R.M.; Mawdsley, G.E.; Fenster, A.; Yaffe, M.J. (1987). Scanned projection digital mammography, *Medical Physics*, v.14, n.5, p.717-727.

Nishikawa, R.M.; Yarusso, L.M. (1998). Variations in measured performance of CAD schemes due to database composition and scoring protocol. In: Pie International Symposium Medical Imaging -Image Processing. *Proceedings*, v.3338, p.840-844.

Nordin, B.E.C. (1976) Calcium, Phosphate and magnesium metabolism clinical physiology and diagnostic procedures - Churchill Livingstone.

Oliveira, H.J.Q. (1995). *Simulação Computacional da Nitidez de Imagens Radiológicas para Controle de Qualidade*. São Carlos. 189p. Dissertação (Mestrado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

Pina, D.R. (2000). Metodologia para otimização de imagens radiográficas Tese de Doutorado 2000-FFCLRP-USP

Pires, S.R. (2003) Software gerenciador de uma base de dados e de imagens mamográficas classificadas segundo um índice de qualidade Tese (Mestrado) – Universidade Federal de São Paulo. Escola Paulista de Medicina. Programa de Pós-graduação em Radiologia Clínica e Ciências Radiológicas

Pisani, P.; Parkin, D.M.; Bray, F.; Ferlay, J. (1999). Estimates of the worldwide mortality from 25 cancers in 1990. *International Journal of Cancer*, v. 83, n. 1, p. 18-29.

Pisano ED, Kuzmiak C, Koomen M, Cance W. (2001)What every surgical oncologist should know about digital mammography. *Semin Surg Oncol*;20:181–186.

Pisano ED, Cole EB, Kistner EO,(. 2002;)Interpretation of digital mammograms: comparison of speed and accuracy of soft-copy versus printed film display. *Radiology* 223:483–488.

Pisano ED, Gatsonis CA, Yaffe MJ, *et al* (2005). American College of Radiology Imaging Network Digital Mammographic Imaging Screening Trial: objectives and methodology. *Radiology* 236

Rao, G.U.V.; Bates, L.M. (1969). Modulation transfer functions of x-ray focal spots. *Physics in Medicine & Biology*, v.14, n.1, p.93-106.

Regis, Malena de Fátima; SIMÕES, Mara Faria Simões – Diagnóstico de câncer de mama, sentimentos, comportamentos e expectativas de mulheres. *Revista Eletrônica de Enfermagem*, v. 07, n. 01, p. 81 – 86, 2005. Disponível em <http://www.fen.ufg.br>.

Shen L, Rangayyan RM, Desautels JEL(1993). Detection and classification of mammographic calcifications. *Internacional Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*;7(6):1403-1416

Sickles EA. Mammographic features of 300 consecutive nonpalpable breast cancers. *AJR* 1986; 146:661 -3. [[Serviços de links para referências](#)]

Skaane P, Young K, Skjennald A. (2003) Populationbased mammography screening: comparison of screen-film and full-field digital mammography with soft-copy reading—Oslo I study. *Radiology* ;229:877–884.

Skaane P, Skjennald A.(2004) Screen-film mammography versus full-field digital mammography with soft-copy reading: randomized trial in a population-based screening program—the Oslo II study.*Radiology*; 232:197–204.

Smith ,A (2003)., Digital Mammography :Physics, Technology and Practical Considerations-AHRA

Takenaka, A.; Kinoshita, K.; Nakajima, R. (1968). Modulation transfer function of the intensity distribution of the roentgen focal spot. *Acta Radiologica –Therapy Physics Biology*, v.7, n.4, p.263-272.

Trefler, M.; Gray, J.E. (1976). Characterization of the imaging properties of X-ray focal spots. *Applied Optics*, v.15, n.12, p.3099-3104.

Vallejos ,P(2001), MED Siemens AG Health Services.

Veldkamp WJH, Karssemeijer N. Accurate segmentation and contrastmeasurement of microcalcifications in mammograms: A phantom study. *Med. Phys* 1988;25(1):1102-1110

Vieira, M. A. C. (2005.)*Metodologia Baseada nas Funções de Transferência para Pré-processamento de Imagens Mamográficas Digitais e sua Aplicação em Esquema Computacional de Auxílio ao Diagnóstico*.Tese

(Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos.

Webb, S. (1988). *The Physics of Medical Imaging*. IOP Publishing, Philadelphia, USA.

White, D.R. (1978) Tissue Substitutes in experimental Radiation Physics, *Med Phys*; 5, 467.

Woodard, H.Q.; (1986) The composition of body Tissue; *Br J. Radiol.* 59, 1209

Wolbarst, A.B. (1993). *Physics of Radiology*. Appleton & Lange, Norwalk, USA

Yin, F.-F.; Giger, M.L.; Doi, K; Yoshimura, H.; Xu, X.W.; Nishikawa, R.M. (1992). Evaluation of imaging properties of a laser film digitizer. *Physics in Medicine & Biology*, v.37, n.1, p.273-280.