UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS

INVESTIGAÇÕES SOBRE DIGITALIZAÇÃO DE IMAGENS
MAMOGRÁFICAS: PADRONIZAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM E SEU
EFEITO NO DESEMPENHO DE ESQUEMAS DE PROCESSAMENTO

Renata de Freitas Góis

Tese apresentada à Escola de Engenharia
de São Carlos da Universidade de São
Paulo, como parte dos requisitos para
obtenção do Título de Doutor em
Ciências, Programa de Engenharia
Elétrica.

Área de Concentração: Processamento de
Sinais e Instrumentação

Orientador: Prof. Dr. Homero Schiabel

São Carlos

2010

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato(a): Analista de Sistemas RENATA DE FREITAS GOIS.

Tese defendida e julgada em 20/12/2010 perante a Comissão Julgadora:

Prof. Associado **HOMERO SCHIABEL** – (Orientador)
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

APROVADA

Prof. Dr. **ANTONIO ADILTON OLIVEIRA CARNEIRO**
(Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto/FFCLRP)

Aprovada

Prof. Dr.ª **ANA CLÁUDIA PATROCÍNIO**
(Universidade Federal de Uberlândia/UFU)

APROVADA

Prof.ª Titular **AGMA JUCI MACHADO TRAINA**
(Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação/USP)

APROVADA

Prof. Dr. **ALBERTO TANNUS**
(Instituto de Física de São Carlos/USP)

APROVADA

p/ Prof. Titular **DENIS VINÍCIUS COURY**
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Elétrica

p/ Prof. Associado **PAULO CÉSAR LIMA SEGANTINE**
Presidente da Comissão de Pós-Graduação da EESC
~~Prof. Titular Denis Vinícius Coury~~
~~Suplente do Presidente da PPG-EESC-USA~~

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento
da Informação do Serviço de Biblioteca – EESC/USP

G616i Góis, Renata de Freitas
Investigações sobre digitalização de imagens
mamográficas : padronização da qualidade da imagem e seu
efeito no desempenho de esquemas de processamento /
Renata de Freitas Góis ; orientador Homero Schiabel. --
São Carlos, 2010.

Tese (Doutorado-Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Elétrica e Área de Concentração em
Processamento de Sinais e Instrumentação) -- Escola de
Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo,
2010.

1. Mamografia. 2. Scanners. 3. Esquemas CAD. 4.
Processamento de imagens. 5. Filmes. I. Título.

Dedico...

***Ao meu marido por estar sempre ao meu lado e ser meu grande
companheiro.***

***A minha mãe que sempre torceu por mim e me fez acreditar que
eu era capaz.***

AGRADECIMENTOS

Este trabalho não poderia existir sem a ajuda e o incentivo de pessoas muito especiais, as quais deixo aqui meu sincero agradecimento:

Gostaria de agradecer um amigo muito especial, que esta comigo em todos os momentos e que sempre me guia. Obrigada meu bom Deus.

Ao Prof. Homero Schiabel, agradeço sinceramente pela orientação neste trabalho, por todos os seus conhecimentos que me foram transmitidos com confiança, paciência e muitas discussões e debates. Obrigada por tudo!

A CAPES e a FAPESP pelo apoio financeiro ao projeto.

Ao meu marido, que teve que ter paciência e compreensão gigantesca, e cujo apoio foi essencial, estando sempre por perto, sempre me ajudando e apoiando, me amando mesmo sem grandes retornos. A você dedico a nova fase da minha vida.

A minha mãe, por ser meu alicerce, grande incentivo e por ter me dado todo apoio para que eu pudesse crescer não só profissionalmente, mas como pessoa.

A minha irmãzinha que sempre torceu por mim.

Aos amigos do Lapimo pelos bons momentos que passamos juntos e pelas diversas reuniões para descontração. Vou ter saudades de tudo. Karen, Renan, Bruno, Roger, Patrícia, Débora e Angélica. Obrigada pessoal!!! Bruno valeu pelas várias discussões na implementação.

A Angélica um agradecimento muito especial pela grande ajuda e pela convivência. Agradeço todos os dias por Deus colocar pessoas como você no meu caminho. Não tenho nem palavras...Valeu!!!

As amigas Ana, Even e Paula pelo tempo que passamos em São Carlos. Em especial a Paula, uma amiga que topa tudo, principalmente quando a idéia envolve um lanchinho.

As meninas da república que convivi durante muitos anos, aprendi o valor da amizade e acima de tudo o respeito, em especial a Cris e a Tati. Não podia faltar o pequeno Gui que deixava meus dias em São Carlos com mais alegria.

A minha família que sempre esteve do meu lado. Amo vocês.

A minha avó e meu avô (*in memoriam*) afetuosamente vivos em meu coração.

A Jussara e a Marisa que estão sempre prontas para ajudar.

Agradeço de maneira geral, à todas as pessoas que de alguma forma e até mesmo sem perceber, colaboraram para a realização deste trabalho através de gestos, palavras ou até mesmo de um sorriso.

*“Não envelhecemos só por termos vivido um certo número de
anos, mas por termos abandonado um ideal”*

Douglas McArthur

RESUMO

GOIS, R.F. - INVESTIGAÇÕES SOBRE DIGITALIZAÇÃO DE IMAGENS MAMOGRÁFICAS: PADRONIZAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM E SEU EFEITO NO DESEMPENHO DE ESQUEMAS DE PROCESSAMENTO. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

Este trabalho trata, inicialmente, de uma extensa investigação acerca do efeito que o processo de digitalização da imagem exerce num esquema de processamento de imagens em mamografia. Como todas as etapas de processamento tomam por base a imagem original digitalizada, os diferentes equipamentos, tecnologias, *softwares* de aquisição e características do processo contribuem para produzir diferentes aspectos na digitalização de um mesmo filme mamográfico. Por conseguinte, as etapas envolvidas do pré-processamento à classificação, passando principalmente pela segmentação dessas imagens, poderão produzir diferentes resultados dependendo da fidelidade da imagem digital em relação à mamografia original. Assim, essa pesquisa focaliza uma avaliação comparativa das características das imagens mamográficas adquiridas em diferentes sistemas de digitalização, tomando por base o efeito que esse processo exerce na sensibilidade de módulos de um esquema CAD (de *Computer-Aided Diagnosis*) previamente desenvolvido em nosso grupo. Com base nisso, propõe-se um modelo computacional que permite compensar as eventuais degradações introduzidas no processo de digitalização, em busca de uma maior uniformidade das imagens mamográficas digitais, independentemente do equipamento utilizado na digitalização. Testes conduzidos com as imagens digitais geradas em vários sistemas diferentes – desde equipamentos mais comuns, com adaptadores de transparência, até os mais sofisticados, com varredura a laser, e de alto custo – utilizando o *driver* de digitalização aqui proposto mostraram que houve um aumento da sensibilidade na detecção de microcalcificações para todos os casos em relação à utilização das imagens originalmente digitalizadas sem a aplicação do modelo. Além disso, foi significativa também a redução na taxa de falsos-positivos (entre 70 e 90%) nas mesmas condições. Como efeito, a presente proposta torna acessível a qualquer instituição radiológica a possibilidade de aplicação de esquemas de processamento para auxiliar a detecção e/ou diagnóstico de estruturas suspeitas em mamografia, mesmo que utilizando digitalizadores menos sofisticados – e, portanto, de menor custo – para a produção das imagens mamográficas digitais e sem perda de qualidade do desempenho.

Palavras Chaves: Mamografia, *Scanners*, Esquemas CAD, Processamento de Imagens, filmes

ABSTRACT

GOIS,R.F.– INVESTIGATIONS ON SCANNING mammography: STANDARDIZATION OF IMAGE QUALITY AND ITS EFFECT ON PERFORMANCE OF PROCESSING SCHEMES. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

This work corresponds to an extensive investigation on the effect of the image digitization process on an image processing scheme in mammography. As all the processing steps are based on a digitized image, different equipment, technologies, acquisition softwares and characteristics regarding such a procedure contribute to yield different features during the digitization of a same mammographic film. As a consequence, all the steps since the pre-processing up to the classification, mainly the images segmentation, could give different results depending on the digital image fidelity relatively to the original mammogram. Therefore, this research concentrates on a comparative evaluation of mammographic images acquired from several digitization systems, concerning the effect of this procedure on the sensitivity of a CAD scheme sections previously developed in our research group. A computer model is proposed in order to compensate some flaws introduced in the digitization procedure. The purpose is assuring more uniformity to the digital mammography images, no matter the digitizer used. Tests with digital images from several different systems – since common equipment, with transparency adaptors, up to the most expensive and sophisticated , with laser scanning – by using the digitization driver proposed in this work have shown an increase in microcalcifications detection sensitivity for all cases relatively to the use of original digitized images without making use of the proposed model. Furthermore, the reduction in false positive rates was significant (from 70% up to 90%) in the same conditions. Therefore, the current application makes possible to any radiological institution the use of processing schemes to aid the detection and/or diagnosis of suspect structures in mammography, even using less sophisticated – and thus, with low cost – digitizers and keeping the performance quality.

key word: mammography , digitizers, CAD schemes, images processing

LISTAS DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1- Esquema de um aparelho mamográfico durante a realização de um exame	10
Figura 2.2 - Ilustração de um exame mamográfico real (a) Incidência Crânio-Caudal (CC); (b) Incidência Médio-Lateral-Oblíqua (MLO)	10
Figura 2.3 - (a) Estruturas mamárias na incidência MLO e (b) Imagem radiográfica da mama na incidência MLO ; (c) Estruturas mamárias na incidência CC e (d) Imagem radiográfica da mama na incidência CC	11
Figura 2.4 - Exemplo de um aparelho mamográfico comercial	12
Figura 2.5-Posicionamento do cassete CR no mamógrafo	14
Figura 2.6 - Mamógrafo Digital Lorad Selenia	15
Figura 2.7 - Diagrama esquemático de um mamógrafo digital	16
Figura 2.8 – (a) Curva característica de um sistema de mamografia écran-filme; (b) Curva característica para um sistema digital. Na mamografia digital os processos de aquisição exibição da imagem são tratados separadamente: a aquisição tem resposta linear em relação à intensidade de radiação, enquanto a exibição pode ser ajustada pelo usuário	17
Figura 2.9 - Zoom de uma região desejada	18
Figura 2.10 - Inversão da imagem de branco/preto para preto/branco. Alguns radiologistas utilizam esta técnica para procurar por microcalcificações	18
Figura 2.11 - Exemplos de mamogramas (a) mamograma com presença de nódulo; (b) mamograma com agrupamento de microcalcificações	20
Figura 2.12- Exemplo de imagem mamográfica digitalizada com diferentes resoluções espaciais: (a) 100 dpi; (b) 50 dpi; (c) 25 dpi e (d) 12 dpi	22
Figura 2.13 - Exemplo de imagem mamográfica digitalizada com diferentes resoluções de contraste: (a) 8 bits; (b) 4 bits; (c) 2 bits e (d) 1 bit	22
Figura 2.14- Efeito do tamanho do ponto focal na nitidez das imagens radiográficas	24
Figura 3.1(a) Primeiro protótipo de um esquema CAD da Universidade de Chicago desenvolvido aproximadamente em 1994 e na Figura 3.1 (b) é apresentada a saída de uma imagem após a análise computacional das mamografias. As regiões indicam suspeitas de agrupamento de microcalcificações ou nódulo	31
Figura 4.1 – Diagrama da curva característica de um filme radiográfico	46
Figura 4.2 - Estrutura Básica dos componentes de um <i>Scanner</i> laser	49

Figura 4.3 - Sensibilização, armazenamento e deslocamento da imagem em CCDs	50
Figura 4.4 – O Processo de Amostragem	56
Figura 4.5 – Amostragem e Quantização	57
Figura 5.1 - Interface de comunicação do sistema desenvolvido para os <i>scanners</i>	64
Figura 5.2- Diagrama de Blocos demonstrando as etapas do software desenvolvido	66
Figura 5.3 - Filme mamográfico sensibilizado pelo sensitômetro, utilizando o aparelho Mod. X-Rite 334	67
Figura 5.4 - Gráfico retratando a resposta dos digitalizadores em função da densidade óptica do filme	72
Figura 5.5 – (a) Imagem de <i>Phantom</i> digitalizada no mod Umax; (b) no <i>scanner</i> mod. Vidar	72
Figura 5.6- (a) Gráfico das Dos do <i>scanner</i> mod. Umax; (b) Cálculo da curva que mais se aproxima dos dados traçados em (a)	75
Figura 5.7- (a) Gráfico das Dos do <i>scanner</i> mod. Epson; (b) Cálculo da curva que mais se aproxima dos dados traçados em (a)	75
Figura 5.8- (a) Gráfico das Dos do <i>scanner</i> mod. Vidar; (b) Cálculo da curva que mais se aproxima dos dados traçados em (a)	76
Figura 5.9- (a) Gráfico das Dos do <i>scanner</i> mod. Microteck; (b) Cálculo da curva que mais se aproxima dos dados traçados em (a)	76
Figura 5.10- (a) Gráfico das Dos do <i>scanner</i> mod. Lumiscan 50; (b) Cálculo da curva que mais se aproxima dos dados traçados em (a)	77
Figura 5.11 - (a) Gráfico das Dos do <i>scanner</i> mod. Lumiscan 75; (b) Cálculo da curva que mais se aproxima dos dados traçados em (a)	77
Figura 5.12 – (a) Imagem mamográfica original digitalizada no <i>scanner</i> mod Umax; (b) resultado da aplicação do polinômio de correção na mesma imagem	78
Figura 5.13 - Espectros de Wiener obtidos para os <i>scanners</i> (a) Lumiscan 75; (b) Lumiscan 50 (c) PowerLook 1120-UMAX; (d) Epson Perfection V750 PRO; (e) VIDAR's DiagnosticPRO; (f) Microteck Scan Maker1000XL	80
Figura 5.14 – Padrão para teste de distorção geométrica	86
Figura 5.15 – Recorte do padrão utilizado no processamento	86
Figura 5.16 Simulador de sensitometria para determinação da curva sensitométrica	88
Figura 5.17 – Gráfico retratando a D.O. referente ao filme revelado pelo método convencional e o filme impresso utilizando o sistema digital Agfa modelo CR 3.0MM Mamo	89
Figura 5.18 – Gráfico retratando a resposta dos níveis de cinza da imagem digital	90

utilizando o sistema digital Agfa modelo R 3.0MM Mamo e a imagem de filme digitalizada com base na curva característica do digitalizador utilizado com a mesma técnica de exposição

Figura 6.1 - (a) Imagem mamográfica de *phantom* digitalizada no scanner mod. Umax e; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção 94

Figura 6.2 - (a) Imagem mamográfica de *phantom* digitalizada no scanner mod. Epson e; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção 94

Figura 6.3 - (a) Imagem mamográfica de *phantom* digitalizada no scanner mod. Vidar e; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção 95

Figura 6.4 - (a) Imagem mamográfica de *phantom* digitalizada no scanner mod. Microteck e; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção 95

Figura 6.5 - (a) Imagem mamográfica de *phantom* digitalizada no scanner mod. Lumiscan 50 e; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção 96

Figura 6.6 - (a) Imagem mamográfica de *phantom* digitalizada no scanner mod. Lumiscan 75 e; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção 96

Figura 6.7 - Imagem original do *phantom* (a) e o resultado das filtragens aplicadas: (b) Wiener 5x5 (c) Wiener 20x20 (d) Mediano (e) Wavelet 97

Figura 7.1 - Método de detecção Híbrido B proposto por (GOES, 2002) 109

Figura 7.2- Gabarito desenvolvido para o simulador estatístico de mama 110

Figura 7.3 - Imagem Original (a), Recorte da região de interesse (b) e Imagem processada com destaque das 3 microcalcificações (c) 112

Figura 7.4- Imagem Original (a), Recorte da região de interesse (b) e Imagem processada (c) destacando-se um caso falso-negativo 112

Figura 7.5 - Curva Roc para detecção de microcalcificações (a) scanner mod. Umax (b) scanner mod. Umax corrigida 116

Figura 7.6 - Curva Roc para detecção de microcalcificações (a) scanner Mod. Epson (b) scanner Mod. Epson corrigida 116

Figura 7.7 - Curva Roc para detecção de microcalcificações (a) scanner Mod. Vidar (b) scanner Mod. Vidar corrigida 117

Figura 7.8 - Curva Roc para detecção de microcalcificações (a) scanner Mod. Microteck (b) scanner Mod. Microteck corrigida	117
Figura 7.9 - Curva Roc para detecção de microcalcificações (a) scanner Mod. Lumiscan 50 (b) scanner Mod. Lumiscan 50 corrigida	118
Figura 7.10 - Rois de imagens de <i>phantoms</i> (a) digitalizadas no scanner Mod. Umax e; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção, processada com apontamento de microcalcificações utilizando a técnica de GOES, 2002	119
Figura 7.11 - Rois de imagens de <i>phantoms</i> (a) digitalizadas no scanner Mod. Epson e; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção, processada com apontamento de microcalcificações utilizando a técnica de GOES, 2002	120
Figura 7.12 - Rois de imagens de <i>phantoms</i> (a) digitalizadas no scanner Mod. Vidar e; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção, processada com apontamento de microcalcificações utilizando a Técnica de GOES, 2002	121
Figura 7.13 - Rois de imagens de <i>phantoms</i> (a) digitalizadas no scanner Mod. Microteck e; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção, processada com apontamento de microcalcificações utilizando a Técnica de GOES, 2002	121
Figura 7.14 - Rois de imagens de <i>phantoms</i> (a) digitalizadas no scanner Mod. Lumiscan50 e (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção, processada com apontamento de microcalcificações utilizando a Técnica de GOES, 2002	122
Figura 7.15- Esboço da técnica computacional para detecção automática de agrupamentos de microcalcificações em mamogramas digitais (NISHIKAWA, 1992)	123
Figura 7.16- Diagrama de Blocos representando o sistema desenvolvido por Santos, 2002	126
Figura 7.17 - Imagem original (a), recorte das regiões de interesse (b) e imagens processadas (c), ambas com o nódulo completamente segmentado	127
Figura 7.18 - Imagem original (a), recorte das regiões de interesse (b) e imagens processadas (c), apresentando um caso considerado falso-negativo, onde não houve a segmentação completa da estrutura	127
Figura 7.19 - Rois de imagens de <i>phantoms</i> (a) digitalizadas no scanner Mod. Umax; (b) imagem segmentada com achado de nódulo; (c) a mesma imagem após a	130

aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção e (d) imagem segmentada com achado de nódulo utilizando a Técnica de SANTOS, 2002

Figura 7.20 - Rois de imagens de *phantoms* (a) digitalizadas no scanner Mod. Epson; 130
(b) imagem segmentada com achado de nódulo; (c) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção e (d) imagem segmentada com achado de nódulo utilizando a Técnica de SANTOS, 2002

Figura 7.21 - Rois de imagens de *phantoms* (a) digitalizadas no scanner Mod. Vidar; 130
(b) imagem segmentada com achado de nódulo; (c) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção e (d) imagem segmentada com achado de nódulo utilizando a Técnica de SANTOS, 2002

Figura 7.22 - Rois de imagens de *phantoms* (a) digitalizadas no scanner Mod. 131
Microteck; (b) imagem segmentada com achado de nódulo; (c) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção e (d) imagem segmentada com achado de nódulo utilizando a Técnica de SANTOS, 2002

Figura 7.23 - Rois de imagens de *phantoms* (a) digitalizadas no scanner Mod. 131
Lumiscan50; (b) imagem segmentada com achado de nódulo; (c) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção e (d) imagem segmentada com achado de nódulo utilizando a Técnica de SANTOS, 2002

Figura 7.24. Imagem (a) original e o resultado das filtragens aplicadas: (b) Wiener 133
5x5 (c) Wiener 20x20 (d) Mediano (e) Wavelet

Figura 7.25 - Rois de imagens de *phantoms* adquiridas de um sistema digital CR, 134
processada com apontamento de microcalcificações utilizando a Técnica de GOES, 2002

LISTA DE ABREVIATURAS

AAPM - American Association of Physicists in Medicine

A/D - Analógico-digital

API – Interface para Programação de Aplicativos

Az – Área da curva Roc

CAD - Diagnóstico auxiliado por computador, do inglês: Computer-Aided Diagnosis

CC- Crânio Caudal

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

CR – Radiografia Computadorizada, do inglês: Computed Radiography

DO- Densidade Óptica

DOI- Distância Objeto Imagem

DFI- Distância Foco Imagem

DFO- Distância Foco Objeto

DPI- Pixels por polegada

FFDM - Full Field Digital Mammography

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

FN-Falso-Negativo

FP-Falso-Positivo

FTM- Função de transferência de modulação

IMRT Intensity Modulated Radiotherapy

INCA - Instituto Nacional de Câncer

LAPIMO - Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas

LASER - Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation

MLO – Médio Lateral Óbliqua

MLP- Multi-Layer Perceptron

NPS - Noise Power Spectrum

PMT – Tubos Fotomultiplicador

PSNR - Relação Sinal Ruído de Pico

RMSE - Erro Médio Quadrático (Root Mean Square)

ROC - Receiver Operating Characteristic

ROI - Região de Interesse

RVP - Reprodutibilidade dos Valores de *Pixel*

SNR - Relação Sinal Ruído

SOM- Self-Organizing Map

TIFF- Tag Image File Format

USP - Universidade de São Paulo

VN-Verdadeiro-Negativo

VP-Verdadeiro-Positivo

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.1 - Apresenta as estimativas, para o ano de 2010, das taxas brutas de incidência por 100 mil e de número de casos novos por câncer, em mulheres, segundo localização primária	02
Tabela 5.1 - Características específicas referentes aos <i>scanners</i> estudados	63
Tabela 5.2 – Exemplos das leituras efetuadas nos filmes utilizados referentes às DOs por região sensibilizada na sensitometria	68
Tabela 5.3 - Variações de intensidade existentes na escala produzidas pelo sensitômetro através de três digitalizações da mesma imagem no digitalizador mod. Vidar Diagnostic Pro	70
Tabela 5.4 - Valores das densidades ópticas do filme mamográfico sensibilizado e digitalizado em cada <i>scanner</i> normalizado para 16 bits	74
Tabela 6.1 - Resultados para as funções de avaliação obtidas para as quatro técnicas de filtragem aplicadas em imagens digitalizadas no <i>scanner</i> Mod. Umax Power Look 1120	98
Tabela 6.2 - Resultados para as funções de avaliação obtidas para as quatro técnicas de filtragem aplicadas em imagens digitalizadas no <i>scanner</i> Mod. Epson Perfection V750-M Pro	99
Tabela 6.3- Resultados para as funções de avaliação obtidas para as quatro técnicas de filtragem aplicadas em imagens digitalizadas no <i>scanner</i> Mod. Vidar Diagnostic Pro	100
Tabela 6.4 - Resultados para as funções de avaliação obtidas para as quatro técnicas de filtragem aplicadas em imagens digitalizadas no <i>scanner</i> Mod. Microteck ScanMaker 1000XL	101
Tabela 6.5- Resultados para as funções de avaliação obtidas para as quatro técnicas de filtragem aplicadas em imagens digitalizadas no <i>scanner</i> Lumiscan 50	102
Tabela 6.6- Valores de Pixels (VP1 até VP10) de cada digitalização, Média (M) e a Reprodutibilidade obtida para o <i>scanner</i> Umax Power Look 1120	103
Tabela 6.7-Valores de Pixels (VP1 até VP10) de cada digitalização, Média (M) e a Reprodutibilidade obtida para o <i>scanner</i> Epson Perfection V750-M Pro	103
Tabela 6.8 - Valores de Pixels (VP1 até VP10) de cada digitalização, Média (M) e a Reprodutibilidade obtida para o <i>scanner</i> Vidar Diagnostic Pro	104
Tabela 6.9 - Valores de Pixels (VP1 até VP10) de cada digitalização, Média (M) e a	104

Reprodutibilidade obtida para o <i>scanner</i> Microteck ScanMaker 1000XL	
Tabela 6.10- Valores de Pixels (VP1 até VP10) de cada digitalização, Média (M) e a Reprodutibilidade obtida para o <i>scanner</i> Lumiscan 50	104
Tabela 7.1“Ficha técnica” com informações de cada imagem obtida com o simulador mamográfico durante uma exposição particular	111
Tabela 7.2 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no <i>scanner</i> Mod. Umax Power Look 1120 para detecção de microcalcificações (método de GOES 2002)	113
Tabela 7.3 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no <i>scanner</i> Mod. Epson Perfection V750-M Pro para detecção de microcalcificações (método de GOES 2002)	113
Tabela 7.4 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no <i>scanner</i> Mod. Vidar Diagnostic Pro para detecção de microcalcificações (método de GOES 2002)	113
Tabela 7.5 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no <i>scanner</i> Mod. Microteck ScanMaker 1000XL para detecção de microcalcificações (método de GOES 2002)	114
Tabela 7.6 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no <i>scanner</i> Mod. Lumiscan 50 para detecção de microcalcificações (método de GOES 2002)	114
Tabela 7.7 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no <i>scanner</i> Mod. Umax Power Look 1120 para detecção de microcalcificações (método de NISHIKAWA, 1993)	124
Tabela 7.8 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no <i>scanner</i> Mod. Epson Perfection V750-M Pro para detecção de microcalcificações (método de NISHIKAWA, 1993)	124
Tabela 7.9 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no <i>scanner</i> Mod. Vidar Diagnostic Pro para detecção de microcalcificações (método de NISHIKAWA, 1993)	124
Tabela 7.10 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no <i>scanner</i> Mod. Microteck ScanMaker 1000XL para detecção de microcalcificações (método de NISHIKAWA, 1993)	125
Tabela 7.11- Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no <i>scanner</i> Mod. Lumiscan 50 para detecção de microcalcificações	125

(método de NISHIKAWA, 1993)

Tabela 7.12 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no *scanner* Mod. Umax Power Look 1120 para segmentação de nódulos (SANTOS, 2002) 128

Tabela 7.13 -Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no *scanner* Mod. Epson Perfection V750-M Pro para segmentação de nódulos (SANTOS, 2002) 128

Tabela 7.14 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no *scanner* Mod. Vidar Diagnostic Pro para segmentação de nódulos (SANTOS, 2002) 128

Tabela 7.15 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no *scanner* Mod. Microteck ScanMaker 1000XL para segmentação de nódulos (SANTOS, 2002) 129

Tabela 7.16 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no *scanner* Mod. Lumiscan 50 para segmentação de nódulos (SANTOS, 2002) 129

Tabela 7.17- Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens adquiridas do equipamento mamográfico através do sistema CR para detecção de microcalcificações (método de GOES 2002) 132

SUMÁRIO

RESUMO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

LISTA DE ABREVIATURAS

LISTA DE TABELAS

1. INTRODUÇÃO

1.1 Câncer de Mama.....	01
1.2 Justificativas do Trabalho.....	03
1.3 Objetivo.....	06
1.4 Disposição do Trabalho.....	06

2. MAMOGRAFIA

2.1 Mamografia e o Equipamento Mamográfico.....	09
2.1.1 Mamógrafo Convencional.....	11
2.1.2 Mamografia Digital a partir de um sistema digital CR	13
2.1.3 Mamógrafo Digital.....	14
2.2 O que procurar na Mamografia.....	19
2.3 Dificuldades encontradas para a visualização de estruturas importantes no mamograma.....	20
2.3.1 Contraste e Resolução Espacial	21
2.3.2 Ponto Focal.....	23
2.3.3 O Efeito Heel.....	25
2.3.4 Distorção e Ruídos.....	25
2.3.5 Radiação Espalhada.....	26
2.4 Considerações finais.....	27

3. ESQUEMAS DE DIAGNÓSTICO AUXILIADO POR COMPUTADOR	
3.1 CAD – Diagnóstico Auxiliado por Computador.....	29
3.2 Esquema CAD-LAPIMO.....	32
3.3 Medidas de Desempenho e características de Esquemas CAD.....	37
3.4 Influência da aquisição da imagem no desempenho do esquema CAD.....	38
3.5 Considerações finais.....	40
4. AQUISIÇÃO DAS IMAGENS MAMOGRÁFICAS DIGITAIS	
4.1 Introdução.....	43
4.1.1 Sistemas de registro da imagem.....	45
4.1.2 A imagem digital em mamografia.....	46
4.2 Digitalizadores a Laser e CCD.....	48
4.3 Digitalização: Amostragem e Quantização	56
4.3 Considerações finais.....	57
5 MATERIAIS E MÉTODOS	
5.1 Materiais e Métodos.....	59
5.2 Método para avaliar a resolução de contraste e automatizar a digitalização.....	62
5.2.1 Levantamento das curvas características dos digitalizadores..	67
5.3 Método para avaliar o ruído na imagem.....	78
5.4 Reprodutibilidades dos valores de pixels.....	83
5.5 Distorção geométrica.....	85
5.6 Comparativo do processo de aquisição de imagens mamográficas que utiliza um sistema convencional e um sistema digital CR.....	87
6 RESULTADOS E DISCUSSÕES- Avaliação dos Parâmetros de Controle de Qualidade	

6.1- Resultados da aplicação do método para avaliar resolução de contraste e automatizar a digitalização.....	93
6.2 – Resultados referentes ao nível de ruído de cada equipamento.....	97
6.3 – Resultados da Reprodutibilidade dos valores de pixels.....	103
6.4 - Distorção geométrica.....	105
7 RESULTADOS E DISCUSSÕES – Aplicações em Técnicas de Processamento de Imagens Mamográficas Digitais	
7.1 – Introdução.....	107
7.1.1 Esquema para detecção de Microcalcificação.....	108
7.1.2 Esquema para detecção de Nódulos.....	125
7.2 - Comparativo do processo de aquisição de imagens mamográficas: sistema convencional e sistema digital CR.....	132
8. CONCLUSÕES.....	135
8.1 Aspectos gerais a partir dos Resultados dos testes.....	139
8.2. Conclusões finais.....	141
8.3 Pesquisas Futuras.....	143
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	143

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

1.1-Câncer de Mama

O controle do câncer em nosso país representa, atualmente, um dos grandes desafios que a saúde pública enfrenta, pois o câncer de mama continua a ser a primeira causa de mortalidade entre as mulheres brasileiras. Esta tendência é semelhante a de países desenvolvidos, onde a urbanização levou ao aumento da prevalência de fatores de risco de câncer de mama, entre eles, tais como idade tardia à primeira gravidez (MAVROFORAKIS, *et. al.* , 2005). Nesses países, tem-se constatado um aumento persistente na incidência do câncer de mama, acompanhado da redução da mortalidade na faixa etária maior que 50 anos, devido à garantia de acesso à assistência médico-hospitalar e, provavelmente, à adoção de políticas de detecção precoce do tumor. Em alguns países em desenvolvimento, ao contrário, esse mesmo aumento da incidência está acompanhado de um aumento da mortalidade, atribuído, principalmente, a um retardamento do diagnóstico e terapêutico adequado .

A elevada incidência e mortalidade por câncer de mama no Brasil justifica o planejamento de estratégias nacionais visando a detecção precoce. É, portanto, fundamental que haja mecanismos através dos quais indivíduos motivados a cuidar da saúde encontrem uma rede de serviços quantitativamente e qualitativamente capaz de suprir essa necessidade, em todo o território nacional (INCA - Instituto Nacional de Câncer).

Torna-se necessário, para enfrentar tal desafio, a adoção de uma política que contemple, entre outras estratégias, a capacitação de recursos humanos para o diagnóstico precoce do câncer.

Segundo o INCA (Instituto Nacional de Câncer), o número de casos novos de câncer de mama esperados para o Brasil, no ano de 2010, serão válidas também para o ano de 2011, é de 49.000, com um risco estimado de 51 casos a cada 100 mil mulheres. A Tabela 1 apresenta as estimativas do ano de 2010, das taxas brutas de incidência por 100 mil e de número de casos novos por câncer, em mulheres.

Tabela 1.1 - Apresenta as estimativas, que foi do ano de 2010, das taxas brutas de incidência por 100 mil e de número de casos novos por câncer, em mulheres, segundo localização primária (INCA - Instituto Nacional de Câncer)

Localização Primária Neoplasia Maligna	Estimativa dos Casos Novos			
	Estado		Capital	
	Casos	Taxa Bruta	Casos	Taxa Bruta
Mama Feminina	49.240	49,27	17.540	74,56
Colo do Útero	18.430	18,47	5.280	22,50
Cólon e Reto	14.800	14,80	5.530	23,54
Traqueia, Brônquio e Pulmão	9.830	9,82	3.130	13,37
Estômago	7.680	7,70	2.340	9,94
Leucemias	4.340	4,33	1.330	5,52
Cavidade Oral	3.790	3,76	1.090	4,48
Pele Melanoma	2.970	2,92	860	3,38
Esôfago	2.740	2,69	660	2,55
Outras Localizações	78.770	78,83	28.510	121,33
Subtotal	192.590	192,74	66.270	282,03
Pele não Melanoma	60.440	60,51	12.800	54,45
Todas as Neoplasias	253.030	253,23	79.070	336,52

Em muitos países são desenvolvidos programas de *screening* – rastreamento periódico, realizado principalmente em mulheres que fazem parte de grupos de risco – com a finalidade de aumentar a chance de detecção precoce da doença e, assim, diminuir a taxa de mortalidade. Os resultados desses programas de acordo com o INCA tem mostrado que, quando detectado precocemente, a chance de cura do câncer aumenta em até 40% e ainda, cerca de 80% dos tumores são descobertos pela própria mulher, palpando suas mamas incidentalmente. Quando isto ocorre, eles já apresentam em um estágio avançado, o que dificulta o tratamento. O que se pretende é a descoberta desses tumores quando ainda estão pequenos em torno de 1 a 3 cm, de maneira que a doença

seja tratada em fase inicial. São três os procedimentos básicos no rastreamento e no diagnóstico do câncer de mama: auto exame, exame clínico das mamas e mamografia.

1.2 - Justificativas do Trabalho

O grupo do Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas (LAPIMO – Depto. Eng. Elétrica – EESC/USP) há mais de uma década vem desenvolvendo técnicas computacionais de processamento de imagens como parte de um esquema CAD (*Computer-Aided Diagnosis*), com o objetivo de detectar e classificar estruturas de interesse em mamografia, como microcalcificações e nódulos, que pode indicar a formação de um câncer de mama. Uma das etapas mais importantes, porém, para o processamento das imagens é o processo de sua aquisição, não apenas a partir do processo de exposição radiográfica durante o exame, mas também da revelação do filme e da sua transformação em um formato digital. É nesta etapa que são definidos alguns parâmetros de qualidade da imagem digital, como resolução espacial e resolução de contraste, que serão de fundamental importância no desempenho da técnica de processamento aplicada e, por conseguinte, no diagnóstico final.

Embora as etapas anteriores à digitalização, independentemente da forma como ela ocorre, tenham grau de importância similar – visto que o tamanho do ponto focal do tubo de raios X, por exemplo, praticamente define a menor estrutura que poderá ser visibilizada na imagem mamográfica, e as características da revelação têm papel fundamental na qualidade da imagem –, nesse projeto a atenção está voltada para o processo de transformação daquela imagem em formato digital.

Existem basicamente duas maneiras de se obter uma mamografia digital: a primeira é pela digitalização do filme mamográfico através de um *scanner* específico para isso, e a segunda é através da chamada digitalização direta do feixe, ou seja, pela conversão dos fótons de raios X direta ou indiretamente em corrente elétrica que é transformada em sinal binário por meio de um conversor A/D. Normalmente, por questões de diferenciação do processo de aquisição, o primeiro tipo de procedimento leva ao que se costuma chamar de mamografia digitalizada – por ter-se originado da

digitalização da imagem registrada em filme – e o segundo à mamografia digital – pelo fato de a imagem ter sido formada diretamente nesse formato (apesar de, obviamente, em ambos os casos a imagem ser um arquivo digital). Desse modo, a imagem digital que será processada pode resultar de diferentes modos de aquisição entre a interação dos fótons de raios X com os tecidos da mama e a sua estrutura em forma de uma matriz de *pixels* codificados em bits: desde a gravação em filme que é varrida por feixes de luz visível para ser transformada em bits na conversão A/D dos *scanners* até a gravação direta nas memórias das estações de trabalhos dos atuais e recentes mamógrafos digitais de campo inteiro.

Então, uma questão se coloca: quais os requisitos mínimos e/ou suficientes para que o processo de digitalização não interfira na resposta das técnicas de processamento quando aplicadas a essas imagens?

Trabalhos realizados tanto no nosso grupo como em outras equipes (ESCARPINATI, 2002), (JIANG; NISHIKAWA; PAPAIOANNOU, 1996) já esclareceram alguns desses aspectos. Por exemplo, em mamografia particularmente, uma quantidade de 10 bits é o mínimo recomendável para a resolução de contraste, (ESCARPINATI; SCHIABEL, 2002) enquanto que formatos de imagem como o TIFF, que são bem estruturados e não geram perdas da informação, são considerados os mais apropriados para os arquivos (ESCARPINATI, 2002). Atualmente, os digitalizadores comercialmente disponíveis geram imagens, por exemplo, com resoluções de contraste na faixa de 12 a 14 bits, alguns gerando até 16 bits.

Todavia, as técnicas para geração dessas imagens são variadas e, a rigor, podem agrupar-se em duas categorias principais em função dos diversos tipos de digitalizadores existentes: (1) a de varredura com feixe de luz branca e detecção à base e sensores CCD; (2) a de varredura com feixe de laser¹. Cada uma delas afeta de um

¹ nos sistemas atuais de mamografia digital, a digitalização pode ser desse tipo (no caso dos sistemas CR – de *computed radiography*) ou por modelos distintos: transformação direta dos fótons de raios X em corrente elétrica ou conversão dos fótons X em luz, essa sim transformada em corrente elétrica na matriz de foto-sensores; em ambos os casos, a conversão A/D posterior é idêntica (corrente elétrica analógica em sinal binário).

modo a imagem final, cuja qualidade é essencial para a performance das técnicas de processamento.

Os principais grupos de pesquisa que desenvolvem esquemas CAD na área de mamografia utilizando a digitalização de filmes mamográficos têm empregado geralmente os *scanners* de varredura a laser, como os da linha LUMISCAN (da antiga Lumisys, Inc., adquirida há alguns anos pela Eastman Kodak Company) (HANGIANDEROU; CONNOR; FELMLEE, 1998) (DAVIDSON *et al.*, 2001). Entretanto, dada a tecnologia empregada nesse tipo de digitalizador, seu custo se torna muito elevado, o que é sua maior desvantagem. Alternativamente, outras equipes têm usado digitalizadores com tecnologia de fontes de luz branca acopladas aos sensores CCD, que apresentam um custo bem menor e, segundo alguns autores, com características aceitáveis (GLUCKMAN; REINSTEIN, 2000) (KENNETH *et al.*, 2002) (GITLIN *et al.*, 2002) (KANG *et al.*, 2003) (BASSIGNANI *et al.*, 2003) (CANNAVO, 2004) (ESCARPINATI; VIEIRA; SCHIABEL, 2004) (GOES; SCHIABEL, 2008).

Pesquisas prévias que temos realizado (GOES, 2008), porém, tem demonstrado com bastante clareza que as condições da aquisição da imagem antes da aplicação de qualquer técnica de processamento exercem influência no resultado final tanto da detecção de estruturas de interesse como na sua consequente classificação. Em particular, a detecção de microcalcificações é mais afetada, dadas suas peculiaridades. E justamente a tarefa de apontar agrupamentos de microcalcificações, que eventualmente passaram despercebidos ao examinador, tem sido apontada como uma das principais virtudes dos esquemas CAD como ferramenta útil de auxílio ao diagnóstico do câncer de mama (KALLERGI, 2004) (SAHINER *et al.*, 2006). Daí, a necessidade de se examinar mais meticulosamente os efeitos que os problemas que podem ocorrer na etapa de obtenção da imagem mamográfica exercem na performance dos esquemas de detecção.

Entretanto, uma realidade na prática clínica da mamografia em diversos centros importantes de radiologia nos países mais desenvolvidos informações sobre a questão da digitalização das imagens ou dos módulos digitalizadores existentes nos produtos comerciais (no Exterior), por exemplo, são poucas e, em geral, insuficientes em relação ao propósito que esse projeto apresenta (ALBERDI *et al.*, 2005) (OBENAUER *et al.*, 2006). Esse aspecto, então, ganha ainda mais expressividade quando consideramos a situação dessa área no Brasil, onde há deficiências quanto à

qualidade do processo em geral numa quantidade significativa de unidades mamográficas e pouca informação sobre uso de esquemas computacionais de auxílio ao diagnóstico (FURQUIM, 2005). Um motivo importante está relacionado ao alto custo desses sistemas importados, o que obviamente inibe sua disseminação.

Reconhecidamente, uma das principais causas desse custo elevado está no digitalizador. Individualmente, digitalizadores a laser da linha LUMISCAN (ou LS, da Kodak agora), têm custo entre US\$ 25 mil e US\$ 30 mil, enquanto os sistemas que utilizam luz branca na varredura da imagem são geralmente cotados a valores que podem ir de cerca de US\$ 1 mil (de uso geral, com adaptador de transparência) a até US\$ 20 mil, para os mais sofisticados (linha VIDAR), por exemplo.

E então, a pergunta complementar que se estabelece é: seria ou não possível a utilização de sistemas – ou de tecnologias – de digitalização menos sofisticadas sem prejuízo da performance dos esquemas de processamento, sobretudo na detecção de microcalcificações? E além: como isso afetaria os resultados desses esquemas?

1.3 - Objetivo

O principal motivador para o estudo é tornar o processo de digitalização independente da tecnologia utilizada. Considerando que esse aspecto é praticamente ignorado pela maioria dos grupos que desenvolvem esquemas computacionais nessa linha, é nessa direção que se propõe aqui a presente investigação, cuja conclusão poderia indicar um caminho que torne mais acessível a utilização de tecnologias de processamento de imagens como coadjuvantes do diagnóstico do câncer de mama, sem prejuízo da eficiência, principalmente em termos da sensibilidade e da especificidade.

Neste sentido o objetivo é propor um procedimento de digitalização automática de filmes mamográficos. A premissa é garantir a eficácia na performance de esquema de processamento daquelas imagens independentemente do *scanner* que está sendo utilizado.

1.4 - Disposição do Trabalho

Este documento está dividido em 8 capítulos incluindo esta introdução. Nos capítulos 2 a 4 são apresentados uma breve revisão bibliográfica sobre os principais temas abordados nesse trabalho. Os capítulos seguintes descrevem as metodologias propostas e os algoritmos desenvolvidos, bem como os resultados obtidos e as conclusões subsequentes. Os capítulos abordados são os seguintes:

Capítulo 2- Oferece uma apresentação sobre o equipamento mamográfico, os conceitos sobre a mamografia, a importância do exame para a detecção precoce do câncer de mama e dificuldades encontradas na visualização de estruturas no mamograma.

Capítulo 3- Apresenta alguns modelos computacionais desenvolvidos com o objetivo de detectar estruturas de interesse em mamogramas digitalizados.

Capítulo 4 - Tem por objetivo detalhar o processo de aquisição de imagens, com ênfase nas características necessárias para a aquisição de imagens mamográficas, através da digitalização do filme mamográfico com a utilização de *scanners*.

Capítulo 5- Faz uma apresentação completa da metodologia desenvolvida no presente trabalho.

Capítulo 6- Descreve os resultados obtidos e apresenta as discussões sobre avaliação dos parâmetros de controle de qualidade.

Capítulo 7- Descreve os resultados obtidos e apresenta as discussões sobre aplicações em técnicas de processamento de imagens mamográficas digitais.

Capítulo 8- Oferece uma conclusão sobre os resultados obtidos.

Referências Bibliográficas - referências bibliográficas do material estudado para o desenvolvimento deste trabalho.

CAPÍTULO 2 - MAMOGRAFIA

2.1- Mamografia e o Equipamento Mamográfico

A mamografia é atualmente a forma mais eficaz para a detecção precoce do câncer de mama, pois permite identificar lesões pequenas e assintomáticas. O equipamento dedicado a mamografia não é o mesmo que o utilizado pelos sistemas de raios X convencionais, possuindo características próprias, pois a imagem gerada deve ser de alta resolução para que possam visualizar as estruturas mamárias que, por sua vez, são compostas de tecidos moles cuja diferença nos níveis de absorção de raios X é pequena entre si (BRASSALOTTI; CARVALHO, 2003).

Na Figura 2.1 é apresentado um esquema do aparelho mamográfico durante a realização de um exame. Em uma mamografia, duas incidências de cada mama são indispensáveis: uma visão lateral ou oblíqua e uma crânio-caudal, conforme depreendido nas Figuras 2.2 e 2.3. No entanto, a incidência médio-lateral-oblíqua é a mais eficaz, pois ela mostra uma quantidade maior de tecido mamário e inclui estruturas mais profundas do quadrante súpero-externo e do prolongamento axilar, enquanto a crânio-caudal tem como objetivo incluir todo o material pósterio-medial, complementando a médio-lateral-oblíqua (MITCHELL, 1988).

Figura 2.1- Esquema de um aparelho mamográfico durante a realização de um exame (WOLBARST, 1993)

Figura 2.2 - Ilustração de um exame mamográfico real (a) Incidência Crânio-Caudal (CC); (b) Incidência Médio-Lateral-Obliqua (MLO)

Figura 2.3 - (a) Estruturas mamárias na incidência MLO e (b) Imagem radiográfica da mama na incidência MLO ; (c) Estruturas mamárias na incidência CC e (d) Imagem radiográfica da mama na incidência CC

2.1.1- Mamografia Convencional

Uma característica particular do equipamento mamográfico é a modificação do tubo de raios X, enquanto geralmente é usado alvo de tungstênio nos sistemas convencionais, o mamógrafo utiliza alvo de molibdênio (ou mesmo “pistas” de rádio nos mais modernos). Isto porque o feixe produzido num tubo com o alvo de molibdênio tem um espectro que o aproxima de um feixe monoenergético, o que é conveniente no caso de radiografia das mamas em função dos tecidos que a constituem. Outra característica peculiar é o campo de radiação que, no mamógrafo, é só um pouco maior que a metade do campo dos sistemas convencionais. Para se conseguir isto, utilizam-se colimadores de feixes e restritores, que são uma espécie de direcionadores do feixe de raios X, e barradores de radiação. Eles ajudam a diminuir a dose de radiação ionizante em outras partes do corpo da paciente e também colaboram com a melhoria da imagem. Os filtros, que geralmente são de molibdênio ou rádio, com cerca de 0,03mm, são os responsáveis por impedir que os fótons do feixe que nada acrescentam para o diagnóstico atrapalhem na formação da imagem e atinjam a paciente se somando à dose de radiação recebida (BRASSALOTTI; CARVALHO, 2003).

O ponto focal é outro fator de grande importância no sistema mamográfico. Ele deve ser bem pequeno, pois estruturas de até 0,3mm de diâmetro, como as microcalcificações, por exemplo, devem ser possíveis de visibilizar.

O chassi mamográfico apresenta um écran intensificador que, ao contrário do convencional, se posiciona em baixo do filme. Os fótons atravessam o filme, chegando pela sua base, atingem o écran, transformam-se em luz visível e são refletidos de volta, impressionando o filme. Esse posicionamento é utilizado para evitar o efeito "crossover" (fenômeno de o filme ser impressionado duas vezes pelo mesmo fóton de modo que isto possa causar certa penumbra na imagem, deteriorando a resolução), e também para ajudar na obtenção de uma melhor resolução da imagem e prevenir uma grande absorção de fótons antes que eles se encontrem com o filme, pois, como os raios X na mamografia são de baixa energia, um simples écran poderia absorver mais que 50% dos fótons que chegam nele.

O mamógrafo deve ser operado com potência constante ou trifásica, cujo feixe de raios X tem maior poder de penetração. Geralmente a tensão usada para mamografia varia de 25 a 50 kVp (entre 28 e 32, para a maioria dos exames), valor que depende normalmente da espessura da mama (que normalmente, depois de comprimida, fica entre três e oito centímetros). Além dos dispositivos comuns aos aparelhos convencionais de radiografia, o mamógrafo possui um compartimento de compressão. O compartimento de compressão é um acessório do sistema mamográfico e tem como função comprimir a mama por meio de uma placa de um material transparente até que se consiga a menor espessura possível (KOPANS, 2000). Ele é responsável por melhorar a resolução, levando as estruturas da mama mais próximas do filme e por evitar a movimentação da mama, conseguindo, assim uma dose menor de radiação. Isso diminui a espessura da mama, separando estruturas superpostas e ajudando na diferenciação entre massas sólidas e císticas. Na Figura 2.4 é apresentado um exemplo de um aparelho mamográfico comercial.

Figura 2.4- Exemplo de um aparelho mamográfico comercial

Para se obter uma alta sensibilidade e especificidade diagnóstica, os equipamentos de raios X, as processadoras, os filmes e os écrans são especialmente projetados para mamografia. Técnicas radiográficas especiais são aplicadas em função das características da mama, tais como a densidade, a espessura e a composição. Verifica-se que uma pequena mudança na técnica ou nos fatores de processamento pode ter um efeito significativo na qualidade da imagem e na dose da paciente. Portanto, o valor da mamografia está na dependência íntima de seu padrão de qualidade. Para alcançar alto padrão é imperativo que o exame mamográfico siga padrões rígidos e pré-estabelecidos, em que o pessoal envolvido no processo de obtenção da imagem esteja efetivamente preparado e o material e os equipamentos utilizados sejam adequados.

A qualidade de imagem é determinada pelo total de efeitos de imagem impressos na radiografia, que inclui o tubo de raios X e o cátodo, a janela do ânodo, a filtragem, a colimação, a distância da imagem à fonte, o sistema de compressão e o controle de exposição automático. Outros componentes também são importantes no processo da obtenção da imagem da mama, como o cassete, o filme, o “écran”, o processador e o sistema de interpretação (negatoscópio específico para a visualização mamográfica ou o monitor do computador).

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

Um importante avanço na mamografia foi o desenvolvimento dos mamógrafos digitais utilizando um sistema digital conhecidos como CR (Computed Radiography). Estes últimos correspondem essencialmente à substituição do chassi radiográfico clássico, cujo filme é revelado numa reveladora automática, por um chassi especial, formado por dispositivos semicondutores acumuladores de carga, que é “descarregado” numa leitora por varredura a laser, com o subsequente sinal elétrico sendo convertido em formato digital. Na Figura 2.5 pode-se observar o posicionamento do cassete CR no mamógrafo.

Figura 2.5-Posicionamento do cassete CR no mamógrafo

2.1.3 - Mamógrafo Digital

Os mamógrafos digitais começaram a surgir no final da década de 80 (NISHIKAWA et al. , 1987), mas só no ano 2000 foi aprovado o primeiro equipamento de mamografia digital pelo departamento de saúde do FDA (Food and Drug Administration – EUA).

O mamógrafo digital demonstrado na Figura 2.6 consiste de um aparelho muito semelhante ao aparelho de mamografia convencional (tubo de raios X, dispositivo de compressão, colimadores, etc.), com exceção do sistema de registro, onde o filme e o écran são substituídos por detectores semicondutores sensíveis aos raios X. Os raios X captados são convertidos em sinal elétrico diretamente. O processo de aquisição do sinal original (isto é, a variação da intensidade de radiação que vai permitir a geração da imagem) segue os moldes de um mamógrafo convencional, mudando apenas a forma de seu registro. Também em qualquer dos casos, a corrente elétrica em que se transformou o feixe de raios X é convertida em sinal digital por um conversor A/D apropriado (KUZMIAK et al., 2005).

Figura 2.6- Mamógrafo Digital Lorad Selenia®

Diversos trabalhos vêm sendo desenvolvidos para os diferentes tipos de meios de exibição disponíveis para a mamografia digital, a fim de determinar as características ideais de cada um para promover um melhor desempenho no diagnóstico médico (KUZMIAK *et al.*, 2005), (MOHAPATRA *et al.*, 1999). No caso dos monitores de vídeo, é importante salientar que sua faixa dinâmica de densidades ópticas é menor do que as encontradas nos filmes mamográficos, além dos negatoscópios mamográficos possuírem melhor luminosidade. Isto implica um cuidado especial no ajuste das características do monitor durante a análise da imagem por parte do radiologista, já que uma imagem obtida uma única vez pode ser manipulada e exibida de diferentes maneiras. O mesmo ocorre para os filmes utilizados na impressão da imagem digital, que não possuem as mesmas características dos filmes mamográficos convencionais e também necessitam de ajustes prévios por parte do radiologista antes da impressão da imagem.

Os aparelhos mamográficos digitais não foram projetados com a intenção de se obter um sistema com resolução espacial mais alta do que os aparelhos analógicos,

principalmente por problemas relacionados ao alto custo envolvido. A principal vantagem está relacionada ao melhor contraste e melhor relação sinal-ruído, geralmente obtidas pela manipulação de parâmetros eletrônicos na aquisição da imagem. Além disso, a possibilidade de alteração no contraste da imagem digital pós-aquisição permite uma melhor visualização das estruturas de interesse no mamograma melhorando o desempenho do exame na detecção precoce do câncer de mama.

O sistema mamográfico digital apresenta algumas vantagens sobre o tradicional, como aquisição mais rápida da imagem, menor tempo de exame, facilidade em arquivar as imagens, facilidade de manipulação das imagens detectando melhor as possíveis lesões. Entretanto, por conta de uma resolução espacial pior comparada ao filme, às vezes, microcalcificações não são visualizadas tão bem como no método convencional, sem contar que seu custo é bem maior (4 a 5 vezes mais caro) do que o convencional. Uma virtude conceitual, no entanto, dessa tecnologia é o fato de que tal sistema de detecção tem, essencialmente, uma resposta linear à variação da intensidade dos raios X, a despeito do nível de exposição (HAUS; YAFFE, 2000). A Figura 2.7 apresenta um diagrama esquemático de um mamógrafo digital.

Figura 2.7- Diagrama esquemático de um mamógrafo digital

Na mamografia digital, o sinal armazenado é proporcional à intensidade de radiação que atinge os detectores, para toda a faixa de intensidade, conforme demonstrado na Figura 2.8. Portanto, a imagem digital reflete com muito mais precisão o contraste subjetivo presente nas estruturas internas da mama (HAUS; YAFFE, 2000).

Figura 2.8 – (a) Curva característica de um sistema de mamografia écran-filme; (b) Curva característica para um sistema digital. Na mamografia digital os processos de aquisição e exibição da imagem são tratados separadamente: a aquisição tem resposta linear em relação à intensidade de radiação, enquanto a exibição pode ser ajustada pelo usuário

Outras vantagens também são citadas em seus recursos de pós-processamento, permitindo ao radiologista manipular a imagem, ampliar uma região desejada e inverter, alterar o brilho e o contraste, de acordo com a sua necessidade, o que leva a um ganho significativo para o diagnóstico preciso e acurado, conforme mostrado na Figura 2.9 e 2.10. O processamento da imagem digital possibilita a exibição detalhada da mama em toda a sua extensão, desde a linha de pele até a parede torácica, sem haver perda de contraste e definição. A exibição quase imediata da imagem diminuiu o tempo de espera pelo processamento; as imagens são levadas eletronicamente ao radiologista, dispensando as operações manuais de transporte e colocação no negatoscópio e o arquivamento eletrônico, eliminando os custos e riscos do arquivamento analógico.

Figura 2.9 - Zoom de uma região desejada

Figura 2.10- Inversão da imagem de branco/preto para preto/branco. Alguns radiologistas utilizam esta técnica para procurar por microcalcificações

2.2 - O que procurar na Mamografia

A boa interpretação do mamograma é imprescindível para estabelecer um diagnóstico e permitir tomada de decisões acertadas. (CHAN; ZHENG; GUR, 1997), destaca que no estudo dos mamogramas, qualquer desvio da normalidade deve ser analisado, mesmo que constitua em mera variação anatômica ou patologia sabidamente benigna. Todavia, o grande objetivo da mamografia é a detecção de malignidade e seus sinais devem ser sistematicamente pesquisados no mamograma. O carcinoma mamário tem muitas faces, tal a variedade de sinais com que pode se apresentar, os quais são divididos em diretos e indiretos. Entre os sinais diretos, destacam-se:

- Opacidade circunscrita: corresponde ao nódulo, sendo o achado mamográfico encontrado em 39% dos casos de câncer não palpáveis. Os nódulos devem ser analisados de acordo com o tamanho, densidade e contorno.
- Microcalcificações: traduzem a presença do câncer em 42% das lesões não palpáveis. As microcalcificações podem representar o sinal mais precoce de malignidade. É preciso analisar sistematicamente a forma, o número, o tamanho, a densidade e a distribuição das microcalcificações. A partir dessa análise, são classificadas como benignas, malignas e indeterminadas. Na Figura 2.11 são ilustrados mamogramas com microcalcificações.
- Densidade assimétrica focal ou difusa e neodensidade: são áreas densas e isoladas, sem correspondência na mama contra-lateral. A densidade assimétrica é detectada através da comparação entre a imagem das duas mamas e representa malignidade em 3% das lesões não palpáveis. Pode ser difusa, quando abrange um grande segmento da mama e focal, quando se encontra num pequeno setor da mama. A neodensidade, por ser um elemento novo, é detectada através da comparação cuidadosa com as mamografias anteriores, correspondendo ao câncer em 6% de todas as lesões não palpáveis.

Figura 2.11–Exemplos de mamografias(a) mamografia com presença de nódulo; (b) mamografia com agrupamento de microcalcificações

2.3-Dificuldades encontradas para a visualização de estruturas importantes no mamografia

Muitos fatores influenciam na geração de imagens mamográficas com baixa qualidade. Além disso há um sério compromisso entre a qualidade da imagem e prejuízo à paciente. Se estes fatores dificultam o diagnóstico médico, o efeito é ainda pior quando o mamograma serve como entrada de dados para um esquema computacional. Os detalhes e características dos mamogramas devem ser previstos de forma que seja possível estabelecer procedimentos automatizados para encontrar estruturas procuradas, segundo (ISHIDA *et al.*, 1987) (DHAWAN *et al.*, 1988), os quais afirmam que o problema é que esses detalhes e características variam bruscamente de equipamento para equipamento e dependem muito das especificações utilizadas quanto ao filme, ponto focal, posicionamento e outros aspectos, tornando impossível o estabelecimento de um procedimento global sem interação humana

2.3.1- Contraste e Resolução Espacial

O contraste radiográfico em uma mamografia permite observar diferenças de atenuação dos tecidos que compõem a mama. O contraste é definido como o grau de variação da densidade óptica entre diferentes áreas da imagem. Em mamografia, uma imagem com bom contraste deverá apresentar grande diferença entre a densidade óptica do tecido fibroglandular e do tecido adiposo.

É importante ressaltar que, em geral, na radiografia convencional, as estruturas de interesse possuem número atômico e densidades bem distintas. Na radiografia da mama, a radiação interage com músculos e gordura, estruturas com números atômicos muito próximos.

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

A resolução espacial é a capacidade do sistema em separar imagens de pequenos objetos próximos de alto contraste. Ela pode ser avaliada pela capacidade de um sistema representar com fidelidade fios metálicos dispostos paralelamente com diferentes espaçamentos. A visualização de microcalcificações ou estruturas inferiores a 0,1 mm está relacionada com a resolução espacial. Os fatores que influenciam a resolução são: tamanho do ponto focal efetivo, ampliação, distância foco-objeto (DFO), distância objeto-imagem (DOI), distância foco-imagem (DFI), movimentação da mama, contato écran-filme e ruído. Na Figura 2.12 é possível verificar um exemplo de imagem mamográfica digitalizada com diferentes resoluções espaciais e na Figura 2.13 com diferentes resoluções de contraste.

Figura 2.12- Exemplo de imagem mamográfica digitalizada com diferentes resoluções espaciais: (a) 100 dpi; (b) 50 dpi; (c) 25 dpi e (d) 12 dpi

Figura 2.13 - Exemplo de imagem mamográfica digitalizada com diferentes resoluções de contraste: (a) 8 bits; (b) 4 bits; (c) 2 bits e (d) 1 bit

2.3.2 - Ponto Focal

A mamografia de raios X exige alta resolução para representar imagens de bordas e detalhes das massas e as características morfológicas de calcificações pequenas, que indicam freqüentemente uma neoplasia maligna da mama de estágio inicial. Partículas tão pequenas quanto 150 μm podem ser reproduzidas sob circunstâncias ótimas e uma maior resolução está sendo almejada constantemente. A visibilidade das lesões está relacionada não somente com a resolução espacial do sistema de imagem, mas também com o contraste das lesões comparadas aos tecidos circunvizinhos e à nitidez das estruturas transformadas em imagem (o oposto do borramento) (KOPANS, 2000). A resolução é determinada pelo tamanho do ponto focal, por sua distância da estrutura dentro da mama a ser reproduzida como imagem, pela distância dessa estrutura até o detector e, finalmente pela capacidade do detector em produzir a imagem.

O ponto focal é um componente chave do sistema mamográfico. A configuração do ponto focal varia com o tubo de raios X. Teoricamente, quanto menor o tamanho do ponto focal, melhor a resolução da imagem mamográfica. No entanto, sendo menor o ponto focal, menor também é a área sujeita ao bombardeamento pelo feixe eletrônico e, conseqüentemente, menor a área de dissipação de calor. Por isso os aparelhos mais modernos de raios X, utilizados para o radiodiagnóstico, apresentam duas particularidades que visam minimizar os efeitos do calor gerado no anodo, sem comprometer a qualidade da imagem produzida. A primeira delas é a inclinação do anodo em relação ao eixo de incidência do feixe eletrônico e a outra é a utilização de um anodo rotativo.

Segundo (OLIVEIRA, 1995), para que a imagem formada por um aparelho radiográfico seja uma reprodução perfeita do objeto em questão, o ponto focal deve ser um “ponto” com dimensões infinitamente pequenas (fonte pontual ou puntiforme). No entanto, pontos focais encontrados em equipamentos radiográficos comerciais não são pontuais e possuem certa dimensão, o que faz com que as imagens produzidas apresentem uma região de “borramento” nas bordas, chamada de penumbra. Quanto maior o tamanho do ponto focal, maior a penumbra formada na imagem e, desta forma, pior será sua nitidez. A Figura 2.14 ilustra o efeito que a dimensão do ponto focal F pode causar na nitidez da imagem radiográfica.

No caso onde o ponto focal é puntiforme, a imagem formada **I1** reproduz com fidelidade a projeção do objeto **O** no plano imagem. Já para o ponto focal “não-pontual”, a imagem formada **I2** apresenta um borramento p nas bordas, chamada de região de penumbra, o que diminui sua nitidez.

Figura 2.14- Efeito do tamanho do ponto focal na nitidez das imagens radiográficas

Portanto, a não-nitidez radiográfica causada pela região de penumbra contida na imagem aumentará de acordo com o aumento do tamanho do ponto focal e da magnificação utilizada. 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. Todavia, se o tamanho do objeto for muito maior do que o tamanho do ponto focal (mais que dez vezes), a distorção apresentada na imagem poderá ser considerada desprezível (OLIVEIRA, 1995).

Para garantir imagens de alta resolução espacial, os equipamentos mamográficos devem possuir ponto focal com dimensões bem menores do que os encontrados em aparelhos convencionais. De modo geral, os equipamentos convencionais apresentam ponto focal em torno de 1,0 mm de diâmetro ou mais, enquanto os mamógrafos apresentam valores de aproximadamente 0,3 mm.

Considerando que a distância entre a mama comprimida e o cassete mamográfico é muito menor do que a distância do foco ao filme consegue-se uma magnificação geométrica muito pequena, de modo a se obter alta resolução espacial na imagem. Geralmente, a distância entre a mama e o filme não ultrapassa 2,0 cm, enquanto a distância total entre o filme e o ponto focal fica em torno de 65 cm.

Por estar diretamente relacionado com a resolução espacial de um equipamento mamográfico, 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, além do método das funções de transferência.

2.3.3-O Efeito Heel

Este é outro sério problema a ser enfrentado pelo processamento de imagens, pois a intensidade da radiação do tubo não é uniforme em todas as regiões do campo, sendo dependente do ângulo em que os fótons são emitidos do ponto focal. (CURRY III *et al.*,1990). Conseqüentemente, o nível de intensidade no filme mamográfico poderá variar para estruturas que têm o mesmo índice de absorção. Isso causa uma preocupação constante com os métodos a serem empregados nos esquemas automatizados: não se pode fixar valores de níveis de cinza que representem as estruturas de interesse após a digitalização. São aplicadas, então, técnicas adaptativas à região (DHAWAN *et al.*,1988), (CHAN *et al.*,1994).

2.3.4-Distorção e Ruídos

Distorção na imagem radiográfica pode resultar da magnificação desigual de diferentes partes do mesmo objeto (CURRY III *et al.*,1990). Muitas vezes a magnificação é desigual devido ao posicionamento do objeto. A distorção da imagem é diferente para diferentes partes do feixe de raios X. Dois ou mais objetos podem sofrer distorções diferentes se estão posicionados em locais com distâncias diferentes do filme.

Distorções causam complicações em um esquema para detecção de estruturas pequenas e cujo formato é importante. No caso das microcalcificações, é uma importante limitação a ser superada, pois o tamanho e o formato da microcalcificação é muito importante para o seu reconhecimento e classificação.

Em radiografia, ruído corresponde a toda flutuação indesejada nas densidades ópticas de uma imagem radiográfica, que não contribui com nenhuma informação e geralmente dificulta a visualização de estruturas de interesse. O ruído em imagens radiológicas pode ser classificado como sistemático ou aleatório (EVANS, 1981). Ruído sistemático está sempre presente no sistema e permanece inalterado em repetições da medida. Como exemplo, pode-se citar um digitalizador que apresenta erros no processo de amostragem. Estes erros representam um ruído até certo ponto tratável pelo fabricante e pelo operador do sistema, uma vez que podem ser deterministicamente modelados. O ruído aleatório não obedece a um padrão estacionário, é mais difícil de controlar e é majoritário quanto ao ruído total.

2.3.5- Radiação Espalhada

O espalhamento é causado por fótons desviados de suas trajetórias ideais. Por apresentar uma característica aleatória, não é possível prever o seu efeito; por isso, uma das possibilidades é que cause ruídos e redução do contraste na imagem, de acordo com (CURRY III *et al.*, 1990). Um dos tipos de espalhamento mais descritos na literatura é o efeito de Compton, onde parte da energia do fóton é absorvida pela matéria e outra parte permanece no próprio fóton. Ocorrendo o desvio deste fóton em uma direção inesperada, seu efeito pode ser desde ruídos e diminuição do contraste da imagem, até aumentar a dose na paciente.

No processamento de imagens, a forma de superar o efeito da radiação espalhada é estabelecer procedimentos que removem ruídos e aumentam o contraste da imagem, como aplicação de limiarização e filtros que suprimam os sinais de alta frequência. No entanto, estes procedimentos devem ser cuidadosos, vistos que alguns componentes de alta frequência podem constituir estruturas de interesse, como é o caso das microcalcificações.

2.4-Considerações finais

Neste capítulo foram apresentados os conceitos básicos sobre mamografia necessários para a compreensão do entendimento deste trabalho. Levando em consideração que a interpretação dos achados mamográficos requer experiência dos especialistas, e depende muito da qualidade da imagem. Alguns fatores físicos influenciam, gerando imagens mamográficas com baixa qualidade, causando essas dificuldades.

CAPÍTULO 3 – ESQUEMAS CAD E A IMAGEM DIGITAL

3.1- CAD - Diagnóstico Auxiliado por Computador

O uso de esquemas CAD (“computer-aided diagnosis”- CAD) em mamografia tem sido objeto de interesse em pesquisas durante vários anos (QUIANG LI, 2007). Diagnóstico auxiliado por computador pode ser definido como um diagnóstico feito por um radiologista que utiliza o resultado de análises quantitativas automatizadas de imagens radiográficas como uma “segunda opinião” para a tomada de decisões diagnósticas (GIGER, 2000), (DOI *et al.*, 2004). É importante ressaltar que o computador é utilizado somente como uma ferramenta para obtenção de informação adicional, sendo o diagnóstico final sempre feito pelo radiologista, o que diferencia claramente o conceito básico de diagnóstico auxiliado por computador do conceito de “diagnóstico automatizado”, que foi um conceito proposto nas décadas de 1960 e 1970.

A finalidade do esquema CAD é melhorar a acurácia do diagnóstico, assim como a consistência da interpretação da imagem radiológica, mediante o uso da resposta do computador como referência. A resposta do computador pode ser útil, uma vez que o diagnóstico do radiologista é baseado em avaliação subjetiva, estando sujeito a variações intra e interpessoais, bem como perda de informação devido à natureza sutil do achado radiológico, baixa qualidade da imagem, sobreposição de estruturas, fadiga visual ou distração. A proposta do CAD é funcionar como um segundo especialista. Com o intuito

de minimizar os casos falso-negativos, bem como os casos falso-positivos, têm sido desenvolvidos esquemas CAD visando auxiliar os radiologistas no diagnóstico, reduzindo os números desnecessários de biópsias, considerando que apenas de 10% a 20% dos casos enviados são comprovadamente malignos (AZEVEDO-MARQUES, 2001).

A importância desses esquemas é enfatizada por alguns autores (ELLIS, et.al., 2007), (GIGER, CHAN, BOONE; 2008) mostrando que seu uso pode melhorar o desempenho de radiologistas no diagnóstico médico. Basicamente, existem dois tipos de aplicações desses esquemas CAD. Um é o auxílio à detecção de lesões, a partir da localização de padrões anormais através da varredura da imagem pelo computador (por exemplo, agrupamentos de microcalcificações em imagens mamográficas ou nódulos pulmonares em imagens de tórax). O outro é o auxílio ao diagnóstico, através da quantificação de características da imagem e sua classificação como correspondendo a padrões normais ou anormais (por exemplo, a associação da quantidade e forma das microcalcificações presentes em um agrupamento com a malignidade ou não do tumor, ou a associação da textura dos pulmões com lesões intersticiais em imagens de tórax). Estudos mostraram uma melhora na sensibilidade do diagnóstico quando acompanhado de um sistema CAD (JOHN MALEYEFF; NEWELL; KAMINSKY, 2004). Em geral, os esquemas CAD utilizam-se de técnicas provenientes de duas áreas do conhecimento: visão computacional, que envolve o processamento de imagem para realce, segmentação e extração de atributos, e inteligência artificial, que inclui métodos para seleção de atributos e reconhecimento de padrões. Na Figura 3.1(a) é apresentada o primeiro protótipo de um esquema CAD da Universidade de Chicago desenvolvido aproximadamente em 1994 e na Figura 3.2 (b) é apresentada a saída de uma imagem após a análise computacional das mamografias. As regiões indicam suspeitas de agrupamento de microcalcificações ou nódulos (GIGER, CHAN, BOONE; 2008).

3.1 (a)

3.1 (b)

Figura 3.1(a) Primeiro protótipo de um esquema CAD da Universidade de Chicago desenvolvido aproximadamente em 1994 e na Figura 3.1 (b) é apresentada a saída de uma imagem após a análise computacional das mamografias. As regiões indicam suspeitas de agrupamento de microcalcificações ou nódulo (GIGER, CHAN, BOONE; 2008)

A eficiência dos esquemas CAD no auxílio à detecção precoce do câncer de mama deve ser avaliada de uma maneira global, ou seja, em conjunto com os radiologistas. Dessa forma, não há necessidade de que o desempenho do CAD seja igual ou superior ao dos radiologistas; o importante é que o resultado fornecido pelo computador seja útil ao radiologista na elaboração do diagnóstico e ajude a melhorar seu desempenho na detecção de estruturas suspeitas na mamografia (DOI, 2004).

Em 1998, o FDA aprovou o primeiro CAD comercial para uso clínico em mamografia, o *ImageChecker®* da *R2 Technology, Inc.* (Los Altos, EUA). Desde então, mais dois CADs comerciais foram aprovados e muitos outros estão sob análise do FDA no momento. Estima-se que mais de 1.500 CADs estão sendo atualmente utilizados em clínicas e hospitais nos EUA para o auxílio no rastreamento do câncer de mama (DOI, 2004).

A partir de 2002, a análise por CAD de imagens obtidas diretamente por mamógrafos digitais começaram a ganhar espaço em sistemas comerciais a partir da aprovação, pelo FDA, do primeiro sistema completo para a análise digital de imagens mamográficas, com um mamógrafo digital e um esquema CAD incorporado em um só produto (BAUM *et al.*, 2002).

3.2 - Esquema CAD - LAPIMO

Há alguns anos a equipe de pesquisas no LAPIMO vem desenvolvendo técnicas de processamento de imagens com o objetivo de detectar estruturas que podem indicar precocemente a formação de um câncer de mama na avaliação das mamografias. Dentro desse contexto vários trabalhos têm sido desenvolvidos até hoje visando às áreas de pré-processamento e processamento de imagens, controle de qualidade e de classificação de estruturas.

Em (NUNES, 2001), foi proposta uma investigação sobre as características das imagens radiográficas de mamas densas, a partir da qual foram desenvolvidas técnicas de realce de contraste que, somadas a outras técnicas de processamento digital, proporcionaram um desempenho mais apropriado de um esquema de processamento para detecção de *clusters* de microcalcificações. Foram ainda elaboradas técnicas que

permitiram o trabalho com uma resolução de contraste mais adequada, além de outras que consideram alguns dos parâmetros físicos envolvidos na obtenção das imagens e procedimentos para reduzir diagnósticos falsos-positivos. Os resultados registrados nos testes com diferentes conjuntos de imagens de uma base de dados montada para esse projeto indicaram que a combinação das técnicas desenvolvidas permite incrementar o desempenho de um esquema de processamento para detectar agrupamentos de microcalcificações, possibilitando a identificação de estruturas em imagens de baixo contraste, não detectadas em processamento convencional antes do realce de contraste. Como efeito, essa investigação mostra a possibilidade de esquemas CAD em mamografia atingir desempenho satisfatório na detecção de microcalcificações em imagens de mamas densas.

Para detecção de microcalcificações, Goes (GOES, 2002) investigou técnicas de segmentação de imagens digitais e de suas características para aplicação específica em imagens mamográficas. Como atualmente cada vez mais esquemas CAD estão sendo desenvolvidos a fim de, a partir do conveniente processamento da imagem mamográfica digitalizada, classificar as estruturas encontradas como auxílio ao diagnóstico do câncer de mama, é de fundamental importância que a segmentação dessas imagens tenha qualidade suficiente para permitir a eficácia na classificação das estruturas segmentadas. Particularmente, casos de mamas densas representam uma dificuldade adicional e muito importante para a avaliação diagnóstica, dadas as características peculiares da imagem em termos de contraste ruim, em razão da existência de quantidade significativamente maior de tecido fibroso, o qual dificulta a identificação de sinais suspeitos na imagem.

A implementação de um esquema de processamento para detectar nódulos em mamas densas em imagens mamográficas digitalizadas, com base na técnica da Transformada Watershed também foi implementado por Santos (SANTOS, 2002). Esse sistema é parte integrante de um esquema computadorizado para auxílio ao diagnóstico em mamografia, que utiliza técnicas de processamento de imagens digitais para identificar, realçar e classificar estruturas de interesse clínico. Utilizaram-se também técnicas de pré e pós-processamentos (equalização do histograma e rotulação) para que as imagens pudessem ser mais bem analisadas. Os resultados mostraram que as técnicas implementadas, se combinadas, detectam aproximadamente 93% dos nódulos existentes no grupo das imagens analisadas.

Em 2004, Patrocínio (PATROCÍNIO, 2004) apresentou uma metodologia para classificação de achados mamográficos em mamas densas através de uma abordagem híbrida de classificadores e extração de atributos utilizando duas redes Backpropagation.

Vieira (VIEIRA, 2005) investigou o comportamento de equipamentos de radiodiagnóstico em termos da qualidade da imagem produzida e a subsequente aplicação desses resultados na otimização do desempenho de esquemas CAD. A principal meta consistiu no desenvolvimento de técnicas de pré-processamento para imagens mamográficas digitalizadas que as realçassem de acordo com as características e limitações dos equipamentos utilizados na sua aquisição. A proposta está dividida em duas etapas. Na primeira, foram determinadas as características relativas tanto à resolução espacial como à resolução de contraste de diversos equipamentos mamográficos, avaliadas respectivamente pelas funções de transferência óptica e espectros de Wiener do ruído. Isto permitiu, numa segunda etapa, o desenvolvimento de um filtro digital específico para o pré-processamento de diferentes conjuntos de mamogramas digitais, separados de acordo com os equipamentos utilizados no processo de aquisição. Dessa forma, cada imagem mamográfica teve sua qualidade melhorada de acordo com as características do equipamento que a gerou, determinadas na primeira etapa. Essas imagens, depois de realçadas, foram utilizadas no esquema de processamento desenvolvido no grupo, onde pôde ser observada uma melhora em até 12% no seu desempenho quando comparado aos resultados obtidos com imagens mamográficas não realçadas.

Para controle de aquisição em esquemas CAD, Goes (GOES, 2006) desenvolveu um projeto de pesquisa que trata de uma comparação no processamento de imagens mamográficas adquiridas num *scanner* a laser (Lumiscan50) e num *scanner* “óptico” convencional com adaptador para digitalização de filme (Umax mod. PowerLook 1120). Baseada nestas comparações, a análise do comportamento de um esquema CAD em mamografia, considerou a utilização de imagens digitalizadas em ambos os tipos de *scanners*, mostrou ser equivalente na sensibilidade e na especificidade, mas somente quando foi aplicada a técnica de transformação com base na análise das respectivas curvas características.

Em (RIBEIRO, 2006) foi proposta uma metodologia para classificação de nódulos mamários por contorno, que representa difícil interpretação pelos especialistas. No método, através das imagens mamográficas digitalizadas, são recortadas Regiões de Interesse (ROI) de onde são extraídos descritores de textura, intensidade e geométricos

com o objetivo de caracterizar os padrões de contorno de nódulos. Após a extração desses descritores, foram utilizados dois métodos de seleção de atributos, um utilizando Rede Neural *Self-Organizing Map* (SOM) e Gaussianas e outro utilizando Matriz de Covariância. Os atributos extraídos serviram de entrada para duas Redes Neurais, uma *Multi-Layer Perceptron* (MLP) e outra SOM, com as quais foram realizados diversos treinamentos utilizando diferentes entradas, várias topologias e diferentes saídas, devido às várias combinações de classes.

O trabalho de Ângelo (Ângelo, 2007), por sua vez, consistiu na implementação de um esquema computacional que possibilita a um usuário enviar imagens mamográficas via-Internet para processá-las. Estas imagens podem ser provenientes de um mamógrafo analógico, digitalizadas através de um *scanner* apropriado ou obtidas através de um equipamento digital direto (do tipo FFDM – *Full-Field Digital Mammography*). O sistema desenvolvido é um esquema CAD que fornece as regiões suspeitas e com possíveis lesões detectadas na mamografia. Além da imagem com o destaque dos agrupamentos de microcalcificações detectadas, sua classificação como “suspeito” ou “não-suspeito” também é fornecida. Para massas suspeitas detectadas, é apresentado o seu nível de densidade e as probabilidades percentuais do tipo de contorno e da classificação BIRADS®. Além de mamografias completas, o usuário pode enviar regiões de interesse (ROIs) de imagens originais que ainda podem ser selecionadas diretamente através de uma ferramenta disponibilizada pelo sistema. A finalidade principal focava ajudar especialistas ou mesmo outras pessoas que trabalham na área de análise de imagens mamográficas, fornecendo-lhes uma “segunda opinião” através dos recursos do CAD. Este sistema pode ser acessado diretamente no endereço http://143.107.235.167/CAD_Online/paginas/index.html ou através da *homepage* do LAPIMO, do Departamento de Engenharia Elétrica da EESC/USP.

Um novo modelo para a detecção de *clusters* de microcalcificações para o processamento de imagens mamográficas inteiras foi desenvolvido por (SILVA JÚNIOR, 2009). O modelo foi subdividido em três etapas, sendo na primeira realizado um pré-processamento para a melhoria da qualidade das imagens mamográficas no que se refere à remoção de ruídos e alargamento de contraste. Na segunda etapa do processamento, um conjunto de algoritmos foi aplicado visando-se à detecção propriamente dita de regiões de interesse nas imagens, as quais possivelmente representariam os agrupamentos de microcalcificações. A terceira etapa destinou-se à

classificação das regiões pré-selecionadas na etapa anterior para a determinação final dos achados verdadeiro-positivos (VP), buscando-se, assim, a diminuição da taxa de achados falso-positivos (FP). Em cada etapa do desenvolvimento do modelo, testes computacionais foram realizados a fim de auxiliar na análise de resultados preliminares. Por fim, vários testes computacionais foram realizados em três conjuntos de imagens com composições distintas, sendo o primeiro formado por regiões de interesse (RI) de *phantoms*, o segundo por RI de mamografias e o terceiro por imagens mamográficas inteiras. Trabalha-se atualmente para a integração das técnicas propostas acima ao esquema CAD em desenvolvimento pelo grupo de pesquisas do LAPIMO.

Todos esses trabalhos têm tido o objetivo de compor um conjunto completo para produzir informações úteis ao diagnóstico médico em investigação mamográfica. Uma das dificuldades no desenvolvimento dessas técnicas está na avaliação dos processos. Não é fácil saber se uma determinada técnica é eficiente ou não, pois os resultados podem variar de acordo com o conjunto de imagens utilizado nos testes. Para se atestar as viabilidades do uso de uma técnica são necessários testes com um vasto conjunto de imagens que tenham, preferencialmente, características de aquisição variadas e que atendam aos requisitos da finalidade da técnica, isto é, conter as estruturas procuradas na detecção. Isso envolve uma pesquisa intensa junto a hospitais e clínicas para obtenção dos filmes radiográficos e dos respectivos laudos médicos, a tarefa de digitalizar essas imagens e uma catalogação sistemática e eficiente que permita uma recuperação rápida e precisa das imagens de acordo com as suas características. O LAPIMO também tem atuado nessa atividade, formando uma base de imagens local (<http://lapimo.sel.eesc.usp.br/bancoweb/>), obtidas a partir de exames mamográficos provenientes do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (FMRP-USP), Santa Casa de Misericórdia de São Carlos, Hospital São Paulo e Hospital Pérola Byngton em São Paulo, e Hospital das Clínicas da UNESP de Botucatu. Atualmente esta base é composta por aproximadamente 6600 imagens.

3.3-Medidas de Desempenho e Características de esquemas CAD

Existem vários índices de desempenho que podem ser utilizados na avaliação de sistemas de auxílio ao diagnóstico. Uma medida possível e muito utilizada é a análise da curva ROC (ROC – um acrônimo em inglês – “Receiver Operating Characteristic”), definida como um procedimento estatístico que leva em conta o aspecto subjetivo envolvido em um determinado evento (EVANS, 1981), (METZ, 1986). A análise por curva ROC é fundamentada na teoria de detecção de sinal, tendo como base a idéia de que para qualquer sinal sempre existirá um fundo ruidoso que varia aleatoriamente sobre um valor médio. Quando um estímulo está presente, a atividade que ele cria no sistema de obtenção de imagem é adicionada ao ruído existente naquele momento. Este ruído pode estar dentro do próprio sistema ou fazer parte do padrão de entrada. A tarefa do observador (ou sistema automático) é determinar se o nível de atividade no sistema é devido apenas ao ruído ou resultado de um estímulo adicionado ao ruído. Em sua forma mais simples, a tarefa de diagnosticar consiste na apresentação de imagens contendo ou não uma anormalidade associada, a um observador que deve responder se existe ou não uma anormalidade presente (AZEVEDO-MARQUES, 2001).

O traçado da curva ROC é feito levando-se em conta as probabilidades de ocorrência de casos FN (Falsos-Negativos), VP (Verdadeiros-Positivos), FP (Falsos-Positivos) e VN (Verdadeiros-Negativos), resultantes para o conjunto de regiões de interesse, sendo que:

- O diagnóstico falso-negativo acontece quando o sistema não detecta uma lesão e ela existe;
- O diagnóstico verdadeiro-positivo acontece quando o sistema identifica e detecta uma lesão e realmente ela existe;
- O diagnóstico falso-positivo é quando o sistema aponta uma lesão na imagem, mas na verdade ela não existe;

- O diagnóstico verdadeiro-negativo é quando o sistema não aponta uma lesão na imagem, e na verdade a região processada era uma imagem normal, ou seja sem nenhum tipo de lesão;

O principal parâmetro utilizado para comparação de desempenho entre duas curvas é a sua área (Az). Essa área pode ser interpretada como a capacidade do sistema em prever a saída, e por isso é utilizada como medida de eficiência do sistema que está sendo testado.

A medida da performance de um esquema de processamento de imagens destinado, por exemplo, a detectar um tipo particular de estrutura suspeita é feito freqüentemente pela verificação da relação entre as detecções verdadeiras-positivas e as falsas-positivas a partir de mudanças de determinado critério (valor de um threshold ou de um desvio-padrão, por exemplo, entre os parâmetros do esquema de processamento). Além disso, os índices de VP e VN, definidos como sensibilidade e especificidade, respectivamente, do esquema, são também uma medida usual para avaliar a eficácia de uma técnica particular na detecção de estruturas de interesse.

3.4-Influência da aquisição da imagem no desempenho do esquema CAD

O desempenho de esquemas CAD pode variar muito dependendo das características das imagens utilizadas nos testes de avaliação (NISHIKAWA; YARUSSO,1998), (SCHIABEL; *et al.*, 2001). De fato, cada esquema desenvolvido mundo afora utiliza um particular conjunto de imagens e formar uma base de imagens que atenda às diferentes necessidades de diversas técnicas de processamento é uma atividade que demanda trabalho árduo e de difícil consecução, dadas suas peculiaridades. Em mamografia, as imagens precisariam obedecer a um conjunto significativo de critérios, desde o processo de aquisição no mamógrafo até sua digitalização e seria importante que elas fossem provenientes de diferentes lugares para ampliar o universo das características das pacientes (SCHIABEL; VIEIRA; MARTINEZ, 2004).

Uma base de imagens mamográficas representativa do universo de casos a ser investigados deve apresentar situações que não só contenham estruturas diversas como aquelas que representam a inexistência de achados e de uma parcela estatisticamente representativa também da população que apresenta tais características. Isso, portanto, implica obter imagens de pacientes numa larga faixa de idades, e com características diversas. Por conseguinte, as imagens são obtidas de diversos mamógrafos em diversas instituições e, portanto, sob diferentes condições técnicas. Garante-se, assim, a representatividade estatística de casos, mas a qualidade das imagens pode ser penalizada, dada a grande heterogeneidade de características relacionadas ao seu processo de aquisição. Isso não apenas impede que se possa fazer a devida comparação de performance entre diferentes esquemas CAD, mas pode levar um mesmo esquema a apresentar diferentes performances dependendo do elenco de casos escolhidos, em função de sua origem.

Daí a importância de se conhecer previamente as principais características de qualidade do sistema de aquisição dessas imagens, incluindo o processo de digitalização, a fim de que isso possa guiar até mesmo o desenvolvimento de técnicas de processamento (SILVA JÚNIOR, 2009). Assim, a proposição de técnicas de pré-processamento baseadas na eventual perda de qualidade devida ao processo de aquisição/digitalização pode criar uma espécie de “uniformização” da imagem, o que permitiria às etapas de segmentação posteriores atuar apenas nas características intrínsecas à mama.

Trabalhos prévios (SCHIABEL; *et al.*, 2005) (SCHIABEL; VIEIRA; MARTINEZ, 2004) realizados por nosso grupo mostraram que o efeito dos parâmetros relativos à aquisição dos mamogramas na performance do processamento não pode ser negligenciado, em particular quando há problemas de qualidade em relação ao aparelho mamográfico verificados em testes de controle de qualidade. Na comparação entre os resultados de uma técnica de segmentação (GOES, 2002) projetada para detectar microcalcificações agrupadas aplicada a um conjunto de imagens em duas etapas de testes, foi verificada um aumento em cerca de 14% na sensibilidade de detecção (que atingiu um índice de verdadeiros-positivos de 95,5%), acompanhada de uma sensível redução da taxa de falsos-negativos (de 18,5% para 4,5%), quando o conjunto de imagens foi submetido a um pré-processamento para realçar características a partir do conhecimento de degradações introduzidas no processo de aquisição (SCHIABEL;

VIEIRA; MARTINEZ, 2004). Tais técnicas de realce focalizaram essencialmente aspectos relacionados a: (a) tamanho de ponto focal – através do emprego da função de transferência de modulação (FTM); (b) magnificação radiográfica utilizada; (c) ruído – com emprego do espectro de Wiener; (d) curva característica do digitalizador.

Assim, o ganho já comprovado ao se utilizar características do processo de aquisição para desenvolver técnicas de pré-processamento que “corrijam” as degradações introduzidas por tal processo nas imagens mamográficas é um aspecto de significativa importância na projeção da necessidade de se estudar de forma particular o processo de digitalização em si no que se refere a duas questões relacionadas à eficiência do processamento de imagens mamográficas: o estabelecimento de uma “uniformização” dos conjuntos de imagens, para que, atuando apenas sobre as características da mama, os diferentes esquemas propostos possam, inclusive, ser comparados em termos de eficácia; a verificação de até que ponto é efetivamente necessário o emprego de digitalizadores sofisticados (e caros) nesse processo, por análise dos seus respectivos efeitos na sensibilidade de esquemas de detecção de estruturas de interesse para, por conseguinte, checar a possibilidade de se reduzir o custo associado a essa etapa.

3.5- Considerações finais

O câncer de mama representa um grave problema de saúde pública presente em todas as populações e culturas mundiais desafiando a comunidade científica nos processos de prevenção, detecção e tratamento adequado. Nesse contexto, o exame mamográfico é a principal forma de diagnóstico, uma vez que possibilita a detecção visual de eventuais lesões de dimensão reduzida (inferiores a 0.5 cm), como os agrupamentos de microcalcificações que são o indício mais precoce desse tipo de câncer (SCHWARTSMANN, 2006). Como uma ferramenta adicional, nas últimas décadas o desenvolvimento de sistemas auxiliares para o diagnóstico médico, (“Computer Aided Diagnosis”), vem apresentando um acréscimo não somente quantitativo, mas, principalmente, qualitativo como consequência direta do aumento da confiabilidade a eles associada.

Nesses esquemas buscam-se formas auxiliares para a árdua tarefa diagnóstica, ressaltando, porém, que o julgamento final sempre cabe ao profissional médico envolvido. Dessa forma, os esquemas não precisam necessariamente possuir um nível de acerto igual ou até mesmo melhor que o do corpo médico, mas sim ajudar na interpretação dos resultados.

CAPÍTULO 4 – AQUISIÇÃO DAS IMAGENS MAMOGRÁFICAS DIGITAIS

4.1- Introdução

O objetivo principal da realização de qualquer tipo de tomada radiográfica é a reprodução mais fiel possível do objeto de interesse, pois a qualidade da imagem se traduz no elemento de fundamental importância para o direcionamento de um radiodiagnóstico. Aliado a isto, depara-se muitas vezes com questões que devem ser consideradas no momento da aquisição de uma radiografia digital.

Uma maneira de adquirir a imagem radiográfica na sua forma digital é através da utilização de um *scanner*, conforme já descrito em capítulos anteriores. Tais aparelhos podem ou não conter um sistema especial para a digitalização de filmes, onde se registra a luz transmitida e não a refletida. Este tipo de equipamento é mais indicado para a aquisição de imagens radiográficas, pois nos aparelhos que se utilizam da reflexão da luz existe uma distorção muito grande no processo, prejudicando a formação da imagem digital.

Para digitalização de uma mamografia, os valores da resolução espacial, bem como da quantização a serem empregados, devem estar diretamente relacionados com as características do filme e das estruturas pesquisadas. A resolução espacial na mamografia exerce grande influência na inspeção visual de especialistas, principalmente

na definição da relação das estruturas analisadas com malignidade ou benignidade (KARSSEMEIJER, 2003).

Os filmes constituem em uma das formas de registro da imagem mamográfica. Todos eles formam uma imagem através da absorção de energia do feixe de raios X, mas, várias técnicas são usadas para converter a distribuição de energia resultante em algo que possa ser visualizado pelo olho humano. Com o incremento tecnológico, a imagem radiográfica digital tornou-se uma realidade a partir do momento em que as primeiras radiografias convencionais com o uso de filme radiográfico foram digitalizadas e, a partir daí, armazenadas em formato digital em um computador.

Por sua vez, o processo de aquisição da imagem radiográfica digital é uma das etapas mais importantes para o seu processamento computacional, principalmente no caso dos esquemas CAD.

Os principais grupos de pesquisa que desenvolvem esquemas CAD na área da mamografia, utilizando a forma de digitalização de filmes mamográficos, têm empregado geralmente *scanners* cuja varredura é feita a laser, como os da linha Lumiscan (da antiga Lumisys, Inc. adquirida há alguns anos pela Eastman Kodak Company) (HANGIANDEROU; CONNOR; FELMLEE, 1998), (DAVIDSON , 2001). Devido, porém, à tecnologia empregada neste tipo de *scanner*, seu custo se torna muito elevado, o que é sua maior desvantagem. Alternativamente, outras equipes utilizam *scanners* com tecnologia CCD e fontes de luz branca, que possuem um custo bem menor, com características aceitáveis, segundo alguns autores (GLUCKMAN; REINSTEIN, 2000), (KENNETH, 2002), (GITLIN , 2002), (KANG , 2003), (BASSIGNANI , 2003), (CANNAVO, 2004), (ESCARPINATI; VIEIRA; SCHIABEL, 2004), (GOES; SCHIABEL, 2008)

Essas características devem ser muito bem observadas para se ter um esquema de processamento eficiente. Os níveis de cinza vão ser processados a fim de informarem o tamanho e localização da estrutura reconhecida. Da mesma forma, no processamento, o tamanho do *pixel* é muito importante, pois o tamanho das microcalcificações é dado em termos de números de *pixels* que as constituem. Se a digitalização não fornecer um tamanho suficientemente pequeno de *pixel*, algumas microcalcificações pequenas podem ser desprezadas e até mesmo desaparecer durante o pré-processamento (CHANG, 1997).

Por essa razão, conhecer as consequências do processo de digitalização em si sobre a resposta de esquemas de processamento das imagens mamográficas é fundamental para otimizar tanto o desempenho desses esquemas como o próprio método de aquisição da imagem digital.

4.1.1- Sistemas de registro da imagem

Diferentes tipos de sistemas de registro são usados no moderno diagnóstico radiológico. Todos eles formam uma imagem através da absorção de energia do feixe de raios X, mas várias técnicas são usadas para converter a distribuição de energia resultante em algo que possa ser visualizado pelo olho humano. O sucesso do diagnóstico mamográfico depende, sobretudo da percepção de estruturas de baixo contraste e da resolução de microcalcificações. É importante monitorar o contraste e a resolução do sistema sob condições clínicas.

O filme radiográfico é ainda o principal veículo de registro da imagem radiográfica. Sua sensibilidade à radiação X geralmente é muito baixa, o que significa que sua utilização, inclusive em função de regulamentação dada pela Portaria 453/98 do Ministério da Saúde (Portaria da Secretaria de Vigilância à Saúde 453), se faz juntamente com um écran reforçador, que transforma os raios X em luz visível captada pelo filme. No entanto, o uso do écran introduz 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. A resposta de um filme ou de uma combinação écran-filme à exposição de raios X é dada pela curva sensitométrica ou característica, que usa uma escala logarítmica para representar a exposição, como o exemplo da Figura 4.1. A análise da curva característica possibilita avaliar a capacidade de formação de imagem de um filme (ou écran/filme) oferecendo informações como contraste, velocidade e a faixa logarítmica de exposição que produz radiografias satisfatórias (DEZOTTI, 2003). Na mamografia, porém, os sistemas de registro são diferentes por apresentar características especiais para que produzam imagens de qualidade superior. O filme possui apenas uma camada de emulsão, é mais sensível, e seus grãos são de menor dimensão do que os encontrados em filmes convencionais. O écran reforçador utilizado na mamografia é diferente dos convencionais por ser

composto de elementos químicos que promovem menor borramento na imagem (WOLBARST, 1993).

Figura 4.1 – Diagrama da curva característica de um filme radiográfico

4.1.2 - A imagem digital em mamografia

No processo de digitalização da imagem mamográfica, definem-se fatores fundamentais para os processamentos em esquemas CAD, como as taxas de resolução (tanto espacial como de contraste). A etapa de aquisição digital compreende dois elementos principais: o sensor e o digitalizador.

Uma categoria importante de sensores trata da luz visível e infravermelha. Entre os mais frequentes utilizados na digitalização de imagens estão os microdensitômetros, tubos fotomultiplicadores (PMT) e os sensores CCD (MYLER; WEEKS, 1993). Um PMT é a combinação de um fotodiodo a vácuo e um multiplicador de elétrons colocados dentro do mesmo tubo. O fotodiodo capta os fótons incidentes através de um fotocátodo que promove a geração de elétrons através do efeito fotoelétrico. Os elétrons são acelerados para o anodo positivamente carregado gerando uma corrente elétrica. O multiplicador de elétrons amplifica o fluxo inicial desta corrente por meio de múltiplas emissões secundárias de elétrons. Os *scanners* que

utilizam os PMTs para a aquisição de imagens são mais sensíveis ao ultra violeta e à luz visível e também possuem algum tipo de mecanismo para movimentarem o filme durante a varredura (KHANNA N.; MIKKILINENI A. K., 2007)

Já as matrizes sensoras CCD são organizadas em dois principais arranjos geométricos: sensores por varredura de linhas e sensores de área. O primeiro tipo consiste numa linha de elementos fotossensíveis produzindo uma imagem bidimensional, através do movimento relativo entre a imagem e o detector. Por exemplo, sensores de varredura de linha são usados extensivamente em *scanners* de mesa. Os sensores de área são similares aos sensores de varredura por linha, exceto que os elementos fotossensíveis são arranjados em forma matricial. Sensores por varredura de linha com resolução variando de 256 a 4096 elementos são comuns. A resolução de sensores de área varia de no mínimo 32 x 32 elementos até 256 x 256 elementos para um sensor da resolução média. Dispositivos com maior resolução com 640 x 480 são facilmente encontrados e sensores com resolução da ordem de 1280 x 1024 elementos são também disponíveis comercialmente a preços relativamente altos. Sensores especiais que usam movimentos mecânicos de um circuito CCD para alcançar resolução da ordem de 2048 x 2048 elementos são disponíveis a altos preços. As matrizes CCD são tipicamente montadas como câmeras de TV.

Uma vantagem significativa dos sensores CCD é que eles podem ser operados a velocidades muito altas (digamos 1/10.000 s), além de apresentarem tamanho reduzido, menor consumo de energia, menor sensibilidade a efeitos de espalhamento, melhor resposta a mudanças na iluminação incidente e bom desempenho em condições de baixa iluminação (NERSISSIAN, D.Y. 2004). Entretanto, a tecnologia de fabricação dos sensores CCD é um tanto dispendiosa financeiramente e, além disso, não permite a inclusão de circuitos de controle na mesma pastilha semicondutora.

A digitalização de mamografias é uma etapa muito importante no processo de detecção das estruturas de interesse clínico. Para que os esquemas computacionais tenham sucesso, a digitalização deve seguir alguns critérios mínimos quanto à qualidade da imagem e do dispositivo digitalizador utilizado. Desta forma, a imagem digital pode representar com razoável fidelidade as informações presentes no filme original.

Há duas maneiras básicas de se obter um mamograma digital. A primeira e mais tradicional é a digitalização do filme mamográfico através de um *scanner*

específico para filmes. Os digitalizadores (*scanners*) são constituídos de uma fonte de luz, sensores de luz e dispositivos mecânicos para deslocar o filme e/ou sistema de iluminação/captação. A segunda é através da utilização de sistemas mamográficos digitais – que possuem no lugar do filme dispositivos eletrônicos sensíveis aos raios X que, juntamente com um conversor analógico/digital, transformam os fótons recebidos em informações digitais.

Os *scanners* podem operar de duas maneiras: a primeira delas consiste em captar através do sensor a intensidade de luz refletida do objeto; a segunda consiste na captação da intensidade de luz que atravessa o objeto, que é o princípio a ser utilizado na digitalização de filmes radiográficos. Eles possuem uma fonte de luz em forma de linha que varre o objeto a ser digitalizado, enquanto um sensor mede a quantidade de luz transmitida (caso a imagem esteja gravada em película, como nos mamogramas) em cada ponto. A luz é convertida em um sinal elétrico que é posteriormente digitalizado por um conversor A/D. Esses equipamentos normalmente utilizam tecnologias CCD, PMT ou laser.

4.2-Digitalizadores a Laser e CCD

Os digitalizadores com tecnologia a laser utilizam de um suporte a laser para converter uma imagem de filme radiográfico em dados de imagens digitais. O filme é transportado mecanicamente em uma direção ortogonal. Para um melhor entendimento deste tipo de equipamento, a Figura 4.2 ilustra a estrutura de um *scanner* laser Konica (Modelo KFDR-S) apresentada por (MEEDER, 1995). Os principais componentes destes *scanners* são: uma fonte emissora de luz laser (He-Ne), um sistema óptico que direciona o laser de forma a varrer linearmente a imagem, um sensor (normalmente o PMT) que capta a luz transmitida através do filme, um sistema mecânico responsável pela movimentação do filme através do sensor, e um sistema eletrônico que capta o sinal analógico na saída do sensor e o converte para a forma digital.

Figura 4.2 - Estrutura Básica dos componentes de um Scanner laser

Outros *scanners* a laser muito utilizados em radiologia são os da linha Lumiscan, produzidos pela Lumisys (agora adquirida pela KODAK). O Lumiscan50, que possui um sensor PMT com uma resolução espacial de 1140 *pixels* por linha e 8 ou 12 bits de quantização; o Lumiscan75, que também possui um sensor com tecnologia PMT com uma resolução espacial de 2048 *pixels* por linha e com uma quantização de 8 ou 12 bits; e o Lumiscan85, que apresenta uma característica especial, pois digitaliza somente filmes pequenos (específicos para mamografias), utiliza em sensor com tecnologia PMT e opera com uma resolução espacial de 5120 *pixels* por linha e uma quantização de 8 ou 12 bits.

Já os digitalizadores com sensores CCD utilizam fótons de luz que incidem no sensor proporcionando a liberação de certa quantidade de elétrons (proporcional à intensidade luminosa) ao entrar em contato com o material semicondutor que o compõe. Os elétrons captados são guardados em áreas de armazenamento para posterior transmissão das informações na forma de um sinal elétrico. Sua arquitetura é subdividida em uma região sensível e outra de armazenamento. No primeiro instante, o sensor recebe a informação luminosa do ambiente externo durante o tempo de exposição, que ativa a região sensível do sensor, liberando uma quantidade de elétrons coletados por cada elemento fotossensível. Estes elétrons são quantizados e repassados para a região de armazenamento do sensor e esta informação é repassada de forma serial para um registrador de saída, que envia um pulso elétrico com a informação quantizada

da região de armazenamento para um elemento processador, que fará a digitalização deste sinal analógico. Esta operação é ilustrada na Figura 4.3 para um sensor CCD retangular e outro linear (ERHARDT-FERRON, 2000).

Figura 4.3 - Sensibilização, armazenamento e deslocamento da imagem em CCDs. (Erhardt-Ferron)

Apesar dos avanços alcançados nesta tecnologia, sensores CCD ainda sofrem com um problema de super-saturação (*blooming*) de seus elementos sensitivos.

O número de CCDs existentes na captura à medida em que o leitor se move determina as resoluções ópticas horizontal e vertical do equipamento. Atualmente, a maior parte dos bons *scanners* de mesa oferece entre 600 X 600 dpi e 1200 X 1200 dpi de resolução óptica (desconsiderando a resolução interpolada, pois ela desfoca a imagem). Alguns fabricantes anunciam a resolução do seu *scanner* baseando-se na resolução interpolada, ao invés da resolução óptica (real).

Normalmente os *scanners* com recurso para a digitalização de filme utilizam um processo bem interessante para atribuir valores aos *pixels* da imagem digitalizada. Tal processo consiste no cálculo da densidade ótica (DO) do filme naquele ponto. Ou seja, o aparelho, através da relação entre a intensidade de luz inicial e da intensidade da luz final (após ser transmitida pelo filme), determina a DO naquele ponto. Como os valores de DO variam entre 0,0 (translucidez total) e 4,0 (opacidade total), tal valor é então multiplicado por 1000 e atribuído ao *pixel*, garantindo ao *pixel* um valor inteiro. O que varia muito de aparelho para aparelho é a faixa de densidade ótica que o sensor é capaz de captar e também a variação dessa densidade.

Vários autores (HANGIANDEROU; CONNOR; FELMLEE, 1998) (DAVIDSON, 2001), indicam os *scanners* com fonte de luz laser para a digitalização de filmes como sendo os dispositivos mais eficiente para a aquisição de imagens radiográficas, em razão da qualidade da imagem e das altas taxas de resolução alcançadas por estes sistemas. A grande vantagem de usar o laser como uma fonte de luz é que este permite uma maior produção de fótons, sendo que todos possuem o mesmo comprimento de onda, além de a luz ser coerente.

Yin (YIN, 1992) fez um estudo do digitalizador a laser e determinou sua curva característica. A resolução espacial do digitalizador a laser foi caracterizada utilizando a função de transferência de modulação (FTM). Para a análise de ruído, os autores compararam o espectro de Wiener de amostras de filmes uniformemente expostas antes e depois da digitalização e os resultados mostraram que a curva característica do digitalizador a laser era linear.

Avaliações prévias concluíram que os digitalizadores com tecnologia CCD não foram capazes de operar confiavelmente em faixas de densidade ótica que cheguem a 3,0 e o digitalizador a laser apresentou um resultado superior, com imagens de melhor qualidade (DAVIDSON, 2001).

Num comparativo realizado por Hangianderou, Connor e Felmlee (HANGIANDEROU; CONNOR; FELMLEE, 1998) entre um *scanner* a laser, um *scanner* com tecnologia CCD e duas câmeras digitais em relação à qualidade da imagem, as imagens obtidas pelos dois *scanners* tiveram a preferência dos radiologistas. Analisando o contraste obtido pelos quatro equipamentos, o *scanner* a laser revelou a curva sensiométrica mais perfeita, mas forneceu valores maiores que os ideais nas regiões de maior densidade.

Baruffaldi *et al* (BARUFFALDI *et al*, 2001) realizou uma análise das propriedades de três *scanners* com tecnologia CCD: mod. Vidar VXR 12, mod. Epson GT-12000 e um outro mod. Umax Power Look II. Os autores levaram em consideração: curva característica, intervalo da DO útil em relação ao ruído, repetibilidade, função de transferência de modulação (FTM) e distorção geométrica. Analisando-se as características em potencial e as limitações de cada *scanner*, uma deficiência importante notada deste tipo de equipamento deriva da instabilidade e do ruído dos detectores CCD afetando principalmente o intervalo de DO útil para regiões mais escuras dos filmes

radiografados. Portanto, o sistema mais adequado para cada usuário depende qual o tipo de decisão clínica que será realizada após a inspeção das imagens digitalizadas.

Um estudo comparativo de digitalizadores foi realizado por Gluckman e Reintein (GLUCKMAN; REINSTEIN, 2002), os *scanners* utilizados para a respectiva avaliação foram dois com tecnologia CCD (mod. Howtek MultiRAD 460 e mod. Vidar VXR-16) e um outro *scanner* a laser (mod. Lumiscan 75). Para realizar a análise, foi utilizado um densitômetro calibrado. A resposta alcançada pelo densitômetro e pelos digitalizadores foi caracterizada pela dose necessária para atingir a densidade ótica de 1.0, possibilitando considerar o *scanner* Howtek como o de maior sensibilidade. Quanto ao ruído, verificou-se que o Howtek apresentou um nível quatro vezes melhor em relação ao Vidar e duas vezes melhor em relação ao Lumiscan, e, conseqüentemente, melhor relação sinal-ruído. Além disso, o *scanner* com tecnologia a laser apresentou aparente artefato de interferência limitando severamente a região de baixas DOs, sendo assim, considerou-se, o digitalizador Howtek como o de melhor desempenho para dosimetria de filme.

Outro estudo realizado por Gitlin (GITLIN, 2002) determinou a diferença entre a precisão na interpretação da imagem digitalizada em um *scanner* com tecnologia CCD mod. Vidar - Sierra Plus e um *scanner* a laser Lumiscan 75. Para os testes, os autores selecionaram 120 exames radiográficos da região do tórax, de extremidades e abdômem. Todos os casos tinham uma alta taxa de dificuldade diagnóstica. Todos os filmes foram digitalizados pelos dois *scanners*. Quatro radiologistas participaram do estudo interpretando cada um dos 120 casos fazendo a leitura das imagens apenas uma vez. Os dados coletados incluíam a percepção da qualidade da imagem, dificuldade diagnóstica e segurança na interpretação. Os resultados preliminares mostraram que não existe diferença significativa na qualidade das imagens digitalizadas. Tal conclusão foi ressaltada pelo resultado da curva ROC gerada de cada digitalizador: os dados do digitalizador a laser produziram curva com um Az de 0,8527, enquanto que para as imagens digitalizadas pelo digitalizador CCD, o Az foi de 0,8481.

Trabalho anterior de nosso grupo (ESCARPINATI; VIEIRA; SCHIABEL, 2002) comparou a curva característica de filmes convencionais mamográficos em três *scanners*, dois a laser e um CCD. Para todos os *scanners* houve diferença entre a curva característica ideal e a curva medida.

Um estudo envolvendo um digitalizador a laser (Lumiscan 75) e um CCD (Vidar Sierra Plus) foi realizado por Kenneth (KENNETH, 2002). Seus estudos foram conduzidos na observação de vários radiologistas qualificados para interpretar diversas radiografias, a fim de comparar as imagens digitalizadas em ambos os equipamentos. Não foi avaliada a performance dos digitalizadores e sim a opinião dos radiologistas ao avaliar o diagnóstico. Os critérios para seleção dos filmes eram a aplicabilidades clínica e a qualidade das radiografias. Os autores concluíram que o digitalizador a laser fornece uma alta qualidade da imagem, mas os digitalizadores baseados em CCD também permitem atrair um diagnóstico equivalente. Além disso, os digitalizadores CCD são menos caros, embora este estudo estivesse limitado a dois modelos específicos de digitalizadores.

Kang (KANG *et al*, 2003) avaliaram a qualidade da imagem de acordo com as características de resolução espacial e resolução de contraste, com base em um digitalizador a laser (Modelo 2905, Array Corp., Japan) e um outro com tecnologia CCD para digitalização de filmes radiográficos (SEDAS Media Film Scanner Kodak, Japan). Como conclusões, destacaram não ter havido diferença significativa na resolução espacial de ambos os digitalizadores e, quanto ao contraste, o digitalizador com tecnologia CCD trouxe um aumento significativo na intensidade de nível de cinza na imagem em comparação ao laser. Devido ao custo do digitalizador a laser ser extremamente maior, uma solução seria substituir esse digitalizador por um, por exemplo, com tecnologia baseada em CCD.

Bassignani *et al* (BASSIGNANI, 2003) fez um estudo sobre o método mais simples para conversão de imagens analógicas para imagens digitais sem subsequente perda de precisão diagnóstica. Os autores haviam decidido converter para imagens digitais os arquivos de radiologia do instituto onde eles trabalhavam. Selecionaram aleatoriamente vinte radiografias de tórax demonstrando doença intersticial de pulmão e compararam com vinte radiografias controle de pacientes saudáveis. Foi utilizado um *scanner* de mesa com adaptador de transparência (Expression 836XL; Epson) para digitalização das radiografias. Os mesmos filmes foram então digitalizados com um *scanner* a laser (Lumisys 75; Kodak). Cada caso foi composto de uma radiografia original e uma imagem de cada *scanner*, num total de 120 imagens. As radiografias convencionais foram visualizadas em negastoscópio com uma máscara encobrindo as áreas de tecido mole e as imagens digitais foram visualizadas em um computador.

Foram selecionados três radiologistas com experiência em imagens de tórax para analisar as imagens e responder um questionário. Como resultados, os autores verificaram que não houve diferença significativa na precisão diagnóstica entre o filme analógico e as imagens do *scanner* de mesa, mas houve diferença entre estes dois grupos e as imagens do *scanner* a laser. A precisão para as imagens convencionais foi de 97%, para as imagens do *scanner* de mesa foi de 94% e para as imagens do *scanner* a laser foi de 89%. Os autores concluíram que um *scanner* adaptado com leitor de transparência proporciona imagens para um diagnóstico preciso, sendo um modo simples e econômico para converter imagens convencionais para digitais.

Javadi (JAVADI *et al*, 2006) realizaram um estudo comparativo para analisar a eficiência de câmeras digitais modernas e digitalizadores de filmes capturando imagens de tórax em um sistema de vigilância em pneumonia. Constataram-se que não houve diferenças significativas estatisticamente em relação aos parâmetros de sensibilidade, especificidade e curva ROC entre os dois procedimentos. A metodologia adotada foi apenas de análise comparativa dos radiologistas e com isto os autores afirmaram que o resultado da câmera digital não comprometeu na detecção, o que faz desta tecnologia uma alternativa acessível até mesmo para uso clínico onde as condições são dificultadas, visto que o seu custo é, no mínimo, três vezes menor que o de um digitalizador de filmes.

Um estudo sobre o *scanner* mod. Epson Pro 1680 Expression referente à dosimetria do filme (usando o modelo de filme EBT) , específico para radioterapia IMRT (Intensity Modulated Radiotherapy) foi desenvolvido por PAELINCK *et al* (PAELINCK *et al*, 2006). Neste estudo levaram em consideração: uniformidade do campo de digitalização e a acurácia do filme. Para avaliação do filme foi utilizada a subtração entre as DO de um filme não irradiado e de um filme irradiado. A metodologia correspondeu a digitalizações consecutivas, verificando se que a primeira apresentou DOs 1% maiores em relação às demais devido ao efeito de aquecimento da lâmpada do digitalizador. Usando uma matriz de correção, foi possível corrigir a não-uniformidade da resposta do *scanner*. Assim, a concordância com o detector foi de 2,5%, constatando a eficácia deste tipo de *scanner* para a realização da dosimetria do filme com acurácia, desde que sejam levadas em consideração todas as devidas precauções e correções efetuadas naquele trabalho.

Em um estudo publicado por Wilcox (WILCOX; DASKALOV; NEDALKOVA; 2007) fizeram uma comparação entre dois *scanners* de mesa com adaptador de transparência mod. Epson - Expression 1680 e um mod. Vidar, utilizando técnicas de tratamento de radioterapia IMRT. Para o estudo avaliaram as distribuições de dose em um *phantom* específico por meio de dois filmes próprios de IMRT (EDR2 e EBT). O digitalizador mod. Vidar trouxe uma melhor acurácia no resultado referente ao filme EDR2. Devido ao mecanismo deste equipamento fazer com que o filme se movimente, interferiu no resultado do filme EBT, causando artefatos. O problema é devido à variação da proporção de luz incidente que é refletida pela superfície do filme. O sistema de digitalização do *scanner* da Epson utiliza o filme imobilizado durante a varredura, o que evita interferência no resultado, evidenciando assim um melhor desempenho.

Segundo González-López (GONZÁLEZ-LÓPEZ, 2007), uma limitação no intervalo de DO para *scanners* usados em dosimetria de filme é devida à saturação e ao ruído. Este efeito conduz à degradação da SNR (Relação Sinal Ruído) para altas DOs. Neste estudo, as características de ruído e saturação são medidas para um digitalizador de filmes mod. Microtek ScanMaker 9800 XL. Os resultados encontrados impõem limites para os valores de densidade ótica que o sistema pode gerenciar, preservando as incertezas pré-definidas e, assim, possibilitando considerar o Microtek útil nas aplicações que envolvem filmes radiográficos e de dosimetria. A análise foi centrada no digitalizador e deve ser complementada com a análise do filme a ser utilizado.

Tourassi, Harrawood e Floyd (TOURASSI, HARRAWOOD, FLOYD; 2007) realizaram uma avaliação de um esquema CAD em mamografia. Para os testes utilizaram duas bases de dados conhecidas adquiridas por dois digitalizadores – um Howtek e um Lumisys. Três experimentos foram realizados: avaliação do esquema CAD em cada base independentemente; uma outra com uma base conhecida e uma última com imagens misturadas. O desempenho do sistema foi semelhante para os dois *scanners*, o que pode ser comprovado através do resultado da curva ROC gerada. O *scanner* da Lumisys produziu uma curva com um Az de 0,87, enquanto que para as imagens digitalizadas pelo digitalizador Howtek o Az foi de 0,86.

No trabalho de Goes e Schiabel (GOES; SCHIABEL, 2008) foi realizada uma comparação no processamento de imagens mamográficas adquiridas no *scanner* a laser (Lumiscan50) e no *scanner* convencional com adaptador para a digitalização de filmes

(Umax mod. Power Look 1120). Por meio de uma análise estatística, verificou-se que o *scanner* CCD produz um aumento acentuado na intensidade (nível de cinza) na imagem digitalizada em relação à imagem original, verificando então, uma influência no resultado para uma posterior técnica de processamento utilizada.

4.3 - Digitalização: Amostragem e Quantização

Uma imagem digital é a representação de uma cena por meio de pontos, onde cada ponto corresponde a uma área da cena com uma determinada intensidade de cor. Assim, uma imagem é uma função bidimensional da intensidade da luz que pode ser representada por $f(x, y)$. Os valores x e y são coordenadas espaciais referentes à altura e largura e o valor de f é proporcional ao nível de cinza daquela imagem naquele ponto (x, y) , essa representação espacial é chamada de amostragem (GONZALEZ; WOODS, 2002).

A amostragem é o processo que permite a retenção de um conjunto finito de valores discretos dos sinais analógicos. Como um sinal analógico é contínuo no tempo e em amplitude, contém um número infinito de valores, dificultando o seu processamento pelo computador (CARVALHO, 2003). A Figura 4.4 mostra um exemplo do processo de amostragem.

Figura 4.4 – O Processo de Amostragem

Outro aspecto a ser considerado é a representação da intensidade de cinza, ou seja, a quantização. Como os computadores funcionam em sistemas binários, a representação de resolução em profundidade de cor é realizada da seguinte maneira: Imagem em preto em branco: $2^1 - [0\ 1]$ (1 bit) ; Imagem com 4 níveis de cor: $2^2 - [01\ 10\ 00\ 11]$ (2 bits), e assim sucessivamente (CARVALHO, 2003).

Conforme discutido no tópico anterior, o sinal gerado pelos CCDs é digitalizado por meio de um conversor A/D. A quantidade de sensores define o número máximo de sinais amostrados. Cada elemento amostrado recebe um valor binário que corresponde à intensidade do sinal (luz) recebido, ou seja, o nível de cinza da imagem. Para cada amostra (*pixel*) deve estar associada tom de cinza, de modo a formar uma imagem. Como o sinal foi digitalizado, cada nível de intensidade é convertido em um valor binário correspondente (GONZALEZ; WOODS, 2002). Quando maior o número de bits do conversor A/D, maior o número de níveis lógicos possíveis para discretizar a intensidade do sinal. Assim, o nível de quantização de uma imagem, ajustada pelo número de bits do conversor A/D, defini o número de níveis de cinza. Quanto maior a quantização, melhor a qualidade da imagem. A Figura 4.5 mostra um exemplo de uma imagem sendo formada pelo processo de digitalização (GONZALEZ; WOODS, 2002).

Figura 4.5 – Amostragem e Quantização

4.3- Considerações finais

Este capítulo teve como objetivo detalhar o processo de aquisição de imagens mamográficas, através da digitalização do filme mamográfico com a utilização de *scanners*, visto que a etapa de aquisição de imagens é uma das – ou talvez a – mais importante em um esquema CAD.

A partir das afirmações acima, a pesquisa desenvolvida propõe-se a fazer uma avaliação das características do processo de aquisição de imagens e seus efeitos num esquema de processamento digital. A metodologia utilizada para o desenvolvimento da avaliação e os resultados obtidos será apresentada nos capítulos a seguir.

CAPÍTULO 5 – TÉCNICAS PARA AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DOS DIGITALIZADORES

5.1 – Materiais e Métodos

O objetivo principal deste trabalho foi realizar uma análise comparativa do processo de aquisição da imagem mamográfica digitalizada e desenvolver um programa de pré-processamento específico para ajustar os níveis de cinza referentes às eventuais degradações que o digitalizador possa impor no processo. Isso é necessário e importante porque se objetiva nesse projeto que os dados obtidos sejam independentes da digitalização e, ao mesmo tempo, permitam que diferentes tipos de *scanners* comerciais possam ser usados – e não apenas alguns específicos, como os *scanners* a laser, que são extremamente caros comparados com diversos *scanners* “ópticos”.

Desse modo, uma das tarefas da metodologia está na análise do comportamento de diferentes digitalizadores de filmes radiográficos e sua categorização em função da tecnologia empregada. Nesse caso, serão considerados três modelos:

- Com fonte de luz branca e sensor CCD, utilizando adaptadores de transparência, a partir de sistemas de menor custo;

- Com princípio similar ao modelo anterior, porém com mecanismo de varredura mais sofisticado (fonte de luz e sensor estáticos enquanto o filme é deslocado durante o processo de varredura), com recursos exclusivos de leitura por transmissão para digitalização de filmes, e, consequentemente, de custo mais elevado;
- Com sistema mecânico de movimentação de filme similar ao anterior, mas com varredura a laser.

A primeira etapa do projeto consistiu na seleção de digitalizadores com adaptador para transparência que reunissem as melhores características físicas. Tal análise focou-se na identificação de características fundamentais dos modelos referenciados acima, principalmente no que se refere a: curva característica, resolução espacial e resolução de contraste.

É importante frisar que, embora a maioria dos digitalizadores destinados à varredura de filmes mamográficos tenha resoluções de contraste de, no mínimo, 12 bits (ou seja, são capazes de converter os níveis de densidade óptica da imagem em até cerca de, pelo menos, 4000 níveis de cinza), o que definirá efetivamente essa capacidade é a sensibilidade do equipamento em termos da faixa de densidades ópticas coberta pelo sistema eletrônico interno. Isso significa dizer que um digitalizador que opere em 12 bits de resolução de contraste não necessariamente produzirá na imagem uma faixa de níveis de cinza indo de 0 a 4095, a não ser que seja sensível a variações de densidade óptica de 0,0 a 4,0. Além disso, normalmente a faixa de densidades coberta pelo sistema é calibrada de tal modo que a conversão seja feita na relação 1:1000, ou seja, cada valor de densidade identificado no filme seja multiplicado por 1000 para determinação do nível de cinza correspondente na imagem digital, conforme explicado no capítulo anterior.

Nesse âmbito, um importante procedimento a ser implementado é uma rotina que possibilite levantamento de dados relevantes sobre o comportamento da processadora e do filme, como a curva característica, utilizando o próprio digitalizador como instrumento de medida. O desempenho do sistema de digitalização no processo proposto é de extrema importância, pois a confiabilidade da resposta dada pelo sistema está diretamente relacionada com a qualidade da imagem digital que, por sua vez, depende do sistema de digitalização. Quando a imagem é adquirida indiretamente, ou

seja, digitalizada por um *scanner* específico para digitalização de filmes, deve-se investigar a qualidade deste equipamento.

Neste trabalho foram levantados:

- **Curva característica do digitalizador:** é a curva que relacionará o valor do *pixel* atribuído a uma região em relação à densidade óptica do filme referente à mesma região. Por essas razões, investigar a curva característica dos diversos sistemas é fundamental para caracterizá-los. Isso deve ser feito pelo método clássico de sensitometria, em que um filme é sensibilizado em diferentes graus de exposição, o que gera uma imagem de uma “escada” de diferentes valores de densidade óptica, após a revelação. A imagem da “escada” pode ser produzida por meio de emprego de um sensitômetro calibrado (que gera variações conhecidas de exposição no filme) ou usando um aparelho radiográfico calibrado (HAUS *et al.*, 1977). As regiões do filme com diferentes graus de escurecimento gerados pelos diferentes níveis de exposição são lidas por um densitômetro calibrado. Sensitômetros comerciais – como o mod. X-Rite 334, da Victoreen, disponível em nosso laboratório – normalmente sensibilizam os filmes em 21 faixas diferentes, com variações de 0,15 do log da exposição e com uma taxa máxima de erro de aproximadamente 0,02 ou 1%. A leitura do valor correto de densidade óptica registrado em cada uma das regiões permite relacioná-lo ao valor de exposição utilizado na sensibilização do filme, gerando, então, a curva característica, ou sensitométrica.
- **Ruído do Equipamento:** obtido através do espectro de Wiener. De acordo com a literatura (ALBUQUERQUE, 2001), o espectro de Wiener, também conhecido como Noise Power Spectrum (NPS), é o melhor descritor genérico do ruído de um sistema de imagem. A medida de ruído é de extrema importância, pois serve como parâmetro de entrada para um algoritmo de pré-processamento que visa uniformizar as imagens digitais. Em mamografia, o ruído pode significar um grande empecilho na observação de microcalcificações, visto que apresenta uma característica muito semelhante a estas.

- **Reprodutibilidade:** avalia se um dispositivo usado para capturar uma imagem digital pode ser confiável em digitalizações subsequentes.
- **Distorção Geométrica:** decorrentes das distorções entre a imagem digitalizada e a imagem original. As consequências práticas de tais distorções são as modificações dos tamanhos relativos e formas da imagem, particularmente para maiores áreas de visualização ou grandes ângulos de deflexão. As distorções geométricas podem ser quantificadas em termos da angulação espacial ou do deslocamento bidimensional num teste padrão geométrico, podendo ser expresso em *pixels*, dimensões espaciais ou por diferenças nas direções horizontais e verticais

5.2 – Método para avaliar a resolução de contraste e automatizar a digitalização

Nessa etapa do trabalho foram investigados os seguintes equipamentos:

(a) Digitalizadores com fonte de luz branca e CCD, utilizando adaptadores de transparência, a partir de sistemas de menor custo (cerca de U\$ 1 mil); existem várias marcas e modelos no mercado, sendo que para o presente projeto foram selecionados os seguintes modelos:

- UMAX - Mod.PowerLook 1120;
- Epson- Mod. Perfection V750-M PRO;
- Microteck- ScanMaker 1000XL

(b) Digitalizador com princípio similar aos modelos anteriores, porém mais sofisticado, com recursos exclusivos de varredura por transmissão, para digitalização de filmes (de custo mais elevado, cerca de U\$ 20 mil):

- VIDAR – Mod. Diagnostic Pro (próprio para digitalização de mamografias);

(c) Com varredura a laser (custo entre U\$ 25 mil e U\$ 30 mil):

- Lumiscan 50 (Lumisys, Kodak);
- Lumiscan 75 (Lumisys, Kodak).

A Tabela 5.1 apresenta as características referentes aos *scanners* que foram estudados.

Tabela 5.1 - Características específicas referentes aos *scanners* estudados

	Lumiscan 50	Lumiscan 75	UMAX Power Look 1120	Epson Perfection V750-M Pro	VIDAR Diagnostic Pro	Microteck Scan Maker 1000XL
Dens. Óptica Máx.	3,6	3,8	3,7	4,0	4,0	4,0
Resolução Contraste Máx.	12 bits	12 bits	8 e 14 bits interpolados	8 ou 16 bits	8 ou 12 bits 16 bits interpolados	8 ou 16 bits
Resolução Espacial Máx.	158µm	88 µm	42µm 9600dpi interpolada	42µm 9600dpi interpolada	44 µm	85µm

Os testes com os digitalizadores assumem um papel de extrema importância para a utilização do sistema proposto. Desta forma, devem-se conhecer as características dos *scanners* utilizados no processo de digitalização das imagens e, como consequência, este processo deve ajudar na correção das prováveis distorções que os equipamentos possam nela gerar. Para isto, foi desenvolvido um sistema que tem como objetivo automatizar a digitalização de acordo com a curva característica do digitalizador.

O sistema foi desenvolvido utilizando a linguagem de programação Borland Delphi® 7.0. Através da Figura 5.1 é possível visualizar a tela onde o usuário opera a digitalização das imagens.

Figura 5.1 - Interface de comunicação do sistema desenvolvido para os scanners

Na prática, esse *software* corresponde ao necessário para a digitalização de qualquer imagem por qualquer um dos digitalizadores avaliados. Em outras palavras, ele possibilita a digitalização das imagens por qualquer um desses digitalizadores, sem a necessidade de utilização de *softwares* proprietários (livres ou não), que tenham sido disponibilizados pelo fabricante na compra do equipamento.

A interface de comunicação foi desenvolvida de forma simples para tornar o processo de fácil usabilidade. Quando o usuário seleciona “digitalizar”, é apresentada uma janela com a opção para escolher o equipamento. Para realizar a comunicação, é utilizado um componente chamado TWAIN, o qual define um protocolo de *software* padrão e uma interface para programação de aplicativos (API) de comunicação entre aplicativos e dispositivos para a obtenção de imagens. Tal componente realiza chamadas da biblioteca Twain, carregando propriedades, no caso, LibraryLoaded. Após carregar a biblioteca, o principal módulo do Twain – o gerenciador de arquivos – deverá ser carregado, ativando, em seguida, a chamada de eventos necessária como, por exemplo, adquirir uma imagem, cancelar uma digitalização, carregar um arquivo na memória.

A seleção do digitalizador se dá através de *drivers* instalados, ou seja, todos os *scanners* instalados na máquina são apresentados para o usuário para que ele possa escolher então o equipamento que vai ser utilizado. A partir daí, o *software* estabelece a comunicação utilizando os *drivers* dos equipamentos que, por sua vez, são instalados, podendo-se adicionar quantos equipamentos sejam necessários. Caso não haja nenhum *driver* instalado na máquina, encerra-se o programa.

A interface não permite ao usuário configurar opções de digitalização, mantendo o que foi previamente negociado como configuração, ou seja, resolução de contraste e resolução espacial de cada equipamento. E tal configuração foi estabelecida a partir das avaliações dos digitalizadores. O valor de 300 dpi de resolução espacial foi definido como padrão inicial (*default*) para todos os equipamentos com fonte de luz branca e CCD e para os equipamentos com tecnologia a laser foi definido 158 μm para o Lumiscan 50 e 88 μm para o Lumiscan 75; já a resolução de contraste foi definida de acordo com o processo de aquisição da imagem utilizado por cada equipamento: 12 bits para os *scanners* Vidar e os da linha Lumiscan, 14 bits para o *scanner* Umax PowerLook 1120 e 16 bits para os *scanners* Epson e Microteck. A imagem adquirida é arquivada provisoriamente na memória do sistema computacional associado e, posteriormente, pode ser salva como um arquivo TIFF.

Para o usuário, a imagem originalmente digitalizada aparece automaticamente na tela do *software* implementado. Ao lado dessa primeira, aparece uma segunda imagem, correspondente à original, porém “corrigida” em níveis de cinza de acordo com a curva característica do *scanner* escolhido, o qual será discutido no decorrer deste mesmo capítulo.

Ao estabelecer a curva referente a cada *scanner*, foi necessário implementar um processo antes da digitalização, isto é, a definição de um *default* de cada equipamento, conforme descrito um pouco acima. O problema relacionado a essa questão é que, dependendo das escolhas do usuário, todas as configurações de cada digitalização podem ser alteradas (ajustes de brilho e contraste, por exemplo). Por isso, no desenvolvimento do *software* em discussão, trabalhou-se de modo que toda a rotina equivalente a esse processo esteja embutida, tornando-a inacessível para o usuário, o que permite, então, uma padronização do processo de aquisição da mamografia digitalizada.

Para corrigir a curva característica do digitalizador foi implementado o algoritmo para “corrigir” a imagem, que funciona a partir da digitalização da imagem de calibração. Para programar esse procedimento, foi feita uma investigação comparativa para uma prévia avaliação sobre aspectos de digitalização de imagens mamográficas – sobretudo quanto às propriedades e características dos digitalizadores e *softwares* gerenciadores para a aquisição da imagem digitalizada. A Figura 5.2 apresenta um esquema em forma de diagrama de blocos, mostrando as etapas de operação desse *software* desenvolvido.

Figura 5.2- Diagrama de Blocos demonstrando as etapas do *software* desenvolvido

5.2.1 - Levantamento das curvas características dos digitalizadores

É obtida então, a curva característica do filme com o uso de um sensitômetro e um densitômetro calibrados. Com isso, determina-se a relação entre a densidade óptica e a exposição que atinge o filme. Na Figura 5.3 pode ser visualizado um exemplo de um filme sensibilizado com o sensitômetro comercial utilizado no presente trabalho.

Figura 5.3 - Filme mamográfico sensibilizado pelo sensitômetro, utilizando o aparelho Mod. X-Rite 334 (Nuclear Associates, Inc).

Uma vez exposto desse modo, o filme radiográfico é submetido a um densitômetro, que mede as densidades ópticas através de uma varredura sobre a região do filme que foi sensibilizado com 21 passos de exposição. Dessa forma, as densidades ópticas correspondentes a cada exposição diferente são obtidas, o que possibilita o levantamento da curva característica.

Foram testados alguns conjuntos de filmes mamográficos de alta qualidade adquiridos de diferentes fabricantes: Agfa (mod HDR-C Plus), Kodak (mod. MinR-S) e Fuji (mod. HR-U 30). Três diferentes películas de cada modelo foram sensibilizadas e,

em seguida, reveladas em reveladora Kodak. Após todos os filmes serem sensibilizados, utilizou-se o densitômetro calibrado (modelo X- Rite 334, Nuclear Associates) para medir as DOs referentes aos filmes. Então, foram feitas as leituras dos valores de DO de cada uma das 21 regiões de cada filme. A taxa máxima de erro do densitômetro utilizado é de 0,02. Foram medidos os valores de DO de cada região para cada filme 3 vezes e isso possibilitou o levantamento da curva característica de referência. Os valores médios resultantes dessas medidas estão na Tabela 5.2. Deve-se registrar aqui que as avaliações efetuadas a partir da leitura das 21 regiões sensibilizadas nos filmes mostraram que foram desprezíveis as variações detectadas na medição dos valores para cada região, sendo que as DOs dos filmes de mesma marca não apresentaram variações e, quando comparados com os filmes de outras marcas, as variações foram irrelevantes.

Tabela 5.2 – Exemplos das leituras efetuadas nos filmes utilizados referentes às DOs por região sensibilizada na sensitometria

FILME KODAK (MinR-S)	Medições			Média
Regiões de sensibilização				
1	0,21	0,20	0,21	0,21
2	0,22	0,21	0,21	0,21
3	0,23	0,22	0,22	0,22
4	0,24	0,27	0,22	0,24
5	0,37	0,35	0,36	0,36
6	0,54	0,53	0,54	0,54
7	0,87	0,87	0,87	0,87
8	1,51	1,51	1,51	1,51
9	2,16	2,15	2,17	2,16
10	2,65	2,64	2,62	2,64
11	3,06	3,06	3,04	3,05
12	3,35	3,36	3,33	3,35
13	3,57	3,57	3,57	3,57
14	3,71	3,70	3,70	3,70
15	3,80	3,80	3,80	3,80
16	3,88	3,88	3,88	3,88
17	3,92	3,93	3,92	3,92
18	3,97	3,95	3,96	3,96
19	3,98	3,94	3,98	3,97
20	3,99	3,99	3,99	3,99
21	4,00	3,99	4,00	4,00

FILME AGFA (HDR-C Plus)	Medições			Média
Regiões de sensibilização				
1	0,23	0,23	0,23	0,23
2	0,23	0,24	0,24	0,24
3	0,25	0,25	0,25	0,25
4	0,25	0,26	0,25	0,25
5	0,38	0,38	0,4	0,39
6	0,57	0,58	0,57	0,57
7	0,9	1,08	0,9	0,96
8	1,4	1,41	1,4	1,40
9	2,1	2,1	2,1	2,10
10	2,5	2,5	2,5	2,50
11	3,2	3,28	3,22	3,23
12	3,3	3,5	3,6	3,47
13	3,4	3,5	3,4	3,43
14	3,84	3,84	3,8	3,83
15	3,9	3,99	3,99	3,96
16	3,9	3,9	3,9	3,90
17	4,1	4,18	4,19	4,16
18	4,2	4,24	4,19	4,21
19	4,26	4,2	4,31	4,26
20	4,3	4,3	4,39	4,33
21	4,3	4,3	4,3	4,30

O levantamento da curva característica utilizada como referencial nessa etapa do trabalho correspondeu à determinação da relação entre as densidades ópticas medidas para cada uma das 21 regiões e a exposição aplicada. Cabe lembrar aqui novamente que os digitalizadores específicos para filmes (como é o caso dos digitalizadores a laser e de alguns digitalizadores ópticos) se utilizam do mesmo princípio do cálculo de densidade óptica. O valor atribuído ao *pixel* na digitalização da imagem por esses aparelhos é dado por $(\log \frac{I_0}{I_t} * 1000)$, onde I_0 é a intensidade de luz que atinge o filme e I_t é a intensidade de luz por ele transmitida naquele ponto.

Cabe lembrar que esse cálculo é específico para digitalizadores que operam com resolução de contraste de 12 bits (pouco mais de 4000 níveis de cinza). Este processo consiste no cálculo da densidade óptica do filme naquele ponto, ou seja, o aparelho através da intensidade de luz inicial e da intensidade da luz final (após ser transmitida pelo filme) determina a DO naquele ponto. Como os valores variam entre 0,0 (translucidez total) e cerca de 4,0 (opacidade total), tal valor é multiplicado por 1000 e atribuído ao *pixel*, garantindo-lhe um valor inteiro. O que vai diferenciar um equipamento do outro é a sensibilidade do tipo de sensor utilizado a variações da DO e também à faixa de DO que o sensor abrange, além, claro, da resolução de contraste do equipamento (sistemas de 16 bits, obviamente, produzirão variações que podem ir até cerca de pouco mais de 65000 níveis de cinza).

Uma vez definida a curva característica do filme, foi necessário conhecer a curva característica de cada equipamento. Para isso, digitalizou-se várias vezes uma mesma imagem do filme no mesmo digitalizador de maneiras diferentes, o que permitiu identificar as variações de intensidade na escala produzida pelo sensitômetro.

Uma vez identificada cada região da sensitometria, foi calculada a média dos *pixels* de uma área de aproximadamente 1 cm². Para o cálculo, foi utilizado o *software ImageJ*, que permitiu exibir o histograma e utilizar informações pertencentes à imagem como: média dos *pixels* da região selecionada; quantidade de *pixels* e desvio padrão. Desta forma, foi possível analisar a variação dos valores de *pixels* de uma região para diferentes digitalizações e, assim, determinar qual a variação na precisão dos digitalizadores. Como resultado, verificou-se também que a mesma imagem registrava variações desprezíveis para cada digitalização. Este mesmo processo foi repetido para

cada *scanner* para levantamento de sua respectiva curva característica. A Tabela 5.3 mostra os dados referentes a essa avaliação.

Tabela 5.3 - Variações de intensidade existentes na escala produzidas pelo sensímetro através de três digitalizações da mesma imagem no digitalizador mod. Vidar Diagnostic Pro

21 Passos de Exp.	1- Níveis de Cinza Scanner	2-Níveis de Cinza Scanner	3-Níveis de Cinza Scanner	Média	Desvio padrão	Desvio na média	Erro propagado
1	241,0	241,0	241,0	241,0	0,0	0,0	0,02
2	240,0	240,0	240,0	240,0	0,0	0,0	0,02
3	238,0	238,0	238,0	238,0	0,0	0,0	0,02
4	234,0	234,0	233,0	233,0	0,57	0,33	0,33
5	225,0	225,0	225,0	225,0	0,0	0,0	0,02
6	207,0	208,0	207,0	207,0	0,57	0,33	0,33
7	176,0	176,0	175,0	175,0	0,57	0,33	0,33
8	114,0	115,0	114,0	114,0	0,57	0,333	0,33
9	63,0	63,0	63,0	63,0	0,0	0,0	0,02
10	33,0	33,0	32,0	32,0	0,57	0,33	0,33
11	17,0	18,0	16,0	17,0	1,0	0,57	0,57
12	17,0	18,0	15,0	16,0	1,52	0,88	0,88
13	13,0	12,0	13,0	12,0	0,57	0,33	0,33
14	13,0	14,0	13,0	13,0	0,57	0,33	0,33
15	11,0	10,0	11,0	10,0	0,57	0,33	0,33
16	6,9	6,9	6,2	6,6	0,40	0,23	0,23
17	5,8	5,1	5,5	5,4	0,35	0,20	0,20
18	3,8	3,5	3,3	3,5	0,25	0,14	0,14
19	0,8	1	0,8	0,8	0,11	0,06	0,07
20	0,4	0,5	0,3	0,4	0,1	0,05	0,06
21	0,2	0,3	0,1	0,2	0,1	0,05	0,06

Para que essa comparação seja feita de modo coerente é necessário um estudo referente à exatidão das medidas realizadas. Através do desvio médio, foi calculada a incerteza tipo A, que é dada pelo desvio-padrão dividido pela raiz do número n de medidas realizadas, conforme a equação 5.1

$$u_A = \frac{u}{\sqrt{n}} \quad \text{com} \quad u^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2 \quad (5.1)$$

onde n é o número de medidas efetuadas e $(y_i - \bar{y})$ é o desvio da média.

A incerteza tipo B é calculada combinando-se os valores de incerteza dados pelos manuais dos fabricantes dos equipamentos utilizados. Para seu cálculo foi utilizada a incerteza do sensitômetro (0.02) e a do densitômetro (0.02), ambas fornecidas pelos fabricantes. Combinando as duas, temos:

$$u_B = \sqrt{0,02^2 + 0,02^2} \quad (5.2)$$

Por fim, para obter o erro propagado, realiza-se o cálculo combinando-se os valores obtidos para a incerteza tipo A e tipo B. Assim, temos:

$$u_C = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (5.3)$$

Com os valores das DOs determinados para cada *scanner*, foi traçado um gráfico retratando a resposta dos digitalizadores em função da densidade óptica do filme, medida com o densitômetro calibrado. A análise das características dos digitalizadores pressupõe que todas as imagens deveriam ter a mesma resolução de contraste; entretanto, alguns desses equipamentos proporcionam resolução máxima de 12 bits (ou seja, máximo de 4096 níveis de cinza) e outros de 16 bits (isto é, até 65536 níveis). Assim, um passo necessário e inevitável nessa análise foi a normalização de todas as imagens para 16 bits, a título de comparação.

A partir do gráfico representado na Figura 5.4, pode-se perceber o comportamento das curvas características dos digitalizadores investigados, comparadas à curva medida para o filme, retratando as variações na intensidade (nível de cinza) na imagem digitalizada em relação à original (filme). Isso indica que, ao digitalizar regiões do filme com baixas DO – como é o caso das regiões de interesse (RI) em imagens de mamas densas – o valor associado ao *pixel* não será real, pois haverá um escurecimento na região para dois dos equipamentos testados. Os digitalizadores que apresentaram um melhor resultado foram o mod. Vidar Diagnost Pro (na faixa de DO < 1,25) e os modelos da Lumiscan: embora exista, o deslocamento é sensivelmente menor, além de corresponder a uma variação próxima a um valor constante.

Figura 5.4 – Gráfico retratando a resposta dos digitalizadores e da variação da densidade óptica do filme em função dos “degraus” de exposição na sensitometria

O desvio da curva característica relacionado ao *scanner* Umax é notável na imagem digitalizada, que retrata um aumento acentuado na intensidade (nível de cinza) em relação à imagem digitalizada no *scanner* mod Vidar, por exemplo. Uma forma mais ilustrativa de analisar o gráfico da Figura 5.4 é comparar as imagens de *phantoms* digitalizadas por ambos, apresentadas na Figura 5.5.

Figura 5.5– Imagem de *Phantom* digitalizada no (a) Umax; (b) Vidar

Então, conhecida a curva característica de cada equipamento, foi possível implementar uma “correção” da imagem digitalizada. O procedimento tem como função calcular, através de interpolação matemática, o polinômio que melhor representa os pontos amostrados referentes às DOs obtidas para cada digitalizador. Para isso, é varrida a imagem e aplicado o polinômio calculado a todos os *pixels* da imagem digitalizada de forma a compensar o desvio do digitalizador no que se refere à intensidade da imagem.

Considerando-se todas as 21 regiões da sensitometria (ou seja, a escala experimental completa), verifica-se que tal correção é quase imperceptível para as imagens em geral. Utilizando o *software ImageJ*, foi possível observar que, para todos os *scanners*, os valores de DO de interesse das imagens mamográficas com que se está trabalhando se formam entre os pontos correspondentes à faixa de exposição do filme de 4 a 10 (vide Tabela 5.4); nenhum dos *scanners* produziu imagens cujos níveis de intensidade ultrapassaram estes valores, ou seja, a imagem se formava na faixa linear das respectivas curvas características.

Para a realização destes testes, utilizou-se uma mesma imagem que foi digitalizada em cada equipamento. Primeiramente, foram feitas marcações na imagem correspondente às regiões mais clara e mais escura. Em seguida, expandiu-se esta imagem a fim de verificar o valor correspondente a cada *pixel* e comparar os valores obtidos de cada digitalizador. Investigando várias imagens, verificou-se que nenhuma ultrapassou os valores correspondentes a este patamar da curva. Assim, foi calculado um polinômio para cada *scanner* considerando-se somente os pontos pertencentes à faixa de DO correspondente à região que vai do patamar de 4 ao 10. Através da Tabela 5.4 são analisados os valores das densidades ópticas do filme mamográfico sensibilizado e digitalizado em cada *scanner*. As imagens que foram adquiridas por *scanners* com 12 bits ou com 16 bits de resolução de contraste foram trabalhadas com o valor real (12 ou 16 bits conforme o caso). Vale salientar que a normalização de 16 bits para todos os equipamentos só foi realizada para fins de análise comparativa. O processo de transformação de bits foi realizado multiplicando-se os valores correspondentes a cada equipamento por 16,06, que corresponde a (65535/4096).

Tabela 5.4 - Valores dos níveis de cinza do filme mamográfico sensibilizado e digitalizado em cada *scanner*, normalizados para 16 bits

21 Passos de Exp.	Filme	Lumiscan 50	Lumiscan 75	Vidar Diagnostic Pro	Epson Perfection V750-M Pro	Umax Power Look 1120	Microteck ScanMaker 1000XL
1	59000	58807	56918	62139	50757	37387	58596
2	58500	58549	56628	61971	50024	34836	57760
3	58000	58291	56173	61661	48890	31889	56953
4	56500	57259	55187	60909	45944	26186	55544
5	54500	55196	52847	59352	40386	15893	50018
6	49000	51327	47292	56249	31213	5989	48600
7	40000	43847	36937	50779	19309	1630	34399
8	30000	29403	21061	40218	8039	613	23469
9	23000	17023	7531	31468	3759	537	19124
10	17000	10059	3599	26291	2393	574	12868
11	12000	6448	3172	23651	2054	544	6992
12	8000	5674	2363	23370	1924	522	4092
13	7000	4385	2226	22766	1970	566	1885
14	5500	3611	2146	22439	1914	594	1470
15	4000	3095	2211	22014	1849	565	1034
16	3500	2579	2100	21697	1792	544	971
17	3000	2579	2090	21466	1698	565	960
18	2700	2063	2043	21248	1659	569	964
19	2500	1548	1773	20780	1632	569	941
20	2000	1032	1716	20589	1582	532	865
21	700	774	1533	20623	1741	526	840

Considerando um gráfico onde as densidades ópticas obtidas na curva de cada digitalizador foram representadas no eixo *X* e as obtidas no filme foram representadas no eixo *Y*, calculou-se o polinômio que melhor representava os pontos amostrados e traçou-se a curva do polinômio, gerado através do *software Microcal Origin 6.0*. Para cada equipamento foi calculado um polinômio referente à sua respectiva curva característica, que tem como objetivo estabelecer uma mudança nos seus níveis de cinza de modo a torná-los espacialmente similares aos das imagens do filme, tomadas como referência. Após os cálculos, os resultados obtidos foram polinômios de grau 3, onde os

valores dos níveis de cinza referentes aos *scanners* são aproximados aos respectivos valores do filme, sendo Y os valores referentes ao filme e X os valores referentes aos níveis de cinza do *scanner* utilizado. A equação deste tipo, então, pode ser retratada como: $Y = A + B_1 X + B_2 X^2 + B_3 X^3$.

Os gráficos referentes a cada digitalizador podem ser observados nas Figuras 5.6 a 5.11 e os resultados das equações do cálculo dos respectivos polinômios podem ser observados através das equações 5.4 a 5.9.

Figura 5.6 - Gráfico apresentando o cálculo da curva que mais se aproxima dos dados traçados das DOs do *scanner* Umax.

$$\text{Umax: } Y = 79,69 + 1,90 x - 0,001 x^2 + 3,31 \cdot 10^{-7} x^3 \quad (5.4)$$

Figura 5.7 - Gráfico apresentando o cálculo da curva que mais se aproxima dos dados traçados das DOs do *scanner* Epson.

$$\text{Epson: } Y = 1161,38 - 1,7385 x + 0,0021 x^2 - 4,7428 \cdot 10^{-7} x^3 \quad (5.5)$$

Figura 5.8 - Gráfico apresentando o cálculo da curva que mais se aproxima dos dados traçados das DOs do *scanner* Vidar.

$$\text{Vidar: } Y = 704,20 - 0,1564x + 7,2644 \cdot 10^{-4}x^2 - 1,4025 \cdot 10^{-7}x^3 \quad (5.6)$$

Figura 5.9 - Gráfico apresentando o cálculo da curva que mais se aproxima dos dados traçados das DOs do *scanner* Microtek

$$\text{Microtek: } Y = 35,114 + 1,10006x - 1,37202 \cdot 10^{-4}x^2 + 4,44293 \cdot 10^{-4}x^3 \quad (5.7)$$

Figura 5.10 - Gráfico apresentando o cálculo da curva que mais se aproxima dos dados traçados das DOs do *scanner* Lumiscan50.

$$\text{Lumiscan 50: } Y = 296,87 + 0,23223x + 7,02187 \cdot 10^{-4} \cdot x^2 - 1,7586 \cdot 10^{-7} x^3 \quad (5.8)$$

Figura 5.11 - Gráfico apresentando o cálculo da curva que mais se aproxima dos dados traçados das DOs do *scanner* Lumiscan75

$$\text{Lumiscan75: } Y = 549,17 - 0,18577 x + 0,00159 x^2 - 4,6225 \cdot 10^{-7} x^3 \quad (5.9)$$

A Figura 5.12 retrata um exemplo da aplicação do polinômio descrito na equação 5.4 para “corrigir” os níveis de cinza de uma imagem mamográfica digitalizada no *scanner* Umax Power Look 1120.

Figura 5.12 – (a) Imagem mamográfica original digitalizada no *scanner* Umax; (b) resultado da aplicação do polinômio de correção na mesma imagem

5.3 - Método para avaliar o ruído na imagem

Outro fator de importância para a avaliação dos digitalizadores é calcular a taxa de ruído do equipamento, o que é possível através do espectro de Wiener, que é considerado na literatura como melhor descritor genérico do ruído de um sistema de imagem (Albuquerque, 2001). O método tradicionalmente proposto pela literatura para o cálculo do espectro de Wiener utiliza como parâmetro de entrada uma imagem uniforme a ser digitalizada pelo equipamento a ser avaliado. A finalidade é analisar os valores de *pixels* que compõem a imagem em função da distância de varredura. Teoricamente, se a imagem é uniforme, os valores dos *pixels* presentes na imagem deveriam ser os mesmos. Dessa forma, o espectro de Wiener consiste no espectro de potência das flutuações de densidade do sinal. No caso da imagem, essas flutuações são representadas pela variação dos valores de *pixel* na matriz numérica da imagem digitalizada, conforme a taxa de ruído do *scanner* utilizado.

Na metodologia empregada, efetua-se a transformada de Fourier da função de autocorrelação, que corresponde à correlação de uma imagem com ela mesma dada pela posição temporal relativa entre dois pontos *m* e *n* da amostragem, conforme a equação 5.10:

$$C(i, j) = \sum_{m=0}^{(Ma-1)} \sum_{N=0}^{(Nb-1)} A(m, n) \cdot \text{conj}(B(m+i, n+j)) \quad (5.10)$$

onde: $0 \leq i < Ma + Mb - 1$, $0 \leq j < Na + Nb - 1$, e, (Ma, Na) e (Mb, Nb) são as dimensões das matrizes A e B , respectivamente, das quais se pretende obter a correlação.

A implementação deste processo foi possível por meio da digitalização de uma transparência, gerando imagens supostamente uniformes, ou seja, com variação mínima entre os níveis de cinza. Utilizando o programa Matlab, fez-se um recorte para cada imagem, obtida em cada *scanner* sob investigação nesse trabalho, partindo do centro, correspondente a uma mesma porcentagem para cada uma delas. Em seguida, aplicou-se a função ***xcorr2(x)***, pré-definida internamente na biblioteca do programa. O NPS (*Noise Power Spectrum*) – ou seja, o espectro de Wiener – bidimensional foi obtido plotando-se um gráfico que correspondeu à transformada de Fourier da função de autocorrelação da imagem.

O resultado deste procedimento são imagens cujo brilho relaciona-se diretamente com a amplitude de frequência espacial que as compõem. Dessa forma, quanto maior for a uniformidade destas imagens, menor será o ruído produzido pelo equipamento que as gerou.

Como efeito desses testes, os níveis de ruído de cada equipamento são retratados na Figura 5.13, onde é possível analisar os respectivos espectros de Wiener na forma bidimensional. Assim como no espectro de Fourier, a origem destes espectros encontra-se no centro, e as frequências espaciais aumentam em uma simetria radial à medida que dele se afasta. Dessa forma, pode-se relacionar a uniformidade das imagens com a dependência existente entre o brilho nelas produzido e as amplitudes de frequências espaciais.

Figura 5.13- Espectros de Wiener obtidos para os *scanners* (a) Lumiscan 75; (b) Lumiscan 50 (c) PowerLook 1120-UMAX; (d) Epson Perfection V750 PRO; (e) VIDAR's DiagnosticPRO; (f) Microteck ScanMaker1000XL.

Ciente de que o ruído é associado às flutuações dos valores de *pixels* (WELCH; 1967), ou seja, a frequência espacial com que determinado nível de cinza é encontrado, pode-se interpretar o nível de ruído como a uniformidade das imagens

correspondentes aos espectros de Wiener obtidos para cada *scanner*. Deste modo, nota-se que o *scanner* UMAX PowerLook 1120 apresentou um maior nível de ruído em relação aos outros equipamentos. Além disso, os *scanners* Epson **Perfection V750 PRO** e o VIDAR **DiagnosticPRO** apresentaram notória superioridade, fato que parcialmente pode ser justificado pelo seu pouco tempo de uso; afinal, são equipamentos adquiridos e em uso há menos de um ano – o *scanner* mod. Lumiscan 50, por exemplo, tem aproximadamente dez anos de operação em nosso laboratório. Ainda assim, este último apresentou nível de ruído bem menor em comparação ao mod. Umax (que tem cerca de metade do tempo de operação daquele).

Conhecendo-se o ruído produzido por cada equipamento, é necessário filtrá-lo de forma a deixar a imagem mais uniforme, obtendo-se, conseqüentemente, uma imagem que permita diagnóstico mais preciso. Diversos trabalhos (ZHANG, NOSRATININ; 2000), (YONGJUN LUO; 2002), (MAYO *et. al* ; 2006), (PARTHA, RAJAN; 2007), (KHIREDDINE , BENMAHAMMED, PUECH; 2006), trataram dos filtros mais comuns utilizados para este fim, entre os quais, o filtro de Wiener, obtido a partir do espectro do ruído do equipamento, o filtro passa-baixas e a transformada Wavelet.

O propósito aqui foi realizar a avaliação no desempenho do filtro de Wiener, da transformada Wavelet e do filtro mediano aplicando-os em imagens originadas da exposição de um simulador radiográfico de mama previamente elaborado em nosso grupo (STEMBERG, SCHIABEL, GUIMARÃES; 2009). As imagens de *phantoms* foram obtidas em uma unidade mamográfica Lorad M-III na Santa Casa de São Carlos, e digitalizadas por cada equipamento em estudo, utilizando como função de avaliação o Erro Médio Quadrático (*Root Mean Square Error* - RMSE), a Relação Sinal Ruído (*Signal to Noise Ratio* - SNR) e a Relação Sinal Ruído de Pico (*Peak Signal to Noise Ratio* - PSNR) (CAMPILHO; 2000).

Com o auxílio de um algoritmo desenvolvido em Matlab, foram selecionadas as regiões de interesse e aplicadas as funções pré-definidas correspondentes aos filtros escolhidos.

O filtro de Wiener utiliza informações da imagem em sua equação matemática, como os parâmetros da Função de Transferência Óptica e a densidade espectral de ruído ou curva NPS (KHIREDDINE, BENMAHAMMED, PUECH; 2007). Assim, realiza varreduras na imagem com janelas de dimensão $m \times n$ estimando a média e o desvio padrão dos *pixels* da imagem, que consiste em uma medida do seu ruído. A fim de

validar a influência do aumento das dimensões das janelas nas possíveis perdas de bordas, foram utilizados dois filtros de Wiener que se diferenciavam apenas em dimensão da matriz (janela) sendo uma de 5x5 e outra de 20x20.

O filtro da mediana realiza a filtragem da imagem em duas dimensões com uma janela de dimensão $m \times n$ onde cada pixel de saída contém o valor da média dos pixels da imagem de entrada, funcionando como um filtro passa-baixas. É uma medida estatística, que caracteriza uma tendência central para um conjunto de dados. A principal utilidade do filtro da mediana é diminuir o ruído na imagem. Considerando que sua desvantagem é a perda das bordas que ocorre ao preencher os pixels periféricos da matriz com zeros, não foi necessário testar mais de uma dimensão para a janela. Dessa forma, a dimensão escolhida para este filtro foi de 3x3 (MELO; 2005).

A transformada wavelet consiste em funções que decompõem um sinal em funções bases que podem ser contínuas ou discretas (PEREIRA; 2008). É possível escolher diferentes funções que denominam a wavelet “mãe”, com características distintas e melhor adaptadas a determinados contextos. Para este trabalho, o algoritmo para filtragem foi baseado na função Symmlet4, definida como uma função complexa cujas raízes são diferentes de 1, aos pares, resultando em um filtro de matriz simétrica de dimensão 4x4.

A escolha da função symmlet4 foi efetuada aleatoriamente, a fim de se possibilitar a realização de testes com a transformada wavelet, sem estabelecer hipóteses sobre qual delas seria a ideal para a finalidade deste trabalho, visto que a literatura é bastante diversificada neste aspecto.

Para a análise quantitativa, foram utilizadas as funções de avaliação dadas conforme a descrição a seguir. O RMSE consiste em uma medida de boa precisão das diferenças entre a imagem original e a imagem filtrada efetuada a partir do cálculo da raiz quadrada do desvio padrão entre os *pixels* das duas imagens, sendo relacionado por:

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} [G(x, y) - F(x, y)]^2} \quad (5.11)$$

onde: $F(x,y)$ representa a imagem original; $G(x,y)$ a imagem filtrada; M e N são as dimensões das matrizes dos *pixels* de ambas as imagens. A função RMSE deve ser menor o quanto possível, pois representa o erro da filtragem realizada.

A SNR é definida como a relação entre o valor médio dos *pixels* e o seu desvio quadrático médio, comparando, assim, os valores de *pixel* da imagem com o nível de ruído nela produzido, conforme a Equação 5.12:

$$SNR = \sqrt{\frac{\sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} G(x, y)^2}{\sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} [G(x, y) - F(x, y)]^2}} \quad (5.12)$$

Dessa forma, quanto maior a SNR, menor é o efeito do ruído sobre a imagem. A PSNR é dada pela Equação 5.13:

$$PSNR = 20 \log_{10} \left(\frac{2^p - 1}{RMSE} \right) \quad (5.13)$$

onde p é o número de bits por *pixel*.

Esta relação é usada para se estimar a fidelidade da técnica de filtragem realizada, pois relaciona os valores máximos de *pixel* da imagem com o poder de corromper o ruído gerado na imagem. Portanto, o seu valor deve ser maior o quanto possível resultando em menores perdas. Os resultados encontrados são discutidos no próximo capítulo.

5.4 – Reprodutibilidades dos valores de pixels

Para digitalização de uma mamografia, os valores da resolução espacial, bem como da quantização a serem empregados, devem estar diretamente relacionados com as características do filme e das estruturas pesquisadas. Da mesma forma, no processamento, o tamanho do *pixel* é muito importante, pois o tamanho das microcalcificações é dado em termos de número de *pixels* que as constituem. Se a digitalização não fornecer um tamanho suficientemente pequeno de *pixel*, algumas microcalcificações pequenas podem ser desprezadas e até desaparecer durante o pré-processamento. Por esta razão, conhecer as consequências do processo de digitalização em si sobre a resposta de esquemas de processamento das imagens mamográficas é

fundamental para otimizar tanto o desempenho desses esquemas como o próprio método de aquisição da imagem digital.

O objetivo principal desta etapa é uma análise comparativa da reprodutibilidade dos valores de *pixels* dos equipamentos, ou seja, a reprodutibilidade avalia se um dispositivo usado para capturar uma imagem digital pode ser confiável em digitalizações subsequentes.

Desse modo, em cada *scanner* instalado no LAPIMO foi digitalizado um mesmo filme mamográfico sensibilizado. Para analisar o comportamento de cada *scanner* é necessário comparar a DO real do filme com o valor de *pixel* atribuído a cada região específica pelo digitalizador. Para isto, é necessária uma imagem sensitometrizada por um sensitômetro convencional calibrado, para o qual a DO de cada uma das regiões é bem conhecida. Uma vez identificada a região, foi calculada a média dos *pixels* de uma área de aproximadamente 1 cm². Para o cálculo, foi utilizado o *software ImageJ*, que permitiu exibir o histograma e utilizar informações pertencentes à imagem como: média dos *pixels* da região selecionada; quantidade de *pixels* e desvio padrão. Desta forma, foi possível analisar a variação dos valores de *pixels* de uma região para diferentes digitalizações e, assim, determinar qual a variação na precisão dos digitalizadores. Para obtenção do desvio padrão da reprodutibilidade, foram realizadas 10 digitalizações de uma mesma área para cada densidade óptica de uma mesma imagem. No cálculo é utilizada a maior diferença entre os 10 valores médios de *pixel* divididos pelo valor médio de *pixel* das 10 medidas.

A porcentagem da reprodutibilidade dos valores de *pixel* em uma imagem digitalizada é dada pela equação 5.14:

$$RVP = 100 - \frac{(P_{\max} - P_{\min})}{P_{\text{média}}} \cdot 100 \quad (5.14)$$

onde: RVP= reprodutibilidade dos valores de *pixel*; Pmax= maior valor de intensidade do *pixel* encontrado nas digitalizações; Pmin= menor valor de intensidade do *pixel* encontrado nas digitalizações.

Os resultados mostraram que a mesma imagem tem variações desprezíveis para cada digitalização. Os valores de *pixels* obtidos para cada equipamento em todas as digitalizações são discutidos no Capítulo 6.

5.5 – Distorção geométrica

Outro problema que pode ser encontrado no processo de formação de uma imagem digital através de um digitalizador é a distorção geométrica. Para avaliar o nível de distorção geométrica utiliza-se um filme padrão de linhas verticais e horizontais, conforme demonstrado na Figura 5.14.

Entre os vários padrões disponíveis no mercado, o escolhido para realizar a pesquisa foi um padrão desenvolvido pela *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM), chamado de padrão TG18-QC. O processo de avaliação consiste em determinar as medidas entre suas linhas, tanto horizontais como verticais e assim obter o cálculo e verificar a porcentagem máxima do desvio em cada uma das direções.

Os testes foram aplicados na gama de *scanners* que vem sendo estudados. Primeiramente, foi digitalizada em cada um dos referidos *scanners* a imagem do filme padrão. Para o cálculo, foi implementada uma rotina utilizando o *software* Matlab, que permitiu selecionar um recorte da imagem padrão, de modo a utilizar apenas linhas da imagem, conforme visualizado na Figura 5.15.

Figura 5.14 – Padrão para teste de distorção geométrica.

Figura 5.15 – Recorte do padrão utilizado no processamento

Adquirindo o recorte da imagem, realizou-se seu processamento. Visualmente foi definido um limiar para calcular a distorção entre as linhas brancas e pretas. Todas as linhas, tanto verticais como horizontais, são analisadas e as distâncias entre elas são medidas. As distâncias máxima e mínima são utilizadas para calcular a distorção geométrica conforme a equação 5.15. Os resultados obtidos serão discutidos na seção 6.4 no próximo capítulo.

$$DG = \left(\frac{\max\{d_{\text{linhas}}\}}{\min\{d_{\text{linhas}}\}} \right) \cdot 100\% \quad (5.15)$$

5.6 – Comparativo entre os processos de aquisição convencional de imagens mamográficas e CR digital

É importante lembrar que, na atualidade, tem havido um aumento consistente de recursos digitais em radiologia em geral, e na mamografia em particular. Entre eles, está a crescente utilização de equipamentos que apresentam, de algum modo, a imagem em formato digital para avaliação médica, como os sistemas CR (abreviação de Computed Radiography, que se tornou jargão na área para todos os sistemas que proporcionam formação de imagem a partir de uma varredura feita por um *scanner* especial sobre uma placa de acúmulo de carga). Além desses, desde o início da década, os equipamentos DR (da expressão Direct Radiography, que se refere essencialmente aos sistemas de aquisição digital direta, como os mamógrafos que usam o princípio da Full Field Digital Mammography – FFDM) têm também ganhado campo no país, com uma venda crescente de máquinas, principalmente da GE (mamógrafo Senographe 2000D) e da Hologic/Lorad (mamógrafo Selenia) as quais, apesar de ainda muito caras, estão com custo menor do que há dez anos (perto de US\$ 300 mil em 2010).

Desse modo, é consequência desse aumento no número de equipamentos CR e DR em uso pelas clínicas radiológicas e hospitais que, para muitos casos, os módulos de processamento de imagens para detecção/segmentação de estruturas de interesse, como dos esquemas CAD, atuem sobre imagens digitais obtidas diretamente desses sistemas. É evidente, porém, que toda a avaliação resultante da presente pesquisa aplica-se da mesma forma a esses casos. Ou, em outras palavras, é fundamental que esses mesmos equipamentos sejam avaliados, similarmente ao que foi feito nesse trabalho para os digitalizadores de filmes, a fim de verificar se há e quais são os desvios que tais sistemas produzem na aquisição da imagem digital em relação ao que seria considerado ideal.

Para tal avaliação foi utilizado um simulador ou objeto de teste que pode ser chamado de simulador de sensitometria, conforme visualizado na Figura 5.16, o qual consiste em uma cunha de vários degraus com espessuras incrementadas em 0,1 mm. O material utilizado para confecção da cunha foi uma liga de alumínio 1100 com pureza mínima de 99% (dados nominais do fabricante).

Figura 5.16 Simulador de sensitometria para determinação da curva sensitométrica no sistema CR

Este passo na presente pesquisa é de grande importância, pois o objetivo é comparar a imagem digitalizada de filme e a imagem digital adquirida do mesmo equipamento mamográfico.

Os testes foram realizados em um equipamento MIII da Lorad, pertencente ao Centro Integrado de Diagnóstico por Imagem da Santa Casa de São Carlos.

Foi definida a técnica a ser utilizada para adquirir as imagens e, de forma a manter a consistência dos dados, foi utilizada a mesma técnica para ambos os processos (ou seja, aquisição da imagem em filme, posteriormente digitalizado, e no sistema CR Agfa, mod. CR 3.0MM Mamo, em operação no serviço). Com base nos dados

levantados nesses testes de campo, foram determinadas as respectivas curvas características.

Assim, os resultados apresentados na avaliação utilizam a imagem em filme e a imagem adquirida em formato digital. Utilizando imagens de filme revelado pelo método convencional e do filme impresso utilizando CR¹, foi realizada a leitura da densidade óptica de cada sistema utilizando o densitômetro (modelo X- Rite 334, Nuclear Associates) previamente calibrado. O gráfico da Figura 5.17 retrata a resposta de ambos os processos.

Figura 5.17 – Gráfico retratando a variação da DO referente ao filme revelado pelo método convencional e ao filme impresso utilizando o sistema CR digital Agfa modelo CR 3.0MM Mamo.

O próximo passo é comparar as imagens no formato digital. Para isto, utilizou-se a imagem salva pelo sistema CR e a outra imagem em filme, digitalizada e corrigida conforme as técnicas já descritas neste capítulo. As imagens foram então comparadas utilizando-se o software ImageJ: calculou-se a média dos *pixels* de uma área de

¹ Sua diferença fundamental consiste na substituição do sistema filme/écran, onde o filme é revelado em uma processadora automática, por um detector digital que é colocado em uma leitora na qual a imagem é digitalizada e, finalmente, impressa em filme mamográfico.

aproximadamente 1 cm² e, a partir do histograma, foram determinadas informações pertencentes à imagem, como média dos *pixels* da região selecionada e quantidade de *pixels* de uma região.

Com os valores das DOs determinados para cada imagem, foi traçado um gráfico que retrata a resposta em função dos níveis de cinza para cada uma.

Figura 5.18 – Gráfico retratando a resposta dos níveis de cinza da imagem digital para cada patamar da escala sensitométrica (degraus) utilizando o sistema digital Agfa CR 3.0MM Mamo e a imagem de filme digitalizada e “corrigida” com base na curva característica do digitalizador utilizado com a mesma técnica de exposição.

A finalidade da análise aqui foi exclusivamente levantar a curva característica desses sistemas, com base nos dados coletados a partir da imagem digital da “escada” sensitométrica, para estabelecer uma comparação. Embora, obviamente, os resultados apresentados aqui se refiram a uma máquina em particular, podem ser considerados bem representativos dos tipos de tecnologia para obtenção da imagem mamográfica digital através de procedimentos de aquisição que não utilizam o filme radiográfico.

Assim, a partir dos resultados dessas avaliações, seria possível verificar a necessidade ou não de implementar a correção automática para uniformização da imagem mamográfica a fim de possibilitar o máximo desempenho do esquema de processamento (que, então, atua independentemente das características da aquisição da imagem digital). O aspecto essencial é que as diferenças de valores registradas na faixa de exposições do exame mamográfico são muito próximas. Isso significa que a

aplicação do polinômio de correção, por exemplo, não deve produzir mudanças na imagem a ponto de modificar significativamente a sensibilidade de um esquema de processamento para o caso em questão.

Os resultados obtidos após o processamento das imagens adquiridas de ambas as tecnologias são discutidos no capítulo 7.

CAPÍTULO 6 – RESULTADOS E DISCUSSÕES – AVALIAÇÃO DOS PARÂMETROS DE CONTROLE DE QUALIDADE

Este capítulo aborda os resultados obtidos para a avaliação dos parâmetros de qualidade de todos os equipamentos estudados: Curva característica dos digitalizadores, Ruído do Equipamento, Reprodutibilidade e Distorção Geométrica.

6.1- Resultados da aplicação do método para avaliar resolução de contraste e automatizar a digitalização

Por meio de uma análise estatística, foi possível avaliar as imagens adquiridas em todos os *scanners*. Nos testes realizados a fim de comparar as respostas dos *scanners*, visando gerar as suas respectivas curvas características, constataram-se variações sensíveis em relação à curva característica original do filme, conforme já apresentado no capítulo anterior. As Figuras 6.1 a 6.6 apresentam um resultado de uma imagem mamográfica de *phantom* (modelo 18-222, Nuclear Associates) digitalizada e,

em seguida, o efeito da aplicação do polinômio de correção de acordo com as características da curva medida para o filme.

Figura 6.1 - (a) Imagem mamográfica de *phantom* modelo 18-222 digitalizada no *scanner mod. Umax* e; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção.

Figura 6.2 - (a) Imagem mamográfica de *phantom* modelo 18-222 digitalizada no *scanner mod. Epson* e; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção.

Figura 6.3 - (a) Imagem mamográfica de *phantom* modelo 18-222 digitalizada no *scanner mod. Vidar e*; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção.

Figura 6.4 - (a) Imagem mamográfica de *phantom* modelo 18-222 digitalizada no *scanner mod. Microteck e*; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção.

Figura 6.5 - (a) Imagem mamográfica de *phantom* modelo 18-222 digitalizada no *scanner mod. Lumiscan 50* e; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção.

Figura 6.6 - (a) Imagem mamográfica de *phantom* modelo 18-222 digitalizada no *scanner mod. Lumiscan 75* e; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção.

Na comparação entre os conjuntos de imagens, pôde-se concluir que, quando aplicado o polinômio de correção, as imagens digitalizadas nos seus respectivos *scanners* apresentaram mais fidelidade às intensidades reais do filme.

6.2 – Resultados referentes ao nível de ruído de cada equipamento

Uma das técnicas de pré-processamento das imagens consistiu na aplicação de filtros para a eliminação do ruído. A Figura 6.7 mostra uma das imagens de *phantom* utilizada e o resultado para cada técnica de filtragem aplicada. Nota-se que há uma significativa perda de bordas para o filtro de Wiener 20x20 e perda de contraste para o filtro mediano. Os demais detalhes não são notados visualmente, o que justifica o uso das métricas de funções de avaliação.

Figura 6.7 - Imagem original do *phantom* (a) e o resultado das filtrações aplicadas: (b) Wiener 5x5 (c) Wiener 20x20 (d) Mediano (e) Wavelet

Os resultados para as métricas de Erro Médio Quadrático, Relação Sinal Ruído e Relação Sinal Ruído de Pico para cada filtro aplicado são apresentados nas Tabelas 6.1 a 6.5 Os valores destacados correspondem ao melhor resultado para a imagem em estudo.

Tabela 6.1 - Resultados para as funções de avaliação obtidas para as quatro técnicas de filtragem aplicadas em imagens digitalizadas no *scanner* Umax Power Look 1120

Imagem	Técnica	ERMS	SNR	PSNR
1	Mediano	58,3	4,2	49,0
	Wiener 5x5	3,0	421,5	74,9
	Wiener 20x20	3,3	337,8	73,8
	Wavelet	3,3	353,3	73,9
2	Mediano	33,3	14,7	53,8
	Wiener 5x5	4,8	391,9	70,7
	Wiener 20x20	14,5	32,3	61,1
	Wavelet	5,1	342,4	70,1
3	Mediano	38,6	18,0	52,6
	Wiener 5x5	5,3	579,2	69,8
	Wiener 20x20	24,5	37,1	56,5
	Wavelet	6,1	418,2	68,5
4	Mediano	9,1	154,1	65,1
	Wiener 5x5	5,3	413,6	69,8
	Wiener 20x20	5,4	397,2	69,6
	Wavelet	5,8	333,2	69,1
5	Mediano	8,8	158,0	65,4
	Wiener 5x5	3,5	897,2	73,3
	Wiener 20x20	5,3	402,3	69,8
	Wavelet	2,8	1375,1	75,3

Tabela 6.2 - Resultados para as funções de avaliação obtidas para as quatro técnicas de filtragem aplicadas em imagens digitalizadas no scanner Epson Perfection V750-M Pro

Imagem	Técnica	ERMS	SNR	PSNR
1	Mediano	136,9	1,9	53,6
	Wiener 5x5	153,5	1,7	52,6
	Wiener 20x20	156,2	1,6	52,5
	Wavelet	1,56E-14	2,40E+13	372,48
2	Mediano	139,2	1,8	53,5
	Wiener 5x5	155,5	1,6	52,5
	Wiener 20x20	157,3	1,6	52,4
	Wavelet	1,62E-14	2,85E+13	372,12
3	Mediano	139,5	1,8	53,4
	Wiener 5x5	154,9	1,7	52,5
	Wiener 20x20	156,5	1,6	52,4
	Wavelet	1,60E-14	2,97E+13	372,24
4	Mediano	138,1	1,9	53,5
	Wiener 5x5	153,6	1,7	52,6
	Wiener 20x20	155,0	1,7	52,5
	Wavelet	1,53E-14	3,56E+13	372,66
5	Mediano	131,2	2,0	54,0
	Wiener 5x5	145,1	1,8	53,1
	Wiener 20x20	146,9	1,7	53,0
	Wavelet	1,29E-14	5,15E+13	374,13

Tabela 6.3- Resultados para as funções de avaliação obtidas para as quatro técnicas de filtragem aplicadas em imagens digitalizadas no scanner Vidar Diagnostic Pro

Imagem	Técnica	ERMS	SNR	PSNR
1	Mediano	56,4	18,4	37,2
	Wiener 5x5	6,4	950,1	56,1
	Wiener 20x20	22,0	86,0	45,4
	Wavelet	9,55E-03	4,048+8	112,65
2	Mediano	41,9	28,9	39,8
	Wiener 5x5	11,5	290,1	51,0
	Wiener 20x20	13,6	211,9	49,6
	Wavelet	2,2	1408,4	57,3
3	Mediano	54,6	19,2	37,5
	Wiener 5x5	9,4	453,7	52,8
	Wiener 20x20	12,9	246,9	50,0
	Wavelet	4,4	1894,5	59,4
4	Mediano	53,6	19,7	37,7
	Wiener 5x5	17,0	126,9	47,6
	Wiener 20x20	19,5	88,8	46,5
	Wavelet	11,1	292,9	51,4
5	Mediano	54,2	19,6	37,6
	Wiener 5x5	14,9	171,8	48,8
	Wiener 20x20	15,4	158,7	48,5
	Wavelet	14,9	169,9	48,8

Tabela 6.4 - Resultados para as funções de avaliação obtidas para as quatro técnicas de filtragem aplicadas em imagens digitalizadas no scanner Microteck ScanMaker 1000XL

Imagem	Técnica	ERMS	SNR	PSNR
1	Mediano	30,3	13,3	54,7
	Wiener 5x5	10,3	59,7	64,0
	Wiener 20x20	20,4	24,1	58,0
	Wavelet	12,4	44,9	62,4
2	Mediano	39,2	24,9	64,5
	Wiener 5x5	8,2	379,4	78,0
	Wiener 20x20	17,7	94,6	71,4
	Wavelet	13,6	134,3	73,7
3	Mediano	36,1	29,1	53,1
	Wiener 5x5	7,6	447,4	78,7
	Wiener 20x20	34,8	30,8	65,5
	Wavelet	8,3	368,7	77,9
4	Mediano	123,7	3,0	42,4
	Wiener 5x5	4,1	512,1	72,1
	Wiener 20x20	78,8	4,6	46,4
	Wavelet	4,1	481,8	72,0
5	Mediano	95,9	2,8	56,7
	Wiener 5x5	10,2	41,2	76,2
	Wiener 20x20	38,1	7,3	64,7
	Wavelet	10,5	39,3	75,9

Tabela 6.5- Resultados para as funções de avaliação obtidas para as quatro técnicas de filtragem aplicadas em imagens digitalizadas no scanner Lumiscan 50

Imagem	Técnica	ERMS	SNR	PSNR
1	Mediano	27,4	70,1	55,5
	Wiener 5x5	4,6	2076,0	71,1
	Wiener 20x20	6,1	1174,9	68,5
	Wavelet	3,3	3916,1	74,0
2	Mediano	61,0	14,9	36,5
	Wiener 5x5	7,2	647,9	55,1
	Wiener 20x20	14,3	179,0	49,1
	Wavelet	6,0	891,8	56,7
3	Mediano	27,3	79,1	43,5
	Wiener 5x5	5,4	1587,5	57,6
	Wiener 20x20	39,2	22,3	40,4
	Wavelet	4,7	2144,4	58,8
4	Mediano	15,7	242,1	48,3
	Wiener 5x5	4,3	2924,9	59,5
	Wiener 20x20	7,4	1020,4	54,8
	Wavelet	4,3	2948,6	59,6
5	Mediano	39,5	39,8	40,3
	Wiener 5x5	5,0	1914,2	58,4
	Wiener 20x20	17,5	170,9	47,4
	Wavelet	2,3	8563,5	65,0

Constatou-se, a partir das métricas de funções de avaliação, a superioridade do filtro baseado em transformadas wavelet em 17 dos 25 casos, e do filtro de Wiener 5x5 em 8 casos, principalmente para os *scanners* Microtek e Umax. No entanto, nos casos em que o filtro de wiener 5x5 se destacou, houve grande proximidade dos valores em relação ao wavelet.

Para o caso do *scanner* Epson, os resultados demonstram uma indiscutível superioridade das transformadas wavelets, apresentando um erro da ordem de 10^{-14} e Relação Sinal-Ruído e Relação Sinal-Ruído de Pico muito superiores em relação às outras técnicas aplicas.

Estas observações confirmam a pré-avaliação visual e permitem considerar as transformadas wavelet como uma importante ferramenta no que diz respeito à eliminação de ruído em imagens digitalizadas.

6.3 – Resultados da Reprodutibilidade dos valores de pixels

Para todos os *scanners*, a reprodutibilidade de valores de *pixel* produzida foi confiável em digitalizações subsequentes, produzindo resultados bem semelhantes, proporcionando, com isso, valores confiáveis em suas digitalizações, conforme demonstrado nas Tabelas 6.6 a 6.10.

Tabela 6.6- Valores de *Pixels* (VP1 até VP10) de cada digitalização, Média (M) e a Reprodutibilidade (RVP em %) obtida para o *scanner* Umax Power Look 1120

Degrau	VP1	VP2	VP3	VP4	VP5	VP6	VP7	VP8	VP9	VP10	M	RVP
1	26745	26558	26644	26870	26940	26655	26318	25998	26770	25990	26549	98
2	9900	9209	9098	9260	9228	9323	9470	9560	9430	9265	9374	94
3	2944	2950	2740	2730	2780	2710	2710	2737	2920	2870	2809	97
4	1730	1703	1740	1622	1704	1750	1690	1705	1722	1620	1699	95
5	1637	1550	1594	1546	1510	1533	1603	1596	1630	1554	1575	96
6	1427	1462	1435	1409	1492	1454	1444	1492	1491	1422	1453	97
7	1643	1472	1470	1539	1601	1491	1600	1640	1500	1570	1553	97
8	1458	1577	1529	1580	1444	1442	1544	1465	1480	1470	1499	95
9	1520	1660	1500	1609	1530	1500	1579	1525	1670	1670	1576	94
10	1638	1702	1746	1611	1691	1637	1706	1666	1690	1611	1670	95

Tabela 6.7-Valores de *Pixels* (VP1 até VP10) de cada digitalização, Média (M) e a Reprodutibilidade (RVP em %) obtida para o *scanner* Epson Perfection V750-M Pro

Degrau	VP1	VP2	VP3	VP4	VP5	VP6	VP7	VP8	VP9	VP10	M	RPV
1	46730	46734	46656	46725	46751	46718	46773	46774	46797	46838	46750	100
2	45012	44988	44976	44972	44996	44957	45020	45034	45009	45004	44997	100
3	37459	37519	37493	37622	37463	37499	37509	37559	37410	37505	37504	100
4	14220	14195	14145	14159	14177	14137	14158	14163	14094	14143	14159	100
5	2367	2337	2299	2296	2263	2270	2300	2312	2286	2284	2302	97
6	1729	1693	1701	1655	1644	1650	1636	1652	1674	1674	1671	96
7	1778	1744	1689	1684	1663	1667	1678	1703	1704	1693	1700	95
8	1761	1696	1689	1661	1645	1644	1663	1661	1644	1643	1671	95
9	1780	1756	1718	1706	1647	1641	1670	1683	1681	1679	1696	95
10	1758	1694	1678	1655	1603	1615	1641	1632	1625	1633	1653	94

Tabela 6.8 - Valores de *Pixels* (VP1 até VP10) de cada digitalização, Média (M) e a Reprodutibilidade (RVP em %) obtida para o *scanner* Vidar Diagnostic Pro

Degrau	VP1	VP2	VP3	VP4	VP5	VP6	VP7	VP8	VP9	VP10	M	RVP
1	61217	61214	61239	61220	61247	61198	61219	61221	61262	61278	61231	100
2	60814	60785	60809	60812	60821	60783	60825	60812	60822	60833	60812	100
3	58720	58738	58733	58732	58751	58686	58746	58754	58770	58709	58734	100
4	47555	47498	47511	47472	47478	47503	47458	47487	47524	47353	47484	100
5	26808	26791	27066	26830	26712	26870	26743	26859	27631	27667	26998	98
6	23490	23871	23584	23638	23240	23075	23108	23285	24605	24853	23675	95
7	22976	23271	23788	23075	22977	23125	22848	23336	24771	24696	23486	95
8	23309	23475	23646	22795	22549	22949	22545	22679	24628	24636	23321	94
9	23222	22907	23491	22715	23035	22684	23212	22596	24543	24667	23307	94
10	22142	22906	22995	22453	21908	22124	22482	22570	24681	23691	22795	96

Tabela 6.9 - Valores de *Pixels* (VP1 até VP10) de cada digitalização, Média (M) e a Reprodutibilidade (RVP em %) obtida para o *scanner* Microteck ScanMaker 1000XL

Degrau	VP1	VP2	VP3	VP4	VP5	VP6	VP7	VP8	VP9	VP10	M	RVP
1	49936	49973	50020	49970	50050	49998	50080	50070	49955	49978	50003	100
2	34395	34393	34238	34302	34286	34456	34291	34434	33995	34291	34308	100
3	19341	19318	19299	19155	18991	19341	19200	18900	19340	19280	19217	98
4	7780	7822	7438	7699	7625	7818	7821	7820	7885	7600	7731	99
5	7780	7822	7438	7699	7625	7818	7821	7820	7885	7600	7731	96
6	2229	2210	2240	2233	2217	2144	2250	2251	2210	2220	2220	98
7	1748	1770	1690	1769	1788	1703	1699	1740	1761	1703	1737	97
8	1408	1414	1480	1420	1422	1424	1444	1450	1432	1454	1435	99
9	1444	1450	1449	1420	1422	1432	1454	1424	1454	1430	1438	99
10	1373	1387	1025	1388	1341	1324	1354	1340	1315	1380	1323	99

Tabela 6.10 - Valores de *Pixels* (VP1 até VP10) de cada digitalização, Média (M) e a Reprodutibilidade (RVP em %) obtida para o *scanner* Lumiscan 50

Degrau	VP1	VP2	VP3	VP4	VP5	VP6	VP7	VP8	VP9	VP10	M	RVP
1	2886	2861	2929	2714	2817	2918	2882	2862	2901	2926	2869	95
2	2695	2810	2956	2770	2895	2811	2921	2979	2807	2911	2856	94
3	2790	2905	2942	2944	2797	2955	2872	2981	2893	2860	2894	96
4	2824	2851	2925	2924	2857	2907	2898	2933	2919	2883	2892	98
5	2898	2779	2932	2930	2833	2929	2908	2851	2914	2844	2882	96
6	2946	2887	2929	2928	2827	2935	2884	2976	2945	2911	2917	97
7	2681	2611	2670	2661	2609	2650	2648	2625	2642	2646	2644	99
8	1254	1253	1247	1253	1243	1262	1255	1269	1252	1255	1254	99
9	546	548	543	548	539	554	549	559	548	548	548	98
10	417	421	418	419	413	426	423	424	417	420	420	98

6.4 - Distorção geométrica

A análise de distorção geométrica dos equipamentos implica a verificação se, durante a digitalização de uma imagem, o *scanner* deturpa (e quanto, em caso positivo) a natureza geométrica da imagem original. Isso pode ocorrer em casos em que a imagem é alocada sobre placas de vidro com distorções de curvatura em relação ao sistema de varredura.

Entretanto, na verificação desse parâmetro, constatou-se que, para todos os *scanners* avaliados, a distorção foi desprezível. Um fato importante é que isso se confirmou também para melhorias na resolução espacial em relação ao valor padrão utilizado da maioria dos *scanners*; ou seja, em 300 ou em 600 dpi de resolução (pixel de 84 ou 42 μm , respectivamente), não foi registrada qualquer distorção mensurável das figuras de análise para todos os digitalizadores. Apenas deve ser lembrado que, para o Lumiscan 50, a análise só foi possível para 158 μm de tamanho de pixel (valor padrão para o tipo de filme digitalizado).

Estima-se que possam existir níveis de distorção não desprezíveis quando os valores de resolução espacial empregados cheguem, por exemplo, à casa dos 1200 dpi (o que implica pixel de 21 μm). Mas, para esses casos, além de constituírem condições um pouco fora das normais para as digitalizações consideradas nessa pesquisa (e não atingidas por todos os equipamentos, em termos de valor real de pixel), haveria também a necessidade de se pesquisar outros modelos mais precisos de determinação das distâncias entre linhas.

CAPÍTULO 7 – RESULTADOS E DISCUSSÕES

– APLICAÇÕES EM TÉCNICAS DE

PROCESSAMENTO DE IMAGENS

MAMOGRÁFICAS DIGITAIS

7.1 - Introdução

A fim de validar o programa de digitalização e correção automática da imagem mamográfica – através do pré-processamento de ajuste de níveis de cinza em função das curvas características dos digitalizadores – foi feita também uma bateria de testes com esquemas de processamento de imagens projetados para detecção de estruturas de interesse na mamografia. Esses esquemas constituem módulos do protótipo de um esquema CAD em desenvolvimento em nosso grupo de pesquisas.

O processo aqui consiste na verificação do efeito que os procedimentos de ajuste das imagens digitalizadas provocam na detectabilidade de microcalcificações e na segmentação de nódulos nas imagens mamográficas digitalizadas pelos diferentes equipamentos. O objetivo principal, assim, é avaliar até que ponto aqueles ajustes, resultantes do pré-processamento que leva em conta as características do digitalizador empregado em relação às condições “ideais” de níveis de cinza da imagem, podem produzir aumentos de sensibilidade ou a taxa de acertos dos esquemas de processamento testados.

Outra abordagem que merece discussão é a comparação entre a imagem digital adquirida por um *scanner* específico para digitalização de filmes e a imagem digital direta, cujos resultados dos testes comparativos explanados no capítulo anterior são apresentados aqui.

7.1.1- Esquema para detecção de Microcalcificações

Um dos aspectos mais importantes na avaliação do efeito considerado anteriormente é em relação à detectabilidade de microcalcificações mamárias em esquemas CAD. As microcalcificações, embora facilmente destacáveis em termos de absorção da radiação em comparação às estruturas adjacentes, em teoria, tendem a representar um desafio grande no diagnóstico em mamografia principalmente quando se consideram as imagens de mamas densas; afinal, seu tamanho reduzido, ainda que possível de ser representado nas imagens em filme, acaba conduzindo a uma dificuldade extra de detecção na imagem digital por dois motivos principais: a resolução espacial dos digitalizadores (frequentemente, as menores microcalcificações aparecem representadas por 3 ou 4 *pixels*), e o fato de se confundirem facilmente com o tecido fibroso em imagens de contraste pobre (como as de mamas densas).

Desse modo, como a importância de esquemas CAD em geral, e os módulos de detecção de microcalcificações, em particular, está mais associada ao processamento de imagens de difícil interpretação, deve-se investigar profundamente o efeito que a aquisição da imagem digital tem no comportamento desses esquemas. E, em função do que foi comentado acima, é na etapa de segmentação de microcalcificações que esse efeito deve ser mais pronunciado.

O esquema de segmentação de imagens mamográficas visando à detecção de microcalcificações que foi testado nessa pesquisa refere-se à técnica desenvolvida por (GOES, 2002) a fim de avaliar a influência da aquisição da imagem digital em um esquema CAD. O esquema dessa técnica é mostrado na Figura 7.1.

Figura 7.1 - Método de detecção Híbrido B proposto por (GOES, 2002)

Embora tenha sido desenvolvida uma base de imagens mamográficas ²digitalizadas no grupo, a grande maioria das imagens está associada ao laudo radiológico, que se torna a fonte de referência para informações quanto à existência e caracterização de eventuais microcalcificações encontradas. Assim, para garantir a validade do método de avaliação, procurou-se estabelecer um novo conjunto de dados que permitissem determinar com certeza e precisão a existência ou não dessas estruturas nas imagens, o que foi possível a partir da digitalização – em todos os equipamentos sob estudo – de imagens obtidas a partir da exposição de um simulador mamográfico.

² <http://lapimo.sel.eesc.usp.br/bancoweb/>

Tal simulador (STEMBERG, SCHIABEL, GUIMARÃES; 2009) tem por característica principal possibilitar uma distribuição randômica das estruturas de interesse simuladas, permitindo a aquisição de um vasto conjunto de imagens, adquiridas de diferentes formas e condições variadas. A vantagem das imagens assim adquiridas é o fato de se conhecer *a priori* exatamente quantas microcalcificações simuladas foram inseridas e sua exata localização. Essa informação possibilita, portanto, verificar com exatidão se o esquema de processamento detectou a estrutura procurada (e na posição em que se encontrava). Para isso, o projeto do simulador desenvolveu um gabarito, como o ilustrado na Figura 7.2, que mostra quais estruturas simuladas haviam sido distribuídas no simulador antes da exposição, além de seus respectivos tamanhos e posições.

The interface is titled 'Simulador Estatístico de Mama'. It contains several input fields and a large image area on the right.

Parameters:

- Cod Simulador Estatístico: 1
- Cod Imagem: img001
- Instituição: CIDI, São Carlos
- Equipamento: LORAD MIII
- Scanner: VIDAR, 12 bits, 300 dpi
- Filme: Kodak
- kV: 26
- mAs: 144
- ms: 1,8
- Microcalcificação: 6 microcalcificações, 0,35 mm, 0,35 mm
- Nódulo: 2 nódulos, 3 mm, 5 mm
- Fibra: 1 fibra, 3mm
- Espessura: 5 cm

Localização - Estruturas:

A diagram showing the distribution of structures in a 2x2 grid (2° Q, 1° Q, 3° Q, 4° Q). It includes symbols for microcalcifications (small dots), nodules (circles), and fibers (lines).

Imagem - Simulador Estatístico de Mama:

A large grayscale image representing the simulated mammogram, showing various structures like microcalcifications and nodules.

Figura 7.2- Gabarito desenvolvido para o simulador radiográfico de mama e respectiva imagem (à direita).

Para cada imagem digitalizada é possível obter uma ficha técnica de sua referência, conforme a Tabela 7.1.

Tabela 7.1 – “Ficha técnica” com informações de cada imagem obtida com o simulador mamográfico durante uma exposição particular.

Identificação	Espessura	Microcalcificação	Nódulo	Fibras	kV	mAs	Ms
Img001 KodaK	5 cm	6 microcalcificações	2 nódulos 3 mm 5 mm	1 fibra 3 mm	26	144	1.8
Img0002 KodaK	5 cm	6 Microcalcificações	2 nódulos 3 mm 5 mm	1 fibra 3 mm	26	152	1.9
Img 50 KodaK	7 cm	5 microcalcificações	1 nódulo 3 mm	1 fibra 3 mm	30	161	2.3

A partir, então, da comparação entre a resposta do esquema de processamento para cada imagem digitalizada por cada equipamento com o respectivo gabarito, foi possível verificar as taxas de acerto e erro do esquema em função do tipo de digitalização.

Para analisar as microcalcificações detectadas em um conjunto de imagens, foram separados conjuntos com e sem microcalcificações. Os testes foram analisados conforme o achado de uma microcalcificação na região de interesse pelo sistema: quando o gabarito indicava realmente sua existência (taxa de verdadeiro-positivo – VP), e quando o sistema não detectava a microcalcificação, embora apontada pelo gabarito (taxa de falso-negativo – FN); a detecção falsa-positiva (FP) foi considerada quando o sistema apontava microcalcificação na imagem, sem, entretanto, indicação correspondente no gabarito, e a detecção verdadeira-negativa (VN) foi considerada quando o sistema não apontava microcalcificação na imagem, em acordo com indicação correspondente.

Para cada digitalizador, foram realizados os testes com um conjunto de 50 imagens, através da metodologia descrita na seção 5.1.1, onde o processo tem por objetivo automatizar a digitalização, ajustando assim, a curva característica de cada equipamento em relação à curva característica do filme. Isso, na verdade, gerou alguns sub-conjuntos para aplicação da técnica de segmentação (GOES, 2001): os das imagens digitalizadas considerando as condições convencionais de cada digitalizador em questão (resultantes das respectivas curvas características apresentadas na Figura 5.4 do cap. anterior) e os das mesmas imagens digitalizadas após aplicação (automática) do processo de ajuste, descrito no capítulo 5. Nesse caso, na prática, a curva característica de cada equipamento é automaticamente ajustada em relação à curva característica “ideal” padronizada, obtida do filme após a padronização.

Após a aquisição do conjunto de imagens, foram selecionadas as regiões de interesse (referentes a agrupamentos de microcalcificações), sendo recortadas em quadrantes conforme o modelo do gabarito apresentado na Figura 7.2, totalizando 200 imagens providas de cada equipamento. Posteriormente, então, estas regiões selecionadas foram processadas pela técnica de segmentação para detecção de microcalcificações (GOES, 2002).

A Figura 7.3 apresenta um resultado obtido com este procedimento em que foram detectadas todas as microcalcificações presentes na região de interesse processada. Na imagem apresentada na Figura 7.4 é possível analisar um exemplo de um caso falso-negativo, ou seja, havia 5 microcalcificações na imagem processada (um grupo de 3 microcalcificações e um de apenas 2) e, no entanto, foi detectada apenas uma microcalcificação no grupo em que havia duas.

Figura 7.3 - Imagem Original (a), Recorte da região de interesse (b) e Imagem processada com destaque das 3 microcalcificações (c)

Figura 7.4- Imagem Original (a), Recorte da região de interesse (b) e Imagem processada (c) destacando-se um caso falso-negativo

Para cada equipamento foram processadas as regiões de interesse sem e com a aplicação do processo de transformação já descrito. A finalidade foi estabelecer uma comparação da sensibilidade de detecção do esquema para imagens digitalizadas por todos os

tipos de equipamentos estudados. Os resultados obtidos estão resumidos nas Tabelas 7.2 a 7.6.

Tabela 7.2 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no scanner Umax Power Look 1120 para detecção de microcalcificações.

<i>Umax Power Look 1120</i>	FN (%)	VP (%)	FP(%)	VN(%)
Imagem original	0%	100%	48%	52%
Imagem após correção	0%	100%	15%	85%

Tabela 7.3 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no scanner Epson Perfection V750-M Pro para detecção de microcalcificações

<i>Epson Perfection V750-M Pro</i>	FN (%)	VP (%)	FP(%)	VN(%)
Imagem original	0%	100%	40%	60%
Imagem após correção	0%	100%	8%	92%

Tabela 7.4 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no scanner Vidar Diagnostic Pro para detecção de microcalcificações

<i>Vidar Diagnostic Pro</i>	FN (%)	VP (%)	FP(%)	VN(%)
Imagem original	2%	98%	23%	77%
Imagem após correção	2%	98%	4%	96%

Tabela 7.5 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no scanner Microteck ScanMaker 1000XL para detecção de microcalcificações

<i>Microteck ScanMaker 1000XL</i>	FN (%)	VP (%)	FP(%)	VN(%)
Imagem original	0%	100%	38%	62%
Imagem após correção	0%	100%	6%	94%

Tabela 7.6 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no scanner Lumiscan 50 para detecção de microcalcificações

<i>Lumiscan 50</i>	FN (%)	VP (%)	FP(%)	VN(%)
Imagem original	0%	100%	18%	82%
Imagem após correção	0%	100%	1%	99%

Pelas taxas acima apresentadas, considerando-se a imagem originalmente digitalizada pelos diferentes sistemas, pode-se verificar que o número total de acertos para os casos de existência de microcalcificações (isto é, as taxas de detecção verdadeira-positiva) foi de 100% para os *scanners* Umax, Epson, Microtek, e Lumiscan50. Entretanto, ao mesmo tempo, as taxas de casos falsos-positivos foram altas para todos, exceto o Lumiscan50. Isso indica claramente a influência do processo de digitalização das mamografias em um esquema CAD, confirmando o comentário inicial sobre a influência do contraste na limitação da performance do esquema na detecção de microcalcificações.

Para o índice de falsos-positivos, porém, observa-se que os digitalizadores produziram imagens cujos efeitos no mesmo esquema de processamento são muito distintos: como se nota na comparação entre os dados das Tabelas 7.2 a 7.6, entre o melhor resultado (Lumiscan50) e o pior (Umax Powerlook), a diferença na taxa de FP supera 2,5 vezes; ou, em outras palavras, o melhor índice de FP é 67% menor que o pior índice registrado.

O que se verifica em relação, por exemplo, a esse tipo de digitalizador (como o Umax, por exemplo) é a apresentação de uma imagem com maior nível de intensidade geral – e que, na realidade, não é real, como se constata na comparação das curvas características, em

particular, tomando a do filme de referência. De algum modo, uma vez feito o ajuste inicial de parâmetros do programa de processamento – e assim usados para todos os testes com todos os conjuntos de imagens – isso resulta num aumento significativo de falsas detecções.

Todavia, é notória a variação – para melhor – de todos os índices, quando considerada a aplicação das técnicas de transformação das imagens digitalizadas, visando à sua uniformização. O efeito principal em termos visuais das imagens “transformadas” é uma redução no seu nível de intensidade, retratado pela transformação nos níveis de cinza para valores mais baixos, o que, na prática, significou aproximar a curva característica de cada um destes digitalizadores da curva característica do filme tomado como padrão.

Assim, ressaltam-se as melhorias obtidas nos resultados gerais da técnica de processamento empregada:

(a) queda muito acentuada nas taxas de FP para todos os conjuntos de imagens digitalizadas, acima de 70%; para as imagens provenientes do Umax, a redução foi de cerca de 70%; para as do Epson, 80%; para as do Vidar, 82%; para as do Microtek, em torno de 84%; e mesmo as do Lumiscan50, que já apresentara um baixo índice de FP considerando apenas as imagens originais, a queda nesse valor foi da ordem de 94%;

(b) pronunciada melhora também na especificidade do esquema de processamento, por aumentos significativos dos índices de VN: nos piores casos, referentes ao conjunto de imagens originais (Umax, Epson e Microtek) é que foram registrados os maiores aumentos – 63%, 53% e 51%, respectivamente; ainda assim, também para as imagens dos *scanners* Vidar e Lumiscan50, os aumentos de taxas de VN também foram significativos (25% e 21%, respectivamente).

Adicionalmente, também foram levantadas as curvas ROC para cada um dos resultados sumarizados nas Tabelas 7.2 a 7.6. E, assim como já observado pela comparação das taxas de acerto/erro do esquema de processamento antes e depois da aplicação da técnica de ajuste, o cálculo da área sob as respectivas curvas ROC (A_z) também retrata a significativa melhora no comportamento global do esquema. As Figuras 7.5 a 7.9 retratam as curvas obtidas a partir da análise que levou a encontrar os dados registrados nas Tabelas 7.2 a 7.6. Para tanto, o que se fez foi variar o valor de um parâmetro-chave do programa de detecção (o desvio-padrão) para encontrar a curva, considerando as imagens originais e as pós-correção.

Figura 7.5 - Curvas ROC relativas ao esquema de detecção de microcalcificações obtidas considerando as imagens digitalizadas pelo scanner Umax: (a) conjunto original; (b) conjunto de imagens “corrigidas”.

Figura 7.6 Curvas ROC relativas ao esquema de detecção de microcalcificações obtidas considerando as imagens digitalizadas pelo scanner Epson: (a) conjunto original; (b) conjunto de imagens “corrigidas”

(a) $Az = 0,87$

(b) $Az = 0,98$

Figura 7.7 - Curvas ROC relativas ao esquema de detecção de microcalcificações obtidas considerando as imagens digitalizadas pelo scanner Vidar: (a) conjunto original; (b) conjunto de imagens “corrigidas”

(a) $Az = 0,81$

(b) $Az = 0,98$

Figura 7.8 - Curvas ROC relativas ao esquema de detecção de microcalcificações obtidas considerando as imagens digitalizadas pelo scanner Microtek: (a) conjunto original; (b) conjunto de imagens “corrigidas”

Figura 7.9 - Curvas ROC relativas ao esquema de detecção de microcalcificações obtidas considerando as imagens digitalizadas pelo scanner Lumiscan50: (a) conjunto original; (b) conjunto de imagens “corrigidas”

Para o conjunto de imagens providas dos *scanners* de tecnologia CCD, os valores após correção ficaram próximos, acima de 0,92 de Az , o que é um resultado considerado muito bom para a performance de um esquema de processamento. Note-se que, antes de “corrigidas” as características das imagens, o desempenho do esquema revelava Az de 0,76, 0,80 e 0,81 para os *scanners* Umax, Epson e Microtek, respectivamente; ou seja, para esses equipamentos, a aplicação da proposta dessa pesquisa resultou numa melhoria de cerca de 20% no desempenho global do esquema de detecção de microcalcificações.

Além disso, a análise das curvas ROC ainda mostra que, mesmo para as imagens adquiridas nos digitalizadores Vidar e Lumiscan 50 – cujas originais já haviam proporcionado a obtenção de bons resultados na performance da técnica de processamento – houve aumento de sensibilidade do esquema (em torno de pouco mais de 10%). Mas, o mais importante aqui é que se nota, ainda, que a aplicação do método de correção fez com que, de maneira geral, a performance do esquema de processamento se tornasse bastante similar considerando todos os conjuntos de imagens, independentemente de onde foram digitalizadas. Na comparação entre os conjuntos de imagens, pode-se observar que quando aplicado o polinômio de correção, as imagens apresentaram mais fidelidade às densidades ópticas do filme.

Abaixo são apresentados exemplos de imagens processadas (utilizando a técnica GOES, 2002) com indicação de microcalcificações, referentes aos *scanners* estudados, conforme destacados nas Figuras 7.10 a 7.14. Para todas as imagens foi possível verificar as

marcações, as quais se referem às imperfeições correspondentes às imagens antes de serem corrigidas.

Figura 7.10 - ROIs de imagens de *phantom* digitalizadas no *scanner* Umax: (a) originais; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção, processada com apontamento de microcalcificações.

Figura 7.11 - ROIs de imagens de *phantom* digitalizadas no *scanner* Epson: (a) originais; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção, processada com apontamento de microcalcificações.

Figura 7.12 - ROIs de imagens de *phantom* digitalizadas no *scanner* Vidar: (a) originais; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção, processada com apontamento de microcalcificações.

Figura 7.13 - ROIs de imagens de *phantom* digitalizadas no *scanner* Microtek: (a) originais; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção, processada com apontamento de microcalcificações.

Figura 7.14 - - ROIs de imagens de *phantom* digitalizadas no *scanner* Lumiscan50: (a) originais; (b) a mesma imagem após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção, processada com apontamento de microcalcificações.

A Figura 7.12 corresponde a um exemplo de um caso falso-negativo, em que o sistema não detectou uma microcalcificação que realmente existia. Esta imagem mamográfica apresenta pouco contraste entre as estruturas; a correção dos níveis de cinza

para este conjunto de imagens proporcionou uma melhora na sensibilidade, conforme comprovado através do resultado da curva ROC anterior (Figura 7.7).

Para referendar os dados acima, todo o processo de segmentação de microcalcificações foi realizado novamente usando-se exclusivamente a técnica desenvolvida por (NISHIKAWA, 1993), já consagrada na literatura. O esquema desta técnica é apresentado na Figura 7.15.

Figura 7.15- Esboço da técnica computacional para detecção automática de agrupamentos de microcalcificações em mamogramas digitais (NISHIKAWA, 1993)

Os resultados mostraram-se semelhantes aos obtidos no procedimento anterior, conforme registram as Tabelas 7.7 a 7.11.

Tabela 7.7 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no scanner Umax Power Look 1120 para detecção de microcalcificações (método de NISHIKAWA, 1993)

<i>Umax Power Look 1120</i>	FN (%)	VP (%)	FP(%)	VN(%)
Imagem original	0%	100%	46%	54%
Imagem após correção	0%	100%	13%	87%

Tabela 7.8 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no scanner Epson Perfection V750-M Pro para detecção de microcalcificações (método de NISHIKAWA, 1993)

<i>Epson Perfection V750-M Pro</i>	FN (%)	VP (%)	FP(%)	VN(%)
Imagem original	0%	100%	38%	62%
Imagem após correção	0%	100%	7%	93%

Tabela 7.9 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no scanner Vidar Diagnostic Pro para detecção de microcalcificações (método de NISHIKAWA, 1993)

<i>Vidar Diagnostic Pro</i>	FN (%)	VP (%)	FP(%)	VN(%)
Imagem original	2%	98%	21%	79%
Imagem após correção	2%	98%	3%	97%

Tabela 7.10 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no scanner Microteck ScanMaker 1000XL para detecção de microcalcificações (método de NISHIKAWA, 1993)

<i>Microteck ScanMaker 1000XL</i>	FN(%)	VP (%)	FP(%)	VN(%)
Imagem original	0%	100%	36%	64%
Imagem após correção	0%	100%	4%	96%

Tabela 7.11- Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no scanner Lumiscan 50 para detecção de microcalcificações (método de NISHIKAWA, 1993)

<i>Lumiscan 50</i>	FN (%)	VP (%)	FP(%)	VN(%)
Imagem original	0%	100%	17%	83%
Imagem após correção	0%	100%	1%	99%

Mais uma vez, a aplicação da técnica de transformação com base na análise das curvas características dos digitalizadores proporcionou uma melhora nos resultados da detecção, considerando agora uma técnica clássica – já descrita na literatura – o que comprova de novo a vantagem da sua utilização no processamento de mamografias. Ou seja, para todos os *scanners* a taxa de acerto foi superior quando considerada a aplicação das técnicas de transformação das imagens digitalizadas, visando então sua uniformização, conforme demonstrado nas Tabelas acima.

7.1.2- Esquema para detecção de Nódulos

Algoritmo baseado na técnica da transformada Watershed foi utilizado para detectar nódulos em imagens mamográficas digitalizadas (SANTOS, 2002). Esse sistema é parte integrante de um esquema computadorizado para auxílio ao diagnóstico em mamografia, que utiliza técnicas de processamento de imagens digitais para identificar, realçar e classificar

estruturas de interesse clínico. O diagrama de blocos do sistema desenvolvido é apresentado na Figura 7.16.

Figura 7.16- Diagrama de Blocos representando o sistema de detecção de nódulos em mamografias digitalizadas empregado nos testes (SANTOS,2002).

Também aqui foram consideradas, por questões de garantia da precisão da análise, as imagens obtidas do simulador radiográfico de mama (STEMBERG, SCHIABEL, GUIMARÃES; 2009), digitalizadas pelos equipamentos considerados no estudo. Novamente para cada digitalizador, foram realizados os testes com um conjunto de imagens através da metodologia descrita na sessão 5.1.1; em seguida utilizaram-se os recortes das regiões de interesse, agora referentes a nódulos, totalizando 80 imagens adquiridas em cada digitalizador. Posteriormente, então, estas regiões selecionadas foram processadas pela técnica de segmentação de nódulos (SANTOS, 2002).

A Figura 7.17 apresenta um exemplo do resultado que ilustra nódulos totalmente segmentados. A Figura 7.18 apresenta um caso que na presente análise foi considerado um falso-negativo, pois não houve a segmentação completa da estrutura.

Figura 7.17 - Imagem original do simulador (a), recorte das regiões de interesse (b) e imagens processadas (c), ambas com o nódulo completamente segmentado

Figura 7.18 - Imagem original do simulador (a), recorte das regiões de interesse (b) e imagens processadas (c), apresentando um caso considerado falso-negativo (imagem superior), pois não houve a segmentação completa da estrutura.

Para cada equipamento foram processadas as regiões de interesse sem e com a aplicação do processo de transformação. A finalidade foi estabelecer uma comparação da sensibilidade de segmentação do esquema para imagens digitalizadas por todos os tipos de equipamentos estudados. Os resultados obtidos estão resumidos nas Tabelas 7.12 a 7.16.

Tabela 7.12 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no scanner Umax PowerLook 1120 para detecção de nódulos

<i>Umax Power Look 1120</i>	FN	VP	FP	VN
Imagem original	22%	78%	6%	94%
Imagem após correção	22%	78%	6%	94%

Tabela 7.13 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no scanner Epson Perfection V750-M Pro para detecção de nódulos

<i>Epson Perfection V750-M Pro</i>	FN	VP	FP	VN
Imagem original	21%	79%	6%	94%
Imagem após correção	21%	79%	6%	94%

Tabela 7.14 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no scanner Vidar Diagnost Pro para detecção de nódulos

<i>Vidar Diagnostic Pro</i>	FN	VP	FP	VN
Imagem original	19%	81%	4%	96%
Imagem após correção	19%	81%	4%	96%

Tabela 7.15 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no scanner Microtek ScanMaker 1000XL para detecção de nódulos

<i>Microtek ScanMaker 1000XL</i>	FN	VP	FP	VN
Imagem original	22%	78%	5%	95%
Imagem após correção	22%	78%	5%	95%

Tabela 7.16 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens digitalizadas no scanner Lumiscan 50 para detecção de nódulos

<i>Lumiscan 50</i>	FN	VP	FP	VN
Imagem original	19%	81%	4%	96%
Imagem após correção	19%	81%	4%	96%

Comparativamente, é inegável que o procedimento aqui adotado – técnica de correção das imagens digitalizadas – não proporcionou melhora significativa na técnica de segmentação para detecção de nódulos, em termos de sensibilidade, ao contrário do que havia ocorrido quando o foco eram as microcalcificações (item anterior). Entretanto, na verdade, foi possível notar uma melhoria na *qualidade* da segmentação quando a estrutura de interesse era detectada. Para melhor ilustrar essa observação, as Figuras 7.19 a 7.23 a seguir, apresentam alguns exemplos de segmentação de nódulos detectados – embora as taxas de acerto/erro, para esse tipo de estrutura de interesse, não tenham sofrido variação nos testes executados.

Figura 7.19 - ROIs de imagens do simulador digitalizadas no *scanner* Umax: (a) original; (b) imagem original segmentada; (c) a mesma imagem original após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção; (d) imagem (c) segmentada.

Figura 7.20 - ROIs de imagens do simulador digitalizadas no scanner Epson: (a) original; (b) imagem original segmentada; (c) a mesma imagem original após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção; (d) imagem (c) segmentada

Figura 7.21 - ROIs de imagens do simulador digitalizadas no scanner Vidar: (a) original; (b) imagem original segmentada; (c) a mesma imagem original após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção; (d) imagem (c) segmentada

Figura 7.22 - ROIs de imagens do simulador digitalizadas no scanner Microtek: (a) original; (b) imagem original segmentada; (c) a mesma imagem original após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção; (d) imagem (c) segmentada.

Figura 7.23 - ROIs de imagens do simulador digitalizadas no scanner Lumiscan50: (a) original; (b) imagem original segmentada; (c) a mesma imagem original após a aplicação do processo de transformação pelo polinômio de correção; (d) imagem (c) segmentada

De fato, os exemplos ilustrativos nas figuras acima são bem elucidativos do efeito que o método de uniformização exerce na segmentação de nódulos do esquema empregado. É notório em todos os casos ilustrados – assim como num conjunto considerável de casos entre os testados – que há uma melhoria na definição do sinal pós-segmentação, o que o torna muito mais compatível com a estrutura real, além da visível redução no ruído de fundo da imagem segmentada (Figuras 7.19 e 7.23, por exemplo).

Embora não tenha sido usada aqui ainda nenhuma métrica que permitisse comparar quantitativamente o resultado da segmentação tanto da imagem antes e após a “correção” com a original (em níveis de cinza), a melhoria principalmente na definição do nódulo segmentado é visualmente bem evidente. Isso é importante principalmente para etapas posteriores à segmentação em esquemas CAD, quando se busca caracterizar a estrutura encontrada, nos módulos de classificação, visando à sua categorização em termos de pertinência a um caso benigno ou maligno.

7.2 - Comparativo do processo de aquisição de imagens mamográficas: sistema convencional e sistema digital CR

Nesta seção serão apresentados os resultados comparativos obtidos na avaliação da qualidade das imagens adquiridas de um sistema convencional e um sistema digital CR.

Para a realização dos testes de avaliação dos módulos de processamento do protótipo de esquema CAD, foram utilizadas imagens de *phantom* para a análise de microcalcificações. As imagens adquiridas convencionalmente bem como as adquiridas pelo sistema CR (Agfa, mod. CR 3.0MM Mamo) foram produzidas no mesmo equipamento instalado no Centro Integrado de Diagnóstico por Imagem da Santa Casa de São Carlos (mamógrafo MIII da Lorad). As imagens convencionais foram registradas em filme Kodak (mod. MinR-S).

A comparação dos dois tipos de imagens foi feita a partir de recortes das mesmas respectivas regiões do *phantom*. Foram realizados os testes com um conjunto de 40 imagens, visando à detecção de microcalcificações, e outro conjunto com mais 40 imagens, visando à segmentação de nódulos. Os resultados obtidos estão resumidos nas Tabelas 7.17 e 7.18.

Tabela 7.17 - Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens adquiridas do equipamento mamográfico através do sistema CR visando à detecção de microcalcificações

<i>Imagem Digital –</i>	FN (%)	VP (%)	FP(%)	VN(%)
<i>Sistema CR (Agfa, mod. CR 3.0MM Mamo)</i>	0%	100%	4%	96%

Tabela 7.18- Resultados obtidos após segmentação das ROIs das imagens adquiridas do equipamento mamográfico através do sistema CR visando à segmentação de nódulos

<i>Imagem Digital – Sistema CR (Agfa, mod. CR 3.0MM Mamo)</i>	FN (%)	VP (%)	FP(%)	VN(%)
	18%	82%	7%	93%

Embora os testes com mamografias digitais tenham sido realizados com um grupo de imagens menor, os resultados foram satisfatórios, pois a diferença de eficácia comparada aos resultados obtidos através dos testes com mamografias convencionais digitalizadas – quando utilizado o *software* de correção – foram bem próximos. Os resultados deste estudo demonstraram que a acurácia no processamento de imagens através do esquema CAD quando adquiridas convencionalmente de um mamógrafo analógico e do sistema CR foi muito similar.

A seguir são apresentados exemplos de imagens processadas (utilizando a técnica GOES, 2002) com indicação de microcalcificações (Figura 7.24) e com indicação de nódulos (utilizando a técnica de SANTOS, 2002), Figura 7.25.

Figura 7.24 - ROIs de imagens de *phantoms* adquiridas de um sistema digital CR, processada com apontamento de microcalcificações

**Figura 7.25 - ROIs de imagens de *phantoms* (a) adquiridas de um sistema digital CR;
(b) imagem segmentada com achado de nódulo**

CAPÍTULO 8 – CONCLUSÕES

8.1- Aspectos gerais a partir dos Resultados dos testes

Este trabalho teve como um dos objetivos principais contribuir para a tarefa de efetuar o controle de qualidade nos digitalizadores de filmes radiográficos, uma vez que na prática clínica da mamografia em diversos centros importantes de radiologia, informações sobre a questão de digitalização das imagens ou módulos digitalizadores são, em geral, insuficientes.

Nesse sentido, foi proposto um procedimento de digitalização automática de filmes mamográficos, para ser empregado como *driver* de qualquer equipamento para digitalização de filmes. A premissa é garantir a eficácia na performance de esquema de processamento daquelas imagens independentemente do *scanner* que está sendo utilizado.

É reconhecido que os esquemas CAD têm representado uma importante ferramenta no auxílio ao diagnóstico médico em diversas aplicações radiológicas, sobretudo na mamografia ([JIANG; 1998], [CHAN; 1990]). Aliados a esses esquemas, sistemas que tratam da otimização de características de obtenção das imagens mamográficas, principalmente através da avaliação dos parâmetros de qualidade, precisam ser explorados com a finalidade de proporcionar ao médico a melhor qualidade possível, as melhores condições de exposição, aquisição e avaliação da

imagem e, conseqüentemente, uma gama maior de informações para a confecção do diagnóstico mais preciso possível. Para isso, é necessário que algumas características importantes da imagem digital sejam padronizadas a fim de garantir que eventuais problemas de qualidade, que possam prejudicar sua avaliação.

Para chegar atingir os objetivos iniciais dessa pesquisa, muito esforço foi empregado na compreensão do funcionamento dos diferentes sistemas de digitalização e para isso realizou-se uma série de testes práticos para verificação da coerência dos valores obtidos.

Analizando as diferentes tecnologias, conseguiu-se identificar o comportamento referente a cada processo e entender seu funcionamento. Os estudos demonstraram a importância relativa dos parâmetros utilizados para a avaliação, pois ficou claro que alguns deles – principalmente os relacionados à transformação das densidades ópticas do filme em níveis de cinza da escala digital – são muito mais relevantes do que outros, uma vez que variam mais de equipamento para equipamento.

Assim, em termos da resolução de contraste, os testes realizados com as curvas características de cada equipamento constataram variações sensíveis em relação à curva característica do filme originalmente utilizado para produzir a imagem. Sem dúvida, destaca-se a superioridade dos *scanners* a laser, além do mod. Vidar, enquanto os *scanners* com tecnologia CCD menos sofisticados apresentaram um maior desvio da curva comparada à medida para o filme. Isso, de certo modo, ratifica a justificativa da significativa diferença de custo entre aqueles dois grupos de digitalizadores. Essa diferença na comparação de resultados implica que, ao digitalizar regiões do filme com baixa densidade óptica, como é o caso das regiões de interesse em imagens de mamas densas, o valor associado ao *pixel* para as imagens produzidas pelo segundo grupo de digitalizadores não será real, pois haverá um escurecimento na região, o que, embora também exista, é muito menor para os *scanners* da linha Vidar e Lumiscan.

Como efeito, ao processar imagens mamográficas por técnicas implementadas como módulos de um esquema CAD para detectar microcalcificações e massas suspeitas, a influência de cada digitalizador é visível. Em outras palavras, os testes comparativos mostraram claramente que o tipo de digitalizador e de procedimento afeta tanto a sensibilidade como a especificidade dos esquemas de processamento, o que pode ser a diferença entre encontrar ou não uma estrutura de interesse clínico. Isso, aliás,

costuma ser um dos principais argumentos para que os grupos de pesquisa nessa área tenham que trabalhar com equipamentos caros, não tanto por conta da sua sofisticação, mas principalmente em razão das características das imagens digitais deles provenientes, que possibilitam obter a melhor performance possível do esquema de processamento.

Entretanto, seguindo a proposta inicial do projeto, a comparação entre os conjuntos de imagens, após a aplicação da técnica de correção desenvolvida, mostrou que as imagens resultantes apresentaram mais fidelidade às densidades ópticas do filme. Na avaliação dos processos relativos à aplicação de técnicas de segmentação para os *scanners* com tecnologia CCD, isso representou uma redução significativa não apenas no número de casos falsos positivos, mas em todos os índices de maneira geral.

Esse resultado é muito importante porque não apenas ressalta a utilidade da ferramenta desenvolvida nesse trabalho, mas um outro consequente aspecto: possibilita a efetiva utilização de digitalizadores menos sofisticados – e, portanto, de menor custo – para a produção das imagens digitais às quais são aplicadas as técnicas de processamento, sem perda de qualidade do seu desempenho.

Verificou-se ainda que o procedimento de “correção” é de grande valia principalmente para os módulos de detecção de microcalcificações em particular, pois refere-se a processamento de imagens de difícil interpretação. Um dos aspectos mais importantes na avaliação do efeito é em relação à detectabilidade de microcalcificações mamárias em esquemas CAD. As microcalcificações, embora facilmente destacáveis em termos de absorção da radiação em comparação às estruturas adjacentes, em teoria, tendem a representar um desafio grande no diagnóstico em mamografia principalmente quando se consideram as imagens de mamas densas; afinal, seu tamanho reduzido, ainda que possível de ser representado nas imagens em filme, acaba conduzindo a uma dificuldade extra de detecção na imagem digital por dois motivos principais: a resolução espacial dos digitalizadores (frequentemente, as menores microcalcificações aparecem representadas por 3 ou 4 *pixels*), e o fato de se confundirem facilmente com o tecido fibroso em imagens de contraste pobre (como as de mamas densas).

Pelas razões acima, a manutenção de características da imagem digital próximas das dos filmes mamográficos de melhor qualidade garante maior eficiência na detectabilidade dessas estruturas em esquemas automáticos. Imagens mais escuras

(como um todo) do que o padrão acabam tendendo a escurecer também as microcalcificações, e como a imagem digital sempre apresenta uma resolução espacial pior do que os melhores filmes mamográficos – seja em referência a imagens em filme digitalizadas por *scanners* como os investigados aqui, seja a imagens obtidas em sistemas CR ou DR – a probabilidade de perda do sinal de interesse é grande. Consequentemente, muitos ruídos são detectados pelos esquemas de processamento, confundidos com as microcalcificações, o que implica taxas mais altas de falsos-positivos. A aplicação do procedimento de transformação de níveis de cinza – atuando diretamente na digitalização da imagem quando do uso do sistema desenvolvido – mostrou, porém, que foi possível obter uma maior uniformidade nos conjuntos de imagens, o que reduziu significativamente as taxas de erros relacionados à técnica de processamento. Afinal, os dados registrados nas tabelas 7.2 a 7.6 do capítulo anterior, por exemplo, ilustram quedas de mais de 70% no número de falsos-positivos para o processamento relativo dos conjuntos de imagens provenientes dos diversos digitalizadores após essa uniformização dos conjuntos de imagens digitalizadas.

Já considerando os conjuntos de imagens utilizados para avaliar a segmentação de nódulos, o procedimento não produziu melhora significativa em termos de nível de detecção dos sinais de interesse, como mostram os dados registrados nas tabelas 7.12 a 7.16. No entanto, ficou bem nítido na avaliação que ocorreu uma melhora na qualidade da segmentação – a estrutura de interesse foi segmentada na maioria dos casos num formato muito mais compatível com a estrutura real, além de se registrar visível redução no ruído de fundo da imagem segmentada.

Nesse ponto, também vale a pena comentar outra questão envolvida na avaliação de qualidade. Verificando que as imagens estavam muito ruidosas e poderiam produzir muitos falsos-positivos, ficou caracterizada a necessidade não apenas da investigação, mas também do tratamento desse problema. Os resultados discutidos mostram que os equipamentos com pouco tempo de uso são os que produziram uma menor quantidade de ruído (no caso, os digitalizadores Microtek, e Epson), enquanto o *scanner* Umax, com aproximadamente 5 anos de uso à época dos testes, foi o que produziu um maior nível de ruído. Ainda que o tempo de uso não seja necessariamente proporcional ao nível de ruído do equipamento (afinal, o Lumiscan 50 e o 75, com cerca do dobro do tempo de utilização, apresentaram taxa de ruído menor), é um dos fatores

que incrementam esse problema, o que mostra a importância de se realizarem avaliações periódicas também desses equipamentos pelos programas de controle de qualidade.

A confiabilidade em digitalizações subsequentes e a distorção geométrica que cada equipamento produz podem ser destacadas como um ponto positivo para todos os equipamentos, independentemente da tecnologia utilizada, ou seja, todos produziram resultados confiáveis em termos de reprodutibilidade e, no caso da distorção geométrica, ela pode ser um problema para imagens cujo valor de resolução espacial é muito alto (por volta dos 1200 dpi). Mas como aqui o foco foi em digitalizadores que não produzem mais do que 600 dpi de resolução real (os que possibilitam obter valores mais altos do que esse só o fazem através de procedimentos artificiais de interpolação proporcionados pelo *software* do fabricante), não foi registrado problema nesse sentido para imagens de qualquer dos sistemas investigados.

8.2- Conclusões finais

Em conclusão à toda a análise conduzida nessa pesquisa, verifica-se que a premissa inicial, que motivou o trabalho, revelou-se positiva. Ou seja, é possível, mediante a aplicação da metodologia descrita, determinar um modelo automatizado de transformação da imagem mamográfica digitalizada em qualquer digitalizador apropriado, a fim de deixá-la adequada a ser processada por esquemas específicos de detecção/segmentação de estruturas de interesse e de modo a otimizar o desempenho desses esquemas.

Na prática, o que se verificou foi que o modelo produziu um resultado bem interessante para otimização de esquemas CAD em mamografia: a possibilidade de se obter um desempenho bastante satisfatório do esquema de processamento, independentemente do digitalizador utilizado para aquisição da imagem digital.

Devido ao grande aumento de recursos digitais em radiologia em geral, ressalta-se aqui também a contribuição deste trabalho ao fazer a análise comparativa com as imagens adquiridas a partir de um sistema CR. O comparativo mostra que a metodologia aqui sugerida mantém a acurácia no processamento de imagens quando

adquiridas de qualquer dos dois sistemas de mamografia – o analógico, convencional com o filme digitalizado por equipamentos como os investigados aqui e o digital.

O objetivo foi comparar a imagem digitalizada de filme passando pelo processo de correção e a imagem digital adquirida do mesmo equipamento mamográfico em termos das relações entre as respectivas curvas características. Embora os resultados se refiram a uma máquina particular, os valores registrados na faixa de exposições do exame mamográfico ficaram muito próximas, não sendo necessário para esse caso a utilização da técnica de correção para as imagens.

Os dados registrados na análise acima apontam um aspecto importante na área: é possível obter altas sensibilidade e performance de um esquema, mesmo que não se utilizem digitalizadores como os da linha laser ou de varredura mecânica de alto desempenho, como os equipamentos da linha Lumiscan e Vidar, testados na pesquisa, que custam mais de US\$ 20 mil, um obstáculo real para a aplicação de esquemas CAD a diversos centros radiológicos. Mas, mesmo a utilização de equipamentos comercialmente baratos pode possibilitar a obtenção de resultados similares aos das imagens digitalizadas por aqueles outros equipamentos bem mais caros, desde que suas características de qualidade sejam conhecidas e, portanto, as imagens por eles digitalizadas sejam uniformizadas com base nesses parâmetros característicos, com isto consegue se estabelecer um protocolo final da investigação para definição da melhor relação custo-benefício associada aos digitalizadores em relação à eficiência do desempenho das técnicas de processamento voltadas à detecção e classificação de estruturas de interesse mamográfico

Portanto, mais do que estabelecer um modelo inédito de avaliação dos digitalizadores e de “correção” da imagem mamográfica digitalizada, o presente trabalho deixa a contribuição de tornar acessível a qualquer instituição radiológica a possibilidade de aplicação de esquemas de processamento para auxiliar a detecção e/ou o diagnóstico de estruturas suspeitas em mamografia, sem ter que despender valores excessivamente elevados, como se preconizava até aqui. Afinal, na faixa de R\$ 3 mil a R\$ 7 mil (valores referentes ao ano de 2010), é possível adquirir diferentes digitalizadores que cumprem perfeitamente as funções necessárias à obtenção de imagem de qualidade – desde que a aquisição utilize o *software* que foi desenvolvido com tal fim neste projeto. Uma significativa economia de mais de R\$ 30 mil e, ainda assim, mantendo-se a melhor performance possível do esquema de processamento.

8.3-Pesquisas Futuras

- Implementação de uma versão do *software* de digitalização automática utilizando a linguagem de programação Java para posteriormente integrar com o esquema CAD do LAPIMO.
- Levantamento de dados e adaptações do sistema de avaliação a imagens adquiridas com mais equipamentos do tipo CR e DR.
- Ampliar o estudo com um conjunto de imagens de mamografias reais.

REFERÊNCIAS

ALBERDI, E.; POVYAKALO, A. A.; STRIGINI, L.; PAYTON, P.; HARTSWOOD, M.; PROCTER, R.; SLACK, R. Use of computer-aided detection (CAD) tools in screening mammography: a multidisciplinary investigation. *British Journal Radiology*, v.78, p.S31-S40, 2005.

ALBUQUERQUE, J.A.G. *Avaliação automática de parâmetros físicos de qualidade de imagem em sistemas de radiologia digital odontológica*. Dissertação (Mestrado)- Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP - Campinas (SP). 247p, 2001.

ÂNGELO, M. F. *Sistema de Processamento de Imagens Mamográficas e Auxílio ao Diagnóstico via-Internet*. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia Elétrica de São Carlos- Universidade de São Paulo (SP), 2007.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT), Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO), Guia para a Expressão de Incertezas de Medição, 3ª edição, 2003.

ASTLEY, S.M.; GILBERT, F.J. Computer-aided detection in mammography. *Clinical Radiology*, v.59, p.390-399, 2004.

AZEVEDO-MARQUES, P. M. Diagnóstico auxiliado por computador na radiologia. *Radiologia Brasileira*, v.34, n.5, 2001

BAUM, F.; FISCHER, U.; OBENAUER, S.; GRABBE, E. Computer aided detection in direct digital full-field mammography: initial results. *European Radiology*, v.12, n.12, p.3015-3017, 2002.

BARUFFALDI, F.; ANGELINI, D.; MATTIOLI, P.; PIEROTTI L. CCD film digitizers in clinical practice: evaluation of the main properties. *Informatics for Health and Social Care*, v.26, p.101-104, 2001.

BASSIGNANI, J. M.; BUBASH-FAUST, L.; CIAMBOTTI, J.; MORAN, R.; McLLHENNY, J. Conversion of Teaching File Cases from to Digital Format: A comparison between use of a diagnostic. Quality Digitizer and Use of a Flatbed Scanner with Transparency Adapter. *Academic Radiology*, v.10, p.536-542, 2003.

BRASSALOTTI, A.L; CARVALHO, A.A. Metrologia para a Vida. *Sociedade Brasileira de Metrologia (SBM)*. Recife, Pernambuco. BRASIL, 2003.

CAMPILHO, A. *Instrumentação Eletrônica - Métodos e Técnicas de Medição*. Porto, Portugal, FEUP Edições, 1ª Edição, 2000.

CANNAVO MJ. As a piece of equipment, a film digitizer get little respect; but everybody seems to have one, and it does require proper care and feeding. *The Journal of imaging Techonogy Management*, <http://www.imagingeconomics.com/library/200406-08.asp>, 2004, 05/03/2009.

CARVALHO A. A., SILVA R., REBELLO J. M. A., VIANA A. F. Matéria, v.8, n.2, p.167-186, 2003, <http://www.materia.coppe.ufrj.br/sarra/artigos/artigo10297>, 01/11/2003

CASTLEMAN, K. R., *Digital image Processing*, New Jersey, Prentice-Hall, 1996.

CHAN, H.P.; NIKLADSON, L.T.; IKEDA D.M.; LAM, K.L.; ADLER, D.D. Digitization requirements in mammography: effects on computer-aided detection of microcalcifications. *Medical Physics*, v.21, n.7, p.1203-1211, 2004.

CHANG, Y.H.; ZHENG, B.; GUR, D. Computer-Aided-Detection of Clustered Microcalcifications on Digitized Mammograms: a Robustness Experiment. *Academic Radiology*, v 4, n.6, p.415-418, 1997.

CURRY III, T.S.; DOWDEY, J.E.; MURRY, R.C. *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology*. Philadelphia. Lea & Febiger. 4th Edition, 1990.

DAVIDSON, H.C. ; JOHNSTON DJ.; CHRISTIAN ME.; HARNSBERGER HR. Comparison of Radiographic Image Quality from Four Digitization Devices as Viewed on Computer Monitors. *Journal of Digit Imaging*, v.14, n.1, p.24-29, 2001.

DHAWAN, A.P.; ROYER,E.L. Mammographic Feature Enhancementby Computerized Image Processing. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v.27, p.23- 35, 1988.

DEZOTTI M.S.G. *Avaliação de filmes radiográficos periapicais em diferentes condições de processamento pelos métodos sensitométrico, digital e morfométrico*. Tese (Doutorado). Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo (SP), 2003.

DOI, K. Overview on research and development of Computer-aided diagnostic schemes. *Seminars in Ultrasound CT and MRI*, v.25, p.404-410, 2004.

ELLIS R. L.; MEADE A. A.; MATHIASON M.A.; WILLISON K.M.;LOGAN-YOUNG W. Evaluation of Computer-aided Detection Systems in the Detection of Small Invasive Breast Carcinoma. *Radiology*. v.245, n.1, 2007.

ERHARDT-FERRON A. *Theory and Applications of Digital Image Processing*. University of Applied Sciences Offenburg, 1 edition, 2000.

ESCARPINATI, M. C. *Investigação de formatos e compressão de imagens digitais para processamento de imagens mamográficas de mamas densas*. Dissertação (Mestrado), Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo (SP), 2002.

ESCARPINATI, M. C.; SCHIABEL, H. Avaliação de técnicas de compressão sem perdas aplicadas a imagens mamográficas digitais de mamas densas - *XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*. São José dos Campos (SP), v.5, p.195-198, 09-12/09/2002.

ESCARPINATI, M. C.; VIEIRA, M. A. C.; SCHIABEL, H. Computer technique for digital radiographic images correction based on the digitizer characteristic curve. *Journal of Digital Imaging*, v.15, p.228-230, 2002.

ESCARPINATI, M. C.; VIEIRA, M. A. C.; SCHIABEL, H. Evaluation of film digitizer's spatial resolution by slit image computational analysis. *SPIE MI. Physics of Medical Imaging*, v.5368, p.861-868, 2004.

EVANS, A.L. *The Evaluation of Medical Images*. Adam Hilger Ltd., Bristol, England, 1981.

FREITAS, A.G.; KEMP, C.; LOUVEIRA, M.H.; FUJIWARA, S.M.; CAMPOS, L.F. Mamografia Digital: perspectiva atual e aplicações futuras - *Radiologia Brasileira*, v.39, n.4, p.287-296, 2006.

FURQUIM, T. A. C. *Metodologia para correlação entre doses e detectabilidade em imagens mamográficas padrões: aplicação no Estado de São Paulo*. Tese (Doutorado). Universidade Estadual de São Paulo – IPEN- São Paulo (SP), 2005.

GIGER, M. L.; DOI, K. Investigation of basic imaging properties in digital radiography. I. Modulation transfer function. *Medical Physics*, v.11, p.287-295, 1984.

GIGER, M.L. Computer Aided Diagnosis of breast lesions in medical images. *Computing in Science Engineering*, v.2, n.5, p.39-45, 2000.

GIGER M. L., CHAN HEANG-PING, BOONE J. Anniversary Paper: History and status of CAD and quantitative image analysis: The role of Medical Physics and AAPM. *Medical Physical*. v35, n.12, p. 5799-5820, 2008.

GITLIN JN.; SCOTT WW.; BELL K.; NARAYAN A. Interpretation Accuracy of a CCD Film Digitizer. *Journal of Digit Imaging*, v.15, p.57-63, 2002.

GOES, C. E. *Segmentação de imagens mamográficas digitais para detecção de microcalcificações em mamas densas*. Dissertação (Mestrado), Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo (SP), 2002.

GOES, R. F.; SCHIABEL, H.; ESCARPINATI, M. C. Qualidade do processamento de imagens mamográficas adquiridas em um digitalizador com tecnologia a laser e um com tecnologia CCD. *II Workshop de Visão Computacional*, p. 105-110 – São Carlos (SP) – 16-18/10/2006.

GOES, R.F.; SCHIABEL, H. Computational adjustment technique for digital mammographic images based on the digitizer characterist curve. *Journal Electronic Imaging*, vol.17, n.4, p.043012 1 – 043012 9, 2008.

GOES, R.F.; SCHIABEL, H; ESCARPINATI, M. C. Effect of the characteristics of mammographic images digitized by “optical” and laser digitizers on a clustered microcalcifications segmentation technique: a comparative study. *SIIM – Society For Imaging Informatics In Medicine Annual Meeting*, Providence – Rhode Island, p. 80 -82, June 7-10, 2007

GOES, R. F. *Investigação do uso de imagens mamográficas adquiridas em diferentes digitalizadores no desempenho do processamento de imagens para detecção de microcalcificações*. Dissertação (Mestrado) Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo (SP), 2006.

GONZÁLEZ-LÓPEZ, A. Useful optical density range in film dosimetry: limitations due to noise and saturation. *Physics in Medicine and Biology*, v.52 p.N321–N327, 2007

GONZALEZ R. C.; WOODS R E.. *Digital Image Processing*. Prentice Hall, 2002.

GLUCKMAN, L.; REINSTEIN, L.E. Comparison of there high-resolution digitizers for radiochromic film dosimetry. *Medical Physical*, v.29, n.8, p.1839, 2002

HAUS, A. G.; ROSSMANN, K.; VYBORNÝ, C.; HOFFER, P. B.; DOI, K. Sensitometry in Diagnostic Radiology. Radiation Therapy and Nuclear Medicine. *Journal Applied Photographic Engineering*, v.3, n.3, p.114-124, 1977.

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

HANGIANDEROU, N.J.; O CONNOR, T.C.; FELMLEE, J.P. An evaluation of the signal and noise characteristics os four CCD-based film digitizers. *Medical Physics*, v.25, n.10, p.2020-2026,1998.

HEMMINGER,B.M.; COLE,E.; ZONG,S.; YAFFE, M.; AYLWARD, S.; MAIDMENT, A.; WILLIAMS, M. ; NIKLASON, L. ; JOHNSTON, R.; PISANO, E. D. Evaluation of digital processing methods for the display of digital mammography. *SPIE - Medical Imaging*, v.3658, p.382- 393, 1999.

INCA- Instituto Nacional do Câncer. *Coordenação de Programas de Controle do Câncer no Brasil: dados dos registros de câncer de base populacional do Rio de Janeiro*, <http://www.inca.gov.br>, 2010, 01/09/2010.

ISHIDA, M.; DOI, K.; LOO, L-N.; METZ, C.E.; LEHR, J.L. Digital image processing: effect on detectability of simulated low-contrast radiographic patterns. *Radiology*, v.150, p.569-575, 1987

JAVADI, M.; SUBHANNACHART, P.; LEVINE, S.; VIJITSANGUAN, C.; TUNGSAGUNWATTANA, S.; DOWELL, S.; OLSEN, S. Diagnosing pneumonia in rural Thailand: Digital cameras versus film digitizers for chest radiograph teleradiology. *International Journal of infectious Diseases*, v.10, n.2, p.129-135, 2006.

JIANG, Y.; NISHIKAWA, R. M.; PAPAIOANNOU, J. Requirement of microcalcification detection for computerized classification of malignant and benign clustered microcalcifications. *SPIE - Image Processing*, v.3338, p. 313-326, 1996.

JOHN MALEYEFF; NEWELL; KAMINSKY. Probability modeling applied to CAD systems for mammography. *International Journal of Health Care Quality Assurance*. v.17,n.3, p.125-134, 2004.

KALLERGI, M. Computer-aided diagnosis of mammographic microcalcification clusters. *Medical Physics*, v.31, n.2, p.314-326, 2004.

KANG, W.S. ; MIN D.K. ; JUNG H.; KIM S.R. ; SON Y.M. ; DO J.H. , YOO H.S. ; KIM H.J. Quantitative Assessment of Film Digitizer Used Film less Full PACS System: LASER vs. CCD Digitizer. *Proc. Of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering* – Sidney - Australia, 2003.

KARSSEMEIJER, N. A common database for research in mammographic image analysis. *SPIE - Image Processing & Biomedical Visualization*, v.1905, p.542-543, 1993

KARSSEMEIJER, N.;OTTEN, J.D.M.; VERBEEK, A.L.M; *et al.* Computer Aided Detection versus independent double reading of masses on mammograms. *Radiology*, v.227, p.192-200, 2003.

KHANNA N., MIKKILINENI A. K. Scanner Identification Using Sensor Pattern Noise. *Proc. Of SPIE-IS&T Electronic Imaging*, v 6505, p. 65051K-10

KHIREDDINE, A.; BENMAHAMMED, K.; PUECH, W. Digital image restoration by Wiener filter in 2D case. *Advances in Engineering Software*, Elsevier Ltd. 38 (2007) 513–516. doi:10.1016/j.advengsoft.2006.10.001.

KENNETH,W.C.; WILLIAM,B.D.; EDWARD, M.; THOMAS K. P.; G.JAMES BLAINE. Observer Study Involving Laser-Digitized versus CCD – Digitized Images. *Journal of Digital Imaging*. v.15, n.1, p. 53-56, 2002.

KOPANS, D.B. *Imagem da Mama*. Tradução de Mauro Bertuol. 3.ed. .Rio de Janeiro: Medsi, 2000.

KHIREDDINE, A.; BENMAHAMMED, K.; PUECH, W. Digital image restoration by Wiener filter in 2D case. *Advances in Engineering Software*, p 513–516, 2007.

KUZMIAK, C. M.; PISANO, E. D.; COLE, E. B.; ZENG, D.; BURNS, C. B.; ROBERTO, C.; PAVIC, D; LEE, Y.; SEO, B. K.; KOOMEN, M.; WASHBURN, D. Comparison of full-field digital mammography to screen-film mammography with respect to contrast and spatial resolution in tissue equivalent breast *phantoms*. *Medical Physics*, v.32, p.3144-3150, 2005.

MAYO P, RODENAS F, GINESTAR D, VERDÚ G, MIRÓ R. Diffusion equations with negentropy applied to denoise mammographic images. *EMBS Annual International Conference. Proceedings of the 28th IEEE*. New York City (USA), 30/08 – 03/09/2006.

MARTINEZ, A.C. *Desenvolvimento de novas técnicas para redução de falso-positivo e definição automática de parâmetros em esquemas de diagnóstico auxiliado por computador em mamografia*. Tese (Doutorado), Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo (SP), 2007.

MAVROFORAKIS, M.; GEORGIO, H; DIMITROPOULOS, N.; CAVOURAS, D.; THEODORIDIS, S. Significance analysis of qualitative mammography features, using linear classifier, neural networks and support vector machines. *European Journal of Radiology*, v.54, ed.1, p.80-89, 2005

MEEDER, R.J; JAFFRAY, D.A.; MUNRO, P. Tests for evaluating laser film digitizers, *Medical Physics*, v.22, n.2, p.635-642, 1995.

MELO F. D.; Contornos ativos snakes para a segmentação de imagens digitais. Presidente Prudente. Universidade do Oeste Paulista, 84p, 2005

METZ, C.E. ROC Methodology in Radiologic Imaging. *Investigative Radiology*, v.21, p.720-733, 1986.

MYLER, H. R; WEEKS, A. R. *Computer image recipes in C*. Prentice-Hall, 1993, 304p.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. *Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico*. Brasília/DF, Diário Oficial da União, 02/06/1998 (Portaria da Secretaria de Vigilância à Saúde 453).

MITCHELL JR., G.W.; BASSET, L.W. *Mastologia Prática*. Rio de Janeiro Revinter, 1988.

MOHAPATRA, S.K.; ANDERSON, W.F.; KEYES, G.S.; LINDQUIST, T.R.; PEARSON, V.E. Hard-copy requirements and imager characteristics for full field digital mammography (FFDM) applications. *SPIE - Medical Imaging*, v.3658, p.269- 279, 1999.

NERISSIAN, D.Y. *Determinação das Dimensões do Ponto Focal de Tubos de Raios X Utilizando um Sensor CCD e o Método das Funções de Transferência*. Tese (Doutorado). Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - Universidade de São Paulo – IPEN-USP. (SP), 2004.

NISHIKAWA, R.M.; MAWDSLEY, G.E.; FENSTER, A.; YAFFE, M.J. Scanned projection digital mammography. *Medical Physics*, v.14, n.5, p.717-727, 1987.

NISHIKAWA, R.M.; JIANG, Y.; GIGER, M.L.; DOI, K.; VYBORNÝ, C.J.; SCHMIDT, R.A. Computer-aided detection of clustered microcalcifications. *Proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, Chicago, p.1375-1378, 1993

NISHIKAWA, R.M.; YARUSSO, L.M. Variations in measured performance of CAD schemes due to database composition and scoring protocol. *SPIE-International Symposium Medical Imaging- Image Processing*, v.3338, p.840-844, 1998.

NUNES, F.L.S.; SCHIABEL, H.; PATROCÍNIO, A.C. Breast clustered microcalcifications detection: influence of the gray scale levels on the performance of a CAD scheme. *I International Seminar on Bioelectronic Interfaces and III Workshop on Cybernetic Vision*, p.92-97, Campinas (SP), 23-26/02/1999.

NUNES, F.L.S.; SCHIABEL, H. Detecção de agrupamentos de microcalcificações mamárias através de processamento de imagens mamográficas com detecção semi-automática de regiões de interesse. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v.16, n.3, p.139-151, 2000.

NUNES, F.L.S. *Investigações em Processamento de Imagens Mamográficas para Auxílio ao Diagnóstico de Mamas Densas*. Tese (Doutorado)- Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo (SP), 2001.

OBENAUER, S.; SOHNS, C.; WERNER, C.; GRABBE, E. Computer-aided detection in full-field digital mammography: detection in dependence of the BI-RADS categories. *The Breast Journal*, v.12, n.1, p.16-19, 2006.

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

PARTHA P MONDAL, RAJAN K. Filter for biomedical imaging and image processing. *Journal of Optical Society of America*, v.23, n.7, 2006.

PATROCÍNIO, A.C.; SCHIABEL,H.; BENATTI,R.; GOES,C.E.; NUNES,F.L.S. Investigation of clustered microcalcifications features for an automated classifier as part of a mammography CAD scheme. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Chicago, 23- 28/07/2000.

PATROCÍNIO, A. C.; SCHIABEL, H. – Classifier scheme for clustered microcalcifications in digitized mammograms by using artificial neural networks – V Congresso Brasileiro de Redes Neurais, Rio de Janeiro (RJ), 02-05/04/2001.

PATROCÍNIO, A. C. *Classificador Automático de Achados Mamográficos em Imagens Digitais de Mamas Densas Utilizando Técnicas Híbridas*. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia Elétrica de São Carlos, Universidade de São Paulo (SP), 2004.

PAELINCK , L.; NEVE, W.; WAGTER, C. Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic film dosimetry. *Institute of Physics Publishing*, v.52, p.231- 242, 2007.

PEREIRA, D.C.; NASCIMENTO, M.Z.; SCOTT, L.P.B; KURASHIMA, C.S. Avaliação de Filtros Wavelets Aplicados no Pré-Processamento de Imagens Mamográficas. *XI Congresso Brasileiro de Informática em Saúde*. Campos do Jordão, São Paulo. Brasil, 2008.

QIANG LI. Reliable Evaluation of performace level for Computer – Aided Diagnostic Scheme. *Academic Radiology*, v.14, p.985-991, n.8, 2007.

RIBEIRO, P. B. *Classificação por análise de contornos de nódulos mamários utilizando redes neurais artificiais*. Dissertação (Mestrado) Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo (SP), 2006.

SAHINER,B.; CHAN,H.P.; HADJIISKI, L.M.; HELVIE, M.A.; PARAMAGUL, C.; GE,J.; WEI,J.; ZHOU,C. Joint two-view information for computerized detection of microcalcifications on mammograms. *Medical Physics*, v.33, p.2574-2585, 2006.

SANTOS, V.T. *Segmentação de Imagens Mamográficas para Detecção de Nódulos em Mamas Densas*. Dissertação (Mestrado) Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo (SP), 2002.

SCHWARTSMANN, G. Breast Cancer in South America : Challenges to Improve Early Detection and Medical Management of a Public Health Problem, *Journal of Clinical Oncology*, v.19, n.18S, p.118s -124s, 2001.

SCHIABEL, H.; NUNES,F.L.S.; AZEVEDO MARQUES,P.M.; FRÈRE,A.F. A computerized scheme for detection of clusters of microcalcifications by mammograms image processing. *Medical & Biological Engineering & Computing*, v.35, n.2, p.705, 1997.

SCHIABEL, H.; NUNES, F.L.S.; ESCARPINATI, M.C.; GOES, C.E. Investigations on the effect of different characteristics of images sets on the performance of a processing scheme for microcalcifications detection in digital mammograms. *Journal of Digital Imaging*, v.14, n.2, p.224-225, 2001.

SCHIABEL, H; VIEIRA, M.A.C.; MARTINEZ, A.C. Um estudo sobre o processo de aquisição na formação e no processamento de imagens mamográficas. *XIX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica*- João Pessoa- Brasil, 22-25/09/2004.

SCHIABEL, H.; MARTINEZ, A. C.; VIEIRA, M. A. C.; ESCARPINATI, M. C. – Evaluating the influence of image acquisition system quality on a mammographic images processing scheme – *SCAR Annual Meeting*, p 90-91, Orlando, 2005, 2-5/06/ 2005.

SCHIABEL, H.; ESCARPINATI, M.C.; FREITAS, L.P. Base de imagens mamográficas digitalizadas para consulta e uso em testes de esquemas CAD. *XXXV Congresso Brasileiro de Radiologia. Suplemento de Resumos dos Painéis e Temas Livre do XXXV Congresso Brasileiro de Radiologia*, v.39, 2006.

SCHIABEL H., SANTOS V. T., ANGELO M. F. Segmentation technique for detecting suspect masses in dense breast digitized images as a tool for mammography CAD schemes. *The 23th ACM SAC Conference – Fortaleza –* p.1333-1337, 2008.

SHIEH, Y.Y.; ROBERSON, G.H.; MITRA, S. Enhancement of CCD Film Digitizer by Adaptive Calibration. *Proceedings of the Eighth Annual IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems*, p.0218, 1995.

SILVA JÚNIOR, E. C. *Modelo de Processamento de Imagens Mamográficas para Detecção de Agrupamentos de Microcalcificações*. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos-Universidade de São Paulo (SP), 2009.

STEMBERG, D. R. M; SCHIABEL, H. ; GUIMARAES, L. T. G. . Development of a breast statistical phantom prototype for mammographic image qualification. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, IFMBE Proceedings, Munich* v. 25-II. p.106-109, 2009.

SONGYANG, Yu; GUAN, Ling .A CAD System for the Automatic Detection of Clustered Microcalcification in Digitized Mammogram Films. *IEEE - Transactions on Medical Imaging*, v,19, n.2, p.115-126, 2000.

TOURASSI G. D, HARRAWOOD B, FLOYD C. E. Cross-Digitizer Robustness of a Knowledge-Based CAD System for Mass Detection in Mammograms. *Medical Imaging – Proc. Of SPIE*, v.6514, p. 65141Y 1-7, 2007.

VIEIRA, M.A.C.; ESCARPINATI, M.C.; SCHIABEL, H.; CAETANO, C.A.C.; NUNES, F.L.S. A segmentation technique for digital mammograms: saving

processing time and memory. *IX Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing* – Pula-Croatia, p.558-561, 12-15/06/2001.

VIEIRA, M.A.C. *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 (SP), 2005.

YIN F.F.; GIGER L.M.; DOI K.; YOSHIMURA H.; XU X-W; NISHIKAWA R. Evaluation of imaging properties of a laser film digitizer. *Physics in Medicine and Biology*, v.31, n.1, p. 273-280, 1992.

YONGJUN LUO. Image Denoising by Wavelet Thresholding. *Computer Organization and Programming for Scientific Computing*. University of Maryland. Report No.: AMSC 662, 2002.

WALLET, B.C.; SOLKA, J.L.; PRIEBE, C.E. A method for detecting microcalcifications in digital mammograms. *Journal of Digital Imaging*, v.10, p.136-139, 1997.

WELCH, P.D. The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: a method based on time averaging over short modified periograms. *IEEE Transactions Audio Electroacoustics*, v.AU-15, p.73-77, 1967

WILCOX, E.; DASKALOV, G; NEDIALKOVA, L. Comparasion of the Epson Expression 1680 flatbed and the Vidar VXR-16 Dosimetry PRO film *scanners* for use in IMRT dosimetry using Gafchromic and radiographic film. *Medical Physics*, v.34, n.1, 2007.

WOLBARST, A.B. *Physics of Radiology*. Appleton & Lange, 1993.

ZHANG I, NOSRATININ AO, WELLS Jr. Image denoising via wavelet-domain spatially adaptive fir wiener filtering. *Acoustics, Speech and Signal Processing*, v.4, p. 2179:2182, 2000.