UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
Departamento de Engenharia Elétrica

**INVESTIGAÇÃO DO USO DE IMAGENS
MAMOGRÁFICAS ADQUIRIDAS EM DIFERENTES
DIGITALIZADORES NO DESEMPENHO DO
PROCESSAMENTO DE IMAGENS PARA
DETECÇÃO DE MICROCALCIFICAÇÕES**

Renata de Freitas Góis

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos, da Universidade de São Paulo, como requisito para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Homero Schiabel

São Carlos

2006

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

Góis, Renata de Freitas
G598i Investigação do uso de imagens mamográficas adquiridas em diferentes digitalizadores no desempenho do processamento de imagens para detecção de microcalcificações / Renata de Freitas Góis. — São Carlos, 2006.

Dissertação (Mestrado) — Escola de Engenharia de São Carlos-Universidade de São Paulo, 2006.

Área: Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Homero Schiabel.

1. Mamografia. 2. *Scanners*. 3. Esquema CAD. 4. Processamento de Imagens. I. Título.

Agradecimentos

A Deus, pela minha vida e pela oportunidade de conhecer todas estas pessoas, pois sua proteção e bênção me permitiram chegar até aqui.

Ao Prof. Associado Homero Schiabel, agradeço sinceramente pela orientação neste trabalho, por todos os seus conhecimentos que me foram transmitidos com confiança, paciência e muita discussão.

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

Ao Emerson, meu namorado, pelo apoio, estímulo, pelas sugestões relacionadas ao meu trabalho e principalmente pelo amor demonstrado ao longo desses anos, sem o qual nada disso teria sentido.

A minha irmãzinha, que sempre torceu por mim.

A minha avó Otília (*in memoriam*) afetosamente viva em meu coração e ao meu avozinho Antônio que deposito todo o meu carinho.

Aos amigos do Lapimo pelas discussões técnicas, pela colaboração – real e virtual – e pela agradável convivência. Eveline, Patrícia, Ana, Michele, Cláudio, Evanivaldo, Mogi e Leandro . Um agradecimento especial aos colegas Maurício, que, gentilmente me auxiliou no rumo deste trabalho e a Vivian com seus pacotes de imagens trazidas de Botucatu.

Aos meus amigos de disciplinas, por ter deixado as madrugadas de estudos mais divertidas, o Sérgio com suas piadas, Leandro, Eder, Evandro, Rodrigo, Karol e em especial à Ana Cláudia Paris, uma grande amiga, um agradecimento especial pela colaboração nas discussões técnicas e companheirismos demonstrados na hora de descontração.

Aos professores e funcionários do Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade de São Paulo.

Ao Hospital das Clínicas de Botucatu/SP, da UNESP, pelas imagens fornecidas.

A todos aqueles que contribuíram de alguma forma para que este trabalho fosse realizado e injustamente não foram citados, muito obrigada!

*“A diferença não está no tamanho do seu sonho,
mas no tamanho da sua vontade em querer realizá-lo”*

Resumo

GOIS, R.F. (2006) – *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, São Carlos, 2006.

O presente projeto de pesquisa trata de uma comparação no processamento de imagens mamográficas adquiridas no *scanner* a laser (Lumiscan50) e no *scanner* “óptico” convencional com adaptador para digitalização de filme (Umax mod. PowerLook 1120). Por meio de uma análise estatística, verificou-se que o *scanner* “óptico” produz um aumento acentuado na intensidade (nível de cinza) na imagem digitalizada em relação ao mamograma original. Em função dessas respostas, foi desenvolvido um procedimento para compensar o deslocamento da curva de cada digitalizador em relação à curva característica do filme. Em seguida, imagens selecionadas de exposições de *phantom* e de mamografias reais foram digitalizadas em ambos os *scanners* e processadas por uma técnica de segmentação para detecção de microcalcificações, desenvolvida previamente no nosso grupo de pesquisas, a fim de estabelecer uma comparação da sensibilidade de detecção do esquema para imagens digitalizadas pelos dois tipos de equipamentos. Baseada nestas comparações, a análise do comportamento de um esquema CAD em mamografia, considerando a utilização de imagens digitalizadas em ambos os tipos de *scanners*, mostrou equivalência na sensibilidade e na especificidade, mas somente quando foi aplicada a técnica de transformação com base na análise das respectivas curvas características. Embora a performance do esquema tenha sido cerca de 10% mais eficiente com as imagens digitalizadas pelo sistema laser, a redução no nível de intensidade das imagens do digitalizador “óptico” – que, na prática, significou aproximar a sua curva característica em relação a curva característica do laser – proporcionou resultados equivalentes da segmentação. Ao considerar também que a tecnologia a laser é bastante cara e a tecnologia CCD tem um custo absurdamente menor, verifica-se a possibilidade da utilização dessa última sem prejudicar a eficácia no processamento, desde que aplicado o *software* de “correção” apropriado baseado na análise das curvas características.

Palavras-chave: mamografia, *scanners*, esquema CAD, processamento de imagens.

Abstract

GOIS, R.F. (2006) – *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, São Carlos, 2006.

This work is intended in comparing the results from a mammographic images processing scheme considering images sets digitized by a laser and by an “optical” *scanners* (Lumiscan50 and Umax Powerlook 1120 units, respectively). By means of a statistical analysis, we could verify that the “optical” *scanner* yields a remarkable increase in the digitized image intensity (gray scale) relative to the original mammogram. A procedure was developed to compensate the shift each digitizers characteristic curves relative to the film one, as a function of such responses. Then, selected images from *phantom* exposures as well as from actual mammographic exams were digitized by both *scanners* and processed by a previously developed segmentation technique for detection of clustered microcalcifications in order to establish the comparisons. The results have shown that, considering the use of images digitized by both types of *scanners*, there was an equivalence between the two images sets as for sensibility as well as for specificity, but only when applied the transformation technique based on the analysis of the digitizers respective characteristic curves. Although the scheme performance was about 10% more efficient with the images set from the laser scanner, when an intensity level decrease procedure was introduced to the images from the “optical” digitizer – which means to approach its characteristic curve to the laser digitizer one – the segmentation results were equivalent. Therefore, taking into account that the laser technology is very expensive while the CCD one is notably smaller, the results show that extending the CCD technology use to CAD schemes in mammography is a real possibility, without prejudice the processing efficacy. But this is possible only when applied the appropriate “correction” by means of the characteristic curves study.

key word: mammography , *scanners* CAD schemes, images processing.

Lista de Figuras

Figura 1.1- Estimativa de Incidência de Câncer no Brasil para 2006.....	16
Figura 2.1- A cadeia da imagem mamográfica.....	22
Figura 2.2- Exemplo de um aparelho mamográfico comercial.....	24
Figura 2.3- Ilustração de um exame mamográfico real (a) posição crânio- caudal; (b) posição médio-lateral oblíqua.....	25
Figura 2.4- Mamografias das Incidências (a) posição crânio-caudal; (b) posição médio-lateral oblíqua.....	26
Figura 2.5- Exemplos de mamogramas magnificados com microcalcificações: (a) mamograma com microcalcificações pleomórficas (variam em forma e tamanho); (b) mamograma com agrupamento de microcalcificações de potencial indeterminado.....	27
Figura 2.6- Efeito do tamanho do ponto focal na nitidez das imagens radiográficas.....	30
Figura 3.1- Mamografia apresentando agrupamento de microcalcificações.....	34
Figura 3.2- Calcificações "em pipoca", típicas do fibroadenoma calcificado.....	36
Figura 3.3- Calcificação em "casca de ovo", em parede cística (seta maior) e calcificação arterial (seta menor).....	36
Figura 3.4- Tipos morfológicos de Microcalcificações.....	37
Figura 3.5- Forma do agrupamento oval, parecendo desenhar um lóbulo mamário: calcificações benignas da alteração fibrocística.....	38
Figura 3.6- Regiões suspeitas de um exame mamográfico marcadas com triângulos azuis (microcalcificações) e por asteriscos (nódulos) em um CAD comercial.....	40
Figura 3.7- Desempenho de um esquema CAD em detectar e classificar microcalcificações comparado ao desempenho dos radiologistas sem auxílio computacional.....	42
Figura 3.8- Fluxogramas que esboçam os esquemas computarizados para a detecção automatizada de massas e clusters de microcalcificações [DOI 1995].....	44
Figura 3.9 – Diagrama do sistema de processamento para detecção de microcalcificações [NUNES 2001].....	45
Figura 3.10 – Diagrama esquemático do procedimento RCC [NUNES 2001].....	46
Figura 3.11- Diagrama esquemático do procedimento RCA[NUNES 2001].....	46
Figura 3.12- Diagrama esquemático do procedimento RTH[NUNES 2001].....	47
Figura 3.13- Diagrama esquemático do procedimento RFP[NUNES 2001].....	47

Figura 3.14- Método de detecção Híbrido B proposto neste trabalho [GOES 2002].....	48
Figura 3.15-Método de detecção de microcalcificações proposto por [ISHIKAWA 1992].....	49
Figura 3.16- Método de detecção de microcalcificações proposto por [WALLET 1997].....	50
Figura 3.17- Tela do programa desenvolvido para os testes com um mamograma digitalizado pronto para o processamento [GOES 2002].....	50
Figura 4.1 – Diagrama de curva característica de um filme radiográfico	55
Figura 4.2 – (a) Digitalizador por reflexão (b) Digitalizador por transmissão.....	59
Figura 4.3 - Imagem do filme de teste com sua cunha.....	60
Figura 4.4 - Esquema simplificado de um aparelho de mamografia digital.....	64
Figura 5.1 (a) Digitalizador de filmes radiográficos modelo Lumiscan 50 (b) Digitalizador de filmes radiográficos modelo PowerLook 1200-UMAX instalados no LAPIMO.....	68
Figura 5.2 - Diagrama esquemático proposto para a análise comparativa de ambos os digitalizadores.....	68
Figura 5.3 - Filme mamográfico sensibilizado pelo sensitômetro, utilizando o aparelho Mod. Dual-Flashing	70
Figura 5.4 - Gráfico retratando a resposta dos digitalizadores em função da densidade óptica do filme.....	71
Figura 5.5 – (a) Imagem de <i>phantom</i> digitalizada no scanner laser e (b) no scanner óptico.....	72
Figura 5.6 – (a) Região da imagem de <i>phantom</i> digitalizada no scanner laser e (b) no scanner óptico.....	72
Figura 5.7 - (a) Gráfico das DOs do Digitalizadores e (b) Cálculo da curva que mais se aproxima dos dados traçados em (a).....	77
Figura 5.8 – (a) Imagem mamográfica original digitalizada no scanner a laser; (b) mesma imagem digitalizada no scanner óptico; (c) Resultado da aplicação do Polinômio de Correção à Imagem digitalizada no scanner óptico.....	77
Figura 5.9 – RIs de imagens de <i>phantoms</i> (a) digitalizada no <i>scanner</i> laser e (b) digitalizada no scanner “óptico” aplicada a transformação pelo polinômio de correção, processada com apontamento de microcalcificações.....	78
Figura 5.10 – RIs de imagens mamográfica (a) digitalizada no scanner laser e (b) digitalizada no scanner “óptico” aplicada a transformação pelo polinômio de correção, processada com apontamento de microcalcificações.....	79
Figura 5.11 - (a) Gráfico das DOs do Digitalizadores e (b) Cálculo da curva que mais se aproxima dos dados traçados em (a).....	80
Figura 5.12 – (a) Imagem de <i>Phantom</i> digitalizada no scanner laser; (b) Resultado da aplicação do Polinômio de Correção à Imagem digitalizada no scanner laser; (c) mesma imagem digitalizada no scanner “óptico”.....	81
Figura 5.13 – RIs de imagens de <i>phantoms</i> (a) digitalizada no <i>scanner</i> “óptico” e (b) digitalizada no scanner laser aplicada a transformação pelo polinômio de correção, processada com	

apontamento de microcalcificações.....	82
Figura 5.14 – RIs de imagens mamográfica (a) digitalizada no scanner laser aplicada a transformação pelo polinômio de correção e (b) digitalizada no scanner “óptico”, processada com apontamento de microcalcificações.....	82
Figura 5.15 - (a) Gráfico das DOs do Digitalizador a laser e a curva característica medida para o filme (“Ideal”) e (b) Cálculo da curva que mais se aproxima dos dados traçados em (a).....	84
Figura 5.16 - (a) Gráfico das DOs do Digitalizador “óptico” e a curva característica medida para o filme (“Ideal”) e (b) Cálculo da curva que mais se aproxima dos dados traçados em (a).....	84
Figura 5.17- Exemplo de aplicação do polinômio descrito na eq. 5.3 para aplicar o processo de transformação no níveis de cinza de uma imagem mamográfica digitalizada no scanner laser de acordo com as características de cada curva medida para o filme (“Ideal”).....	85
Figura 5.18- Exemplo de aplicação do polinômio descrito na eq. 5.4 para aplicar o processo de transformação no níveis de cinza de uma imagem mamográfica digitalizada no scanner “óptico” de acordo com as características de cada curva medida para o filme (“Ideal”).....	85
Figura 5.19- Conjunto de imagens de <i>phantom</i> onde (a) imagem processada digitalizada no scanner a laser (b) mesma imagem após a aplicação do polinômio (c) imagem digitalizada no scanner “óptico” (d) mesma imagem após a aplicação do polinômio.....	86
Figura 5.20 -Conjunto de imagens mamográficas onde (a) imagem processada digitalizada no scanner a laser (b) mesma imagem após a aplicação do polinômio (c) imagem digitalizada no scanner “óptico” (d) mesma imagem após a aplicação do polinômio.....	87
Figura 6.1 – (a) Região da imagem de mamograma com achado de microcalcificações.....	91
Figura 6.2 – (a) Região da imagem de <i>phantom</i> digitalizada no scanner laser e (b) no scanner “óptico” após aplicação do polinômio de transformação da curva característica.....	91
Figura 6.3 – (a) Região da imagem de <i>phantom</i> digitalizada no scanner laser , (b) no scanner “óptico” e (c) no scanner “óptico” após aplicação do polinômio de transformação da curva característica.....	94
Figura 6.4 – Região da imagem de mamograma (a) digitalizada no scanner laser , (b) no scanner “óptico” e (c) no scanner “óptico” após aplicação do polinômio de transformação da curva característica, com respectivo resultado da segmentação.....	95
Figura 6.5 – Exemplo de uma região de interesse de mamograma com marcações do Ruído.....	96
Figura 6.6 – Curva ROC para detecção de microcalcificações após processamento do conjunto de imagens digitalizadas no <i>scanner</i> laser – Az de 0,96.....	97
Figura 6.7 – Curva ROC para detecção de microcalcificações após processamento do conjunto de imagens digitalizadas no <i>scanner</i> “óptico” após transformação por correção polinomial – Az de 0,94.....	97
Figura 6.8 – Curva ROC para detecção de microcalcificações após processamento do conjunto de imagens digitalizadas no <i>scanner</i> “óptico” sem transformação – Az de 0,90.....	97
Figura 6.9 – Região segmentada da imagem de <i>phantom</i> (a) digitalizada no <i>scanner</i> laser , (b) no	

<i>scanner</i> laser após aplicação do polinômio de transformação da curva característica.....	100
Figura 6.10 – Região segmentada da imagem de um mamograma real (a) digitalizada no <i>scanner</i> laser , (b) no <i>scanner</i> laser após aplicação do polinômio de transformação da curva característica.....	101
Figura 6.11 – Curva ROC para detecção de microcalcificações após processamento do conjunto de imagens digitalizadas no <i>scanner</i> laser aplicada a transformação – Az de 0,90.....	102
Figura 6.12 – Curva ROC para detecção de microcalcificações após processamento do conjunto de imagens digitalizadas no <i>scanner</i> “óptico” – Az de 0,90.....	102
Figura 6.13 – Curva ROC para detecção de microcalcificações após processamento do conjunto de imagens digitalizadas no <i>scanner</i> laser sem a transformação – Az de 0,95.....	102
Figura 6.14 – Curva ROC para detecção de microcalcificações após processamento do conjunto de imagens digitalizadas no <i>scanner</i> laser – Az de 0,95.....	106
Figura 6.15 – Curva ROC para detecção de microcalcificações após processamento do conjunto de imagens digitalizadas no <i>scanner</i> Laser após a transformação – Az de 0,96.....	106
Figura 6.16 – Curva ROC para detecção de microcalcificações após processamento do conjunto de imagens digitalizadas no <i>scanner</i> “óptico” – Az de 0,90.....	106
Figura 6.17 – Curva ROC para detecção de microcalcificações após processamento do conjunto de imagens digitalizadas no <i>scanner</i> “óptico” após transformação – Az de 0,95.....	106
Figura 6.18 – Região segmentada da imagem de um mamograma real (a) digitalizada no <i>scanner</i> laser ; (b) no <i>scanner</i> laser após aplicação do polinômio; (c) digitalizada no <i>scanner</i> “óptico” ; (d) no <i>scanner</i> ”óptico” após aplicação do polinômio.....	107

Lista de Abreviaturas

A/D - Analógico-digital

Az - Área sob a 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

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

Curva ROC - do inglês: Receiver Operating Characteristic

DO - Densidade óptica

DP - Desvio padrão

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

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

FN - Falso negativo

FP - Falso positivo

FTM - Função de Transferência de Modulação

INCA - Instituto Nacional de Câncer

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

MLO – Médio Lateral Óbliqua

Pixel - Elemento de imagem, do inglês: Picture Element

PMT - Tubo foto-multiplicador, do inglês: Photo Multiplier Tube

RI - Região de interesse

TIFF- Tag Image File Format

USP - Universidade de São Paulo

Lista de Tabelas

Figura 3.1 – Tabela apresentando um levantamento dos fatores encontrados na literatura médica.....	35
Tabela 5.1 – Valores das densidades ópticas do filme radiográfico com os 21 passos sensibilizados do (a) <i>scanner</i> óptico (b) <i>scanner</i> laser.....	76
Tabela 6.1 – Resultados obtidos após segmentação das RIs das imagens de <i>phantom</i> para detecção de microcalcificações (método de [GOES2002]).....	93
Tabela 6.2 – Resultados obtidos após segmentação das RIs das imagens de mamogramas para detecção de microcalcificações (método de [GOES2002]).....	94
Tabela 6.3 – Resultados referentes a taxa de ruído.....	96
Tabela 6.4 – Resultados obtidos após segmentação das RIs das imagens de <i>phantom</i> para detecção de microcalcificações (método de [GOES2002]).....	98
Tabela 6.5 – Resultados obtidos após segmentação das RIs das imagens de mamogramas para detecção de microcalcificações (método de [GOES2002]).....	99
Tabela 6.6 – Resultados referentes à taxa de ruído nas imagens digitalizadas após a aplicação do polinômio de aproximação das curvas características do <i>scanner</i> laser em relação ao “óptico”.....	100
Tabela 6.7 – Resultados obtidos após segmentação das RIs das imagens de <i>phantom</i> para detecção de microcalcificações (método de [GOES2002]).....	103
Tabela 6.8 – Resultados obtidos após segmentação das RIs das imagens de mamogramas para detecção de microcalcificações (método de [GOES2002]).....	104
Tabela 6.9 – Resultados referentes a taxa de ruído.....	105

Sumário

RESUMO

ABSTRACT

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE ABREVIATURAS

LISTA DE TABELAS

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO.....	15
1.1-Câncer de Mama.....	15
1.2-Justificativa do Trabalho.....	17
1.3-Disposição do trabalho.....	18
CAPÍTULO 2 – MAMOGRAFIA.....	21
2.1- Aspectos Físicos da Mamografia.....	21
2.2- Exame Mamográfico.....	24
2.3- O que procurar na Mamografia.....	26
2.4- Dificuldades Encontradas na Visualização de Estruturas no Mamograma.....	28
2.4.1-Contraste e Resolução Espacial.....	28
2.4.2-Ponto Focal.....	29
2.4.3 O Efeito Heel.....	31
2.4.4 Distorção e Ruídos.....	32
2.5 Conclusões.....	32
CAPÍTULO 3 – ESQUEMAS CAD (“COMPUTER – AIDED DIAGNOSIS”).....	33
3.1-Detecção de Microcalcificações e CAD.....	33
3.2- CAD – Diagnóstico Auxiliado por Computador.....	39
3.2.1-Medidas de desempenho e características de esquemas CAD.....	41
3.2.2-Sistema de Detecção e classificação automática para microcalcificação.....	43
3.3- Conclusões.....	51
CAPÍTULO 4 – AQUISIÇÃO DAS IMAGENS MAMOGRÁFICAS DIGITAIS.....	53
4.1- Elementos de uma Imagem Digital.....	53

4.2 - Sistemas de registro - Filmes e écrans.....	54
4.3 -Aquisição da Imagem Digital.....	56
4.3.1-Sensores.....	57
4.3.2-Aquisição da Imagem Digital em Mamografia	58
4.3.2.1- Tecnologia de Digitalizadores a Laser e CCD.....	59
4.3.2.2- Mamógrafo Digital	62
4.4 - Conclusões.....	65
CAPÍTULO 5 - MATERIAIS E MÉTODOS.....	67
5.1- Aproximando a Curva Característica do Digitalizador “Óptico” em relação ao Laser.....	75
5.2 -Aproximando a Curva Característica do Digitalizador Laser em relação ao “Óptico”	79
5.3-Comparando a correção realizada para o Digitalizador Laser e “óptico” em relação à curva característica do filme.....	83
CAPÍTULO 6 – RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	89
6.1 Teste de eficiência dos digitalizadores.....	90
6.1.1. Resultado da Correção da Curva Característica do Digitalizador “Óptico” em relação ao Laser.....	92
6.1.2.Resultado da Correção da Curva Característica do Digitalizador Laser em relação ao “Óptico”	98
6.1.3. Resultado da Correção das Curvas Características dos Digitalizadores Laser e “Óptico” em relação à do filme.....	102
CAPÍTULO 7 – CONCLUSÃO.....	109
7.1 Sugestões para Trabalhos Futuros.....	112
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	113

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

Neste capítulo são apresentados dados sobre o câncer de mama no mundo e no Brasil, justificativas do trabalho e a disposição da presente dissertação.

1.1 Câncer de Mama

O câncer é indubitavelmente um problema de saúde pública, pois está sempre incluído entre as primeiras causas de morte nas diferentes regiões do nosso país (SCHWARTSMANN, 2006), (GREENLEE; HILL-HARMON; MURRAY, 2001). De acordo com as Estimativas de Incidência de Câncer no Brasil para 2006 do INCA (Instituto Nacional de Câncer) ¹, o câncer de mama será o segundo mais incidente, com 48.930 casos e o primeiro entre as mulheres.

A Figura 1.1 mostra uma representação espacial das taxas brutas de incidência por 100.000 mulheres estimadas para o ano de 2006, no Brasil, dentro de cada Unidade da Federação (neoplasia maligna da mama feminina).

¹ Fonte: Instituto Nacional de Câncer (2006). Disponível em: <<http://www.inca.gov.br>>. Acessado em: 01/03/2006.

Figura 1.1 - Estimativa de incidência de câncer no Brasil para 2006

A prevenção é a solução ideal ao problema do câncer de mama, mas permanece um objetivo ilusório. Sem uma compreensão das causas, a prevenção primária deste tipo de câncer ainda não é totalmente possível, pois fatores de risco ligados à vida reprodutiva da mulher e características genéticas estão envolvidos em sua etiologia. Sabe-se que a combinação de mutações genéticas, estilo de vida e influência ambiental podem levar, sem uma razão específica, a mudanças no funcionamento dos genes das células mamárias. Pode-se passar a vida inteira com uma mutação genética sem, necessariamente, desenvolver um tumor (KOPANS, 2000). O problema é quando ela ocorre em duas categorias específicas de genes: nos oncogenes, que são os causadores de câncer, ou nos genes supressores de tumor, responsáveis por prevenir qualquer alteração no DNA e conter o crescimento celular descontrolado.

Segundo (KOPANS, 2000), os primeiros estudos de prevenção do câncer de mama podem, possivelmente, abrir uma via importante na redução das mortes por esta neoplasia maligna comum. A detecção precoce permanece como o único método que comprovadamente reduz a mortalidade do câncer de mama, e o rastreamento mamográfico entre as mulheres permanece o único método eficaz para detectá-lo em estágios mais precoces, clinicamente ocultos do câncer de mama. Outro procedimento adequado e muito comum para o rastreamento e detecção precoce do câncer de mama é o auto-exame. Cerca de 80% dos tumores de mama são descobertos pela própria mulher, palpando suas mamas

incidentalmente (INCA, 2006). Quando isto ocorre, eles já apresentam um tamanho grande, o que dificulta o tratamento.

O que se pretende é a descoberta desses tumores de tamanho o menor possível (1 a 3 cm), de maneira que a doença seja tratada ainda em fase inicial. Os recursos terapêuticos são, então, mais eficazes, permitindo tratamentos menos mutiladores e com maior qualidade de controle (INCA, 2006).

Apesar de ser considerado um câncer de relativamente bom prognóstico, se diagnosticado e tratado oportunamente, as taxas de mortalidade por câncer de mama continuam elevadas no Brasil, muito provavelmente porque a doença ainda seja diagnosticada em estágios avançados.

Segundo (VIEIRA, 2005), centros de pesquisas em todo o mundo têm buscado desenvolver técnicas computacionais de processamento de imagens e inteligência artificial para auxiliar o diagnóstico precoce do câncer de mama, tanto para detecção como também para a classificação automática de estruturas que possam estar associadas a tumores nos exames de mamografia. Esses esquemas de processamento conhecido como esquemas CAD², têm sido propostos para ajudar os radiologistas com uma análise computadorizada das imagens de raios X, fornecendo uma “segunda opinião” na detecção de lesões e na elaboração do diagnóstico (CHAN *et al.*, 1990; VYBORNÝ *et al.*, 2000; GIGER *et al.*, 2004).

1.2 Justificativa do trabalho

O Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas (LAPIMO/EESC/USP)³ há algum tempo vem desenvolvendo várias técnicas computacionais de processamento de imagens, como parte de um esquema CAD, com o objetivo de detectar e classificar estruturas, como microcalcificações e nódulos, que podem indicar a formação de um câncer de mama na avaliação dos mamogramas.

Uma das etapas mais importantes para o processamento computacional da imagem, principalmente no caso dos esquemas CAD, é o processo de aquisição da imagem mamográfica digital. É nesta etapa que são definidos alguns parâmetros de qualidade da

² CAD: Diagnóstico Auxiliado por Computador - do inglês: "Computer-Aided Diagnosis"

³ LAPIMO/EESC/USP- Departamento de Engenharia Elétrica - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos

imagem digital, como resolução e contraste, que serão de fundamental importância ao desempenho da técnica de processamento aplicada na imagem e também do diagnóstico.

Existem basicamente duas maneiras de se obter um mamograma digital: a primeira é a digitalização do filme mamográfico através de um *scanner* específico para filmes e a segunda é através da utilização de mamógrafos digitais, que possuem no lugar do filme, um dispositivo sensível aos raios X que, juntamente com um conversor analógico/digital, transformam os fótons recebidos em informações binárias.

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 *et al.*, 1998; DAVIDSON *et al.*, 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 (GITLIN *et al.*, 2002; GOES *et al.*, 2002; KANG *et al.*, 2003; ESCARPINATI *et al.*, 2004; CANNAVO, 2004; GOES *et al.*, 2006).

Assim, considerando que todo o processamento envolvido num esquema CAD em mamografia tem por alvo, obviamente, a imagem digital, uma questão que se coloca é qual o efeito que diferentes tecnologias empregadas no procedimento de digitalização do filme mamográfico têm sobre o desempenho dessas técnicas de processamento. Por esse motivo, o presente trabalho se propõe a avaliar um *scanner* com tecnologia a laser e um outro com tecnologia CCD para digitalização de filmes mamográficos e identificar sua influência em uma técnica previamente desenvolvida para detecção de agrupamentos de microcalcificações.

1.3 Disposição do trabalho

Partindo das considerações expostas, aqui é apresentado um breve resumo de cada capítulo, a fim de facilitar a localização dos assuntos abordados:

- **Capítulo 2** - descreve informações sobre o equipamento mamográfico, os conceitos sobre a mamografia, a importância do exame para a detecção precoce do câncer de mama.
- **Capítulo 3** - aborda as microcalcificações e os agrupamentos dessas estruturas, incluindo definições e métodos computacionais desenvolvidos para a sua identificação e dificuldades encontradas na visualização de estruturas no mamograma.
- **Capítulo 4** - tem por objetivo detalhar o processo de aquisição de imagens, com ênfase nas características necessárias para a aquisição de imagens mamográficas, seja de forma direta (mamógrafos digitais) ou através da digitalização do filme mamográfico com a utilização de *scanners*.
- **Capítulo 5** - descreve o desenvolvimento do trabalho, metodologias e técnicas utilizadas para a comparação das duas tecnologias distintas para a digitalização de filmes mamográficos e sua influência no processamento de imagens, mediante literatura pesquisada e apresentada previamente.
- **Capítulo 6 - Resultados e Discussões** – apresenta os resultados obtidos e discussões a respeito do mesmo.
- **Capítulo 7 - Conclusões** – apresenta as conclusões acerca do trabalho e de seus resultados.
- **Referências Bibliográficas** - referências bibliográficas do material estudado para o desenvolvimento deste trabalho.

CAPÍTULO 2 – MAMOGRAFIA

Este capítulo tem o objetivo de descrever informações sobre o equipamento mamográfico, os conceitos sobre a mamografia, a importância do exame para a detecção precoce do câncer de mama.

2.1 Aspectos Físicos da Mamografia

A mamografia constitui uma forma particular de radiografia que utiliza níveis de tensões mais baixos que os utilizados em radiografia convencional e se destina a registrar imagens das mamas a fim de diagnosticar a eventual presença de estruturas indicativas de doenças, sobretudo de câncer (BRASSALOTTI; CARVALHO, 2003).

O objetivo final da radiografia por raio X é produzir imagens detalhadas das estruturas internas da mama, a fim de permitir a detecção mais precoce do câncer de mama. Este processo requer imagens com elevada resolução espacial. Sabendo que estas diferenças inerentes de atenuação dos raios X (contraste tecidual) entre tecidos mamários normais e doentes são muito pequenas, a mamografia de alta qualidade requer capacidade de realçar tais diferenças e fornecer uma resolução de alto contraste. Conforme (KOPANS, 2000) retrata na Figura 2.1, a produção destas imagens envolve uma interação complexa de muitos fatores relacionados.

Figura 2.1- A cadeia da imagem mamográfica –(KOPANS, 2000)

Cada componente da sequência da imagem exerce influência na imagem resultante e pode ter impacto na capacidade de detecção precoce do câncer de mama. Em última instância, a imagem é formada pelo detector e são as exigências do detector que ditam os parâmetros da imagem. As combinações de écran/filme, por exemplo, requerem exposição suficiente para haver certeza de que quando a imagem for processada, a película resultante estará otimizada para a visualização no negatoscópio.

De acordo com (VIEIRA, 2002), a mamografia de alta resolução oferece uma sensibilidade média (possibilitando a visualização de estruturas de interesse) de 91% a 96%, variando essas taxas em função da idade, do tipo de mama e do tamanho da lesão. Além disso, apresenta uma taxa de falso-negativos (tumores que não são detectados) em torno de 4% a 9%. Vale salientar que as mamografias falsos-negativas terão como consequência um atraso no tratamento da doença e os diagnósticos falsos-positivos terão como consequências biópsias desnecessárias. Por se tratar de um método invasivo, a biópsia expõe a paciente a cicatrizes e riscos cirúrgicos desnecessários, e até à formação de doenças benignas na mama, o que poderá, no futuro, dificultar o diagnóstico do câncer de mama.

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 visualizar.

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). Na Figura 2.2 é apresentado um exemplo de um aparelho mamográfico comercial.

Figura 2.2 : Exemplo de um aparelho mamográfico comercial

2.2 Exame Mamográfico

Geralmente o exame mamográfico inclui quatro aquisições de imagem, que fornecem duas incidências de cada mama: uma lateral ou oblíqua e uma crânio-caudal. A incidência médio-lateral oblíqua (MLO) oferece a melhor oportunidade de mostrar toda a mama em uma única imagem, mas para isso é preciso que o posicionamento do receptor de imagem do aparelho esteja paralelo ao plano muscular, expondo o máximo possível do tecido mamário e axilar. Já a incidência crânio-caudal (CC) complementa a MLO. Os sistemas mamográficos possuem um acessório chamado de compartimento de compressão, que consiste em uma placa de um material radiotransparente com a finalidade de obter a menor espessura possível da mama. A utilização da compressão é frequentemente mal entendida. O desconforto real é de difícil mensuração e muitas mulheres e seus médicos não compreendem sua grande importância (KOPANS, 2000). Devido a sua margem estreita de exposição, a mamografia de película/filme necessita compressão vigorosa da mama para evitar a sub exposição da base e super exposição dos tecidos anteriores da mama, mais finos. Os tecidos não devem ser

danificados, mas quanto mais firme a compressão, melhor a mamografia. Há outras vantagens advindas da compressão, além de uniformizar a espessura das estruturas. A falta de nitidez geométrica é diminuída e a resolução melhorada comprimindo-se os tecidos contra o detector, porque quanto mais próximo um objeto está do filme, menor sua penumbra e mais nítida sua sombra. A falta de nitidez relacionada ao movimento é diminuída porque a compressão mantém a mama na posição apropriada. A degradação da imagem pela dispersão também é reduzida. Tempos de exposição mais curtos são requeridos e o adelgaçamento das estruturas resulta em uma dose reduzida de radiação. Finalmente, a compressão da mama entre duas superfícies espalha os tecidos, freqüentemente separando estruturas sobrepostas que podem gerar confusão na mamografia.

O equipamento dedicado à mamografia é especial, pois a imagem deve ser de alta resolução para que se possam visualizar as estruturas mamárias que são compostas de tecidos moles, ou seja, cuja absorção de raios X é pequena e com densidades menores que a densidade do osso, por exemplo.

Na Figura 2.3 é ilustrado um exame mamográfico real e na Figura 2.4 são apresentados exemplos de mamografias das incidências crânio-caudal e médio-lateral oblíqua.

Figura 2.3 – Ilustração de um exame mamográfico real (a) posição crânio-caudal; (b) posição médio-lateral oblíqua (KOPANS, 2000).

Figura 2.4 – Mamografias das Incidências (a) posição crânio-caudal; (b) posição médio-lateral oblíqua (KOPANS, 2000).

2.3 O que procurar na Mamografia

A boa interpretação do mamograma é imprescindível para estabelecer um diagnóstico e permitir tomada de decisões acertadas. (CHAN *et al.*, 1987), 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 2.5 são ilustrados mamogramas com microcalcificações. Este tópico será discutido em maior detalhe no Capítulo 3.

- 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.

(a)

(b)

Figura 2.5 –Exemplos de mamogramas magnificados com microcalcificações: (a) mamograma com microcalcificações pleomórficas (variam em forma e tamanho); (b) mamograma com agrupamento de microcalcificações de potencial indeterminado⁴

⁴Fonte: < <http://www.bps.com.br/medicinanuclear/mamografia.htm> > Acessado em 05/05/ 2006.

2.4 Dificuldades Encontradas na Visualização de Estruturas no Mamograma

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.

2.4.1 Contraste e Resolução Espacial

O contraste é o grau de variação de densidade óptica (grau de escurecimento) entre diferentes áreas da imagem, ou entre uma anormalidade e os tecidos adjacentes.

Se o objeto cuja imagem está sendo registrada é formado por diferentes elementos e cada um desses elementos apresenta diferentes níveis de absorção dos fótons de raios X, então o padrão a ser registrado no filme apresentará diferentes intensidades. Quanto maior for a diferença entre as intensidades, maior será o contraste percebido e, provavelmente, maior facilidade oferecerá para interpretação médica. O contraste da imagem é importante, pois, para que um detalhe, mesmo que grande o bastante, seja visto, é preciso que haja diferentes graus de densidade óptica entre os tecidos ao seu redor. Ele depende do material do anodo do tubo do mamógrafo ou do espectro de radiação produzido pelo tubo, da filtração do feixe primário, da quantidade de radiação espalhada produzida pela mama, e da curva característica e condições do filme.

A exposição à radiação resulta no escurecimento do filme ou aumento da densidade óptica, e é proporcional ao produto da corrente do tubo de raios X pelo tempo de exposição (CURRYIII; DOWDEY; MURRY, 1990). O contraste é definido pela diferença de

densidade óptica entre duas regiões da imagem, e na mamografia é diretamente proporcional às diferenças entre os produtos dos coeficientes de atenuação e densidades ópticas.

Além do contraste, a resolução espacial da imagem é um fator de influência para a visualização de detalhes, mesmo se apresentar tamanho suficiente e bom contraste em termos de absorção.

O sistema de imagem contém ruídos que podem obscurecer os detalhes de interesse. Os grãos do filme e os fótons de raios X influenciam significativamente no ruído. O sistema écran-filme é particularmente propenso a ter um fundo ruidoso causado pela diferença entre os tamanhos de grãos dos filmes, o “quantum” inerente e o ruído estrutural dos écrans intensificadores (CAMERON, 1978).

2.4.2 Ponto Focal

A mamografia de raios X exige alta resolução para representar imagens de estruturas lineares 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 (VIEIRA, 2005) 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 2.6 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 I_1 reproduz com fidelidade a projeção do objeto O no plano imagem. Já para o ponto focal “não-pontual”, a imagem formada I_2 apresenta um borramento p nas bordas, chamada de região de penumbra, o que diminui sua nitidez.

Figura 2.6 : Efeito do tamanho do ponto focal na nitidez das imagens radiográficas (VIEIRA 2005).

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.

2.4.3 O Efeito Heel

Este é outro sério problema a ser enfrentado pelo processamento de imagens, pois a intensidade da radiação X 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; WILKS, 1987). 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).

2.4.4 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.

2.5 Conclusões

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. Neste capítulo foram citados alguns dos principais problemas da mamografia e suas influências em esquemas de diagnóstico auxiliado por computador.

Um aspecto particular da mamografia – as microcalcificações – que constituem, muitas vezes, o primeiro sinal na detecção de um câncer de mama, será o alvo da atenção do próximo capítulo.

CAPÍTULO 3 – ESQUEMA CAD (“COMPUTER-AIDED DIAGNOSIS”)

Este capítulo descreve as definições importantes a respeito de microcalcificações e apresenta alguns modelos computacionais desenvolvidos com o objetivo de detectá-las em mamogramas digitalizadas.

3.1 Detecção de Microcalcificações e CAD

Microcalcificações são achados comuns na mamografia. A sua ocorrência é sinal extremamente importante, principalmente porque podem constituir a única alteração radiológica visível na mamografia, além de corresponder ao sinal mais precoce de malignidade em exames mamográficos. Ademais, estima-se que de 20% a 30% dos casos que apresentam microcalcificações são diagnosticados como malignos (MELOL; BAUAB, 1995). O interesse pelas microcalcificações é justificado pelo fato de que essas estruturas associadas aos tumores mamários revelam-se cada vez mais como fatores determinantes no diagnóstico, conforme considerações feitas por pesquisas, como a desenvolvida por (Le Gal *et al.*, 1984), que relaciona formato de microcalcificações com a malignidade dos tumores.

Na Figura 3.1 é apresentado um exemplo de mamografia com agrupamento de microcalcificações.

Figura 3.1- Mamografia apresentando agrupamento de microcalcificações ⁵

O diagnóstico mamográfico constitui em atividade de especialista e está longe de ser uma tarefa trivial, não apenas pela necessidade da habilitação profissional, mas também pela necessária habilidade na análise dos diversos fatores que se inter-relacionam e devem ser considerados na definição do diagnóstico. Na Tabela 3.1 é possível verificar um levantamento dos fatores encontrados na literatura médica, considerados relevantes para fins de diagnóstico.

⁵ **Fonte:** <<http://www.joinville.udesc.br/processamentodeimagens/>> . Acessado em: 10/05/2005

Tabela 3.1- levantamento dos fatores encontrados na literatura médica ⁶

Fatores Individuais	Fatores Grupais
<p>1- Densidade: por serem resultantes de deposição de cálcio nos tecidos, as microcalcificações apresentam uma densidade relativamente alta, que pode variar entre exemplares de microcalcificações ou até mesmo no próprio exemplar, que pode apresentar variação de densidade em regiões diferentes na sua estrutura.</p> <p>2- Forma/tamanho: as formas e tamanhos variam muito, há desde as formas de letras "Y", "T" e "L", formas lineares, puntiformes e ramificadas.</p>	<p>1- Número: podem ocorrer numerosas ou não, quanto maior o seu número maior será a suspeita de malignidade.</p> <p>2- Distribuição: é um aspecto de grande importância, em geral são unilaterais podendo estar agrupadas ou distribuídas em algum setor da mama.</p> <p>3- Densidade do agrupamento: número de calcificações por cm³, em geral quanto maior a densidade, maior o risco.</p>

(MELOL; BAUAB, 1995), afirmam que as calcificações tipicamente malignas possuem as seguintes características:

- São numerosas: quanto maior o seu número, maior a probabilidade de malignidade. Quando o número é maior do que 30 as chances de malignidade são de 60% a 81% ;
- Apresentam-se em volume de cinco ou mais microcalcificações por cm³.
- São menores do que 0,5mm.
- São pleomórficas: têm uma alta capacidade de variação, quanto maior for esta variação (tamanho e forma) das microcalcificações entre si, maior o risco de malignidade.
- Possuem alta densidade, com variação entre elas e em si própria.
- Distribuem-se de forma radiada a partir da papila.

⁶ Fonte: <<http://www.joinville.udesc.br/processamentodeimagens/>> . Acessado em: 10/05/2006

Já as calcificações tipicamente benignas, que correspondem à maioria dos achados, são grandes e grosseiras, arredondadas com margens lisas ou não, podendo apresentar-se sob algumas formas peculiares tais como: anel, "casca de ovo", "taça de chá", "pipoca", como apresentado nas Figuras 3.3 e 3.4 .

Figura 3.2- Calcificações "em pipoca", típicas do fibroadenoma calcificado (MELOL; BAUAB, 1995)

Figura 3.3- Calcificação em "casca de ovo", em parede cística (seta maior) e calcificação arterial (seta menor) (MELOL; BAUAB, 1995)

A mamografia é a única técnica capaz de detectar microcalcificações agrupadas que podem ser um forte indicativo da presença de um câncer de mama de estadiamento precoce.

Porém, as mamografias possuem muitos ruídos e a visualização das microcalcificações pode ficar debilitada. Para isso, muito tem sido estudado a fim de melhorar essas imagens, facilitando uma melhor visualização das microcalcificações e provendo um diagnóstico mais preciso (PEREIRA; YAMAGUCHI, 2002). Além da melhoria da imagem, algoritmos têm sido criados para a identificação das formas que as microcalcificações podem apresentar e, assim, auxiliar os radiologistas na diferenciação de um tumor maligno de um tumor benigno (CHENG *et al.*, 2003).

Existem cinco tipos morfológicos das microcalcificações (LE GAL, 1984), conforme apresentado na Figura 3.4.

- Tipo 1 – São microcalcificações de formas anelares, que correspondem sempre às lesões não malignas.
- Tipo 2 – São microcalcificações parecidas com as do tipo 1, porém formam círculos quase regulares cheios. 60% delas correspondem a lesões não malignas e 22% correspondem a lesões malignas.
- Tipo 3 – São elementos pequenos que ainda não apresentam uma forma definida. Dividem-se igualmente entre todos os casos.
- Tipo 4 – São formas que lembram círculos, mas possuem um aspecto irregular. Dentre elas, 23% correspondem a lesões não malignas e 66% correspondem a lesões malignas.
- Tipo 5 – Sua forma é vermiforme e estão sempre associadas às lesões malignas.

Figura 3.4 - Tipos morfológicos de Microcalcificações (LE GAL, 1984)

A presença de microcalcificações na mama é prova irrefutável de patologia mamária e jamais serão vistas sem que estejam associadas a uma patologia. Pode-se ainda acrescentar que em 50% dos casos de presença de microcalcificações pode ser encontrado um carcinoma, e 30-40% dos cânceres iniciais se manifestam única e exclusivamente por algumas microcalcificações. Nos cânceres ocultos, em 75% dos casos, notam-se microcalcificações (BLAND, 1994).

Com objetivo de classificar as calcificações e considerando as dificuldades encontradas na realização desta tarefa, muitos estudos procuram buscar cada vez mais informações e desenvolver técnicas de avaliação considerando suas origens, formatos, posições, agrupamentos, entre outras, para auxiliar os especialistas em tomadas de decisões no diagnóstico a fim de que ele seja mais preciso e com uma relação custo-benefício melhor.

A sutileza com a qual as microcalcificações podem se apresentar, aliada a fatores como a fadiga visual do médico ou a sua pouca experiência, podem levar à detecção de casos falso-positivos ou à solicitação de exames invasivos possivelmente desnecessários, o que provoca uma elevação de custos do tratamento (PEREIRA; YAMAGUCHI, 2002). A Figura 3.5 mostra um exemplo de mamograma apresentando forma do agrupamento oval, parecendo desenhar um lóbulo mamário: calcificações benignas da alteração fibrocística.

Figura 3.5- Forma do agrupamento oval, parecendo desenhar um lóbulo mamário: calcificações benignas da alteração fibrocística (MELOL; BAUAB, 1995)

3.2 CAD - Diagnóstico Auxiliado por Computador

Diagnóstico auxiliado por computador (“computer-aided diagnosis”- CAD) 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, 1999; DOI *et al.*, 1997; GIGER, 2000). 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 (SONGYANG; LING, 2000).

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 (SONGYANG; LING, 2000).

A importância desses esquemas é enfatizada por (CHAN *et al.*, 1990; DOI *et al.*, 1991; GIGER, 1996), mostrando que o uso de esquemas CAD 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) (CASTLEMAN, 1996).

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 (CASTLEMAN, 1996). Na Figura 3.6 é apresentada a saída de um esquema CAD após a análise computacional dos mamogramas. As regiões suspeitas são marcadas com um triângulo, no caso de agrupamento de microcalcificações, e com um asterisco, quando algum nódulo suspeito é detectado.

Figura 3.6 Regiões suspeitas de um exame mamográfico marcadas com triângulos azuis (microcalcificações) e por asteriscos (nódulos) em um CAD comercial. (Astley & Gilbert, 2004)

3.2.1 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 característica de resposta do observador (ROC – um acrônimo em inglês – “*Receiver Operating Characteristic*”), introduzida no contexto de imagens médicas por (METZ, 1986) e definido como um procedimento estatístico que leva em conta o aspecto subjetivo envolvido em um determinado evento (EVANS, 1981). 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 (EVANS, 1981).

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

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

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

O principal parâmetro utilizado para comparação de desempenho entre duas curvas é a sua área. 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, sendo que quanto maior a área da curva (mais próxima de um), melhor a taxa de acertos do método avaliado. A área sob a curva é calculada por:

$$A_z = VP.P + VN.N \quad (3.1)$$

onde:

AZ = área sob a curva;

VP = porcentagem de resultados verdadeiros-positivos;

P = porcentagem de casos positivos;

VN = porcentagem de resultados verdadeiros-negativos;

N = porcentagem de casos negativos.

A Figura 3.7 ilustra as curvas ROC obtidas no trabalho de (VYBORNÝ; GIGER; NISHIKAWA, 2000), quando avaliaram o desempenho de um esquema CAD desenvolvido pela Universidade de Chicago para a classificação de lesões suspeitas na mamografia.

Figura 3.7 Desempenho de um esquema CAD em detectar e classificar microcalcificações comparado ao desempenho dos radiologistas sem auxílio computacional (VYBORNÝ GIGER; NISHIKAWA, 2000).

3.2.2 Sistemas de detecção e classificação automática para microcalcificações

Os principais requisitos de métodos computacionais para a detecção de microcalcificação em mamogramas é que preservem a forma e o tamanho das estruturas individuais na imagem. Vários problemas devem ser superados, como a variação no contraste e o tamanho reduzido da estrutura procurada, que, muitas vezes, se tornam semelhantes a ruídos do sistema.

Há muitos trabalhos que vêm sendo desenvolvidos com a intenção de detectar lesões, microcalcificações e “*clusters*” em imagens mamográficas através de esquemas CAD. Apesar da grande quantidade de trabalhos que propõem métodos para detectar microcalcificações em mamogramas, observa-se que a maioria deles não menciona a problemática existente com as imagens de mamas densas, que principalmente devido ao baixo contraste entre os sinais de interesse e os demais tecidos representados na imagem, degradam o desempenho dos esquemas CAD (JIANG; NISHIKAWA; PAPAIOANNOU, 1996).

Em novembro de 1994, foi implementado o primeiro protótipo de estação de trabalho inteligente de mamografia na seção de mamografia do departamento da Universidade de Chicago. Na Figura 3.8 é apresentado o fluxograma utilizado pelo grupo para indicar a localização de “*clusters*” de microcalcificações nas imagens e extrair os sinais dos ruídos (DOI *et. al.*, 1997).

Figura 3.8 - Fluxogramas que esboçam os esquemas computarizados para a detecção automatizada de massas e *clusters* de microcalcificações (DOI, 1995).

(NUNES, 2001) desenvolveu um sistema computacional de processamento de imagens, o qual está representado no diagrama da Figura 3.9 que consiste na detecção de *clusters* de microcalcificações em RIs (Regiões de Interesse), por meio de técnicas específicas de realce e processamento.

Figura 3.9 – Diagrama do sistema de processamento para detecção de microcalcificações (NUNES , 2001).

Cada procedimento exibido na Figura 3.9 foi desenvolvido para o processamento de um conjunto de RIs, para efeito de teste, de maneira não automática, pois para a execução de cada um dos eventos mostrados nos blocos do diagrama acima era necessária a intervenção do usuário, definindo os parâmetros para cada uma das técnicas de processamento do processo de detecção. As imagens utilizadas pelo sistema são RIs selecionadas manualmente no mamograma original digitalizado pertencente a uma base de imagens, sob a supervisão de um radiologista e gravadas em arquivos separados. Após a identificação e seleção, o conjunto de RIs é submetido aos passos de pré-processamento e processamento para detecção efetiva de *clusters*.

O primeiro passo é submeter o conjunto de RIs a técnicas de realce. O realce tem por objetivo realçar bordas e detalhes procurados na imagem. A técnica de Realce pela Curva Característica (RCC) realiza uma transformação sobre a imagem digitalizada a fim de considerar sua influência no contraste da imagem, apresentado na Figura 3.10. Ela consiste em tornar linear a região final do histograma que corresponde à região da curva característica, que se refere à área com baixas densidades óticas, e conseqüentemente, às áreas mais claras da imagem. Definidos os parâmetros, o realce é realizado, gerando assim novas imagens (NUNES, 2001).

Figura 3.10 – Diagrama esquemático do procedimento RCC (NUNES, 2001).

Essas imagens obtidas pela RCC são submetidas às técnicas de Realce pelo Coeficiente de Atenuação (RCA) e Transformação de Histograma (RTH). A primeira aumenta o contraste entre as possíveis microcalcificações existentes e os demais tecidos que compõem o restante da imagem, apresentado na Figura 3.11; a segunda realiza um conjunto de transformações nos níveis de cinza da imagem, com a finalidade de aumentar o seu contraste (Figura 3.12).

Figura 3.11 – Diagrama esquemático do procedimento RCA (NUNES, 2001).

Figura 3.12 – Diagrama esquemático do procedimento RTH (NUNES, 2001).

Em seguida, as imagens resultantes das técnicas RCA e RTH são segmentadas e agregadas por meio do procedimento de Junção de Imagens Segmentadas (JIS). Este procedimento soma os sinais resultantes da segmentação das imagens anteriores, gerando uma nova imagem. Chegou-se a esta configuração devido a alguns sinais que foram identificados somente por uma das técnicas citadas. Diante disso, a fim de não perder nenhum sinal identificado, a solução mais pertinente foi realizar a soma das imagens resultantes da segmentação.

O próximo passo é a Transformação Área-Ponto (TAP), técnica desenvolvida por Nishikawa (1993), que converte cada estrutura identificada na imagem resultante da JIS em um único pixel. A imagem resultante da TAP apresenta uma grande quantidade de falso-positivos que é reduzida após a aplicação da técnica de Redução de Falso-Positivos, desenvolvida especificamente para este fim, demonstrada na Figura 3.13.

Figura 3.13 – Diagrama esquemático do procedimento RFP (Nunes, 2001).

Por fim, é realizada a detecção de *clusters*, que efetivamente identifica os agrupamentos que porventura existam na imagem, indicando sua localização e a quantidade de microcalcificações contidas (NUNES, 2001).

(GOES, 2002) elaborou uma técnica chamada de híbrida para segmentação de microcalcificação, cujo esquema é mostrado na Figura 3.14, tendo por base as técnicas de (NISHIKAWA, 1992) e (WALLET, 1997).

Figura 3.14- Método de detecção Híbrido B proposto no trabalho de (GOES, 2002).

A técnica de (NISHIKAWA, 1992) utiliza dois filtros para supressão do fundo da imagem e ampliação da intensidade das microcalcificações que, juntos, são chamados de filtro casado (GOES, 2002). Este esquema pode ser visto na Figura 3.15.

Figura 3.15 Método de detecção de microcalcificações proposto por (NISHIKAWA, 1992).

O método de detecção de microcalcificações proposto por (WALLET, 1997) é apresentado na Figura 3.16, onde inicialmente o usuário seleciona através de um menu a imagem que será processada. O passo seguinte na implementação desse método é a aplicação do filtro High-Boost, que foi realizado da seguinte forma: primeiramente criou-se uma outra matriz na memória do computador com o mesmo tamanho da matriz que contém a imagem carregada; nesta matriz é armazenado o cálculo de cada valor do pixel da imagem original multiplicado por 1.2, que é o valor de ampliação do sinal (este valor foi obtido através da citação do autor de que este foi o valor que obteve os melhores resultados). Após essa multiplicação, é calculada a diferença deste valor com o filtro passa baixa do pixel atual, que é feita calculando-se na matriz da imagem a média da vizinhança conectada-por-8 do pixel em questão. Terminado esse cálculo, esse valor é atribuído ao pixel da matriz criada para o seu armazenamento.

Figura 3.16 Método de detecção de microcalcificações proposto por (WALLET, 1997).

A Figura 3.17(a) mostra uma tela do *software* desenvolvido por (GOES, 2002) com uma imagem de mamograma carregada e pronta para o processamento. A Figura 3.17(b) mostra a imagem obtida através do digitalizador laser Lumiscan 50, com a marcação da localização das microcalcificações em amarelo, após serem processadas pelo método híbrido.

Figura 3.17(a) Tela do programa desenvolvido para os testes com um mamograma digitalizado pronto para o processamento (GOES, 2002) e 3.17(b) Imagem obtida com o *scanner* com detecção das microcalcificações pelo método Híbrido B (GOES, 2002).

3.3 Conclusões

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 (KOPANS, 2000).

CAPÍTULO 4 – AQUISIÇÃO DAS IMAGENS MAMOGRÁFICAS DIGITAIS

Este capítulo tem o objetivo de detalhar o processo de aquisição de imagens mamográficas, seja de forma direta (mamógrafos digitais) ou através da digitalização do filme mamográfico com a utilização de scanners.

4.1- Elementos de uma Imagem Digital

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.

Para digitalização de um mamograma, 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, 1993).

Esses aspectos devem ser muito bem observados 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 (CHAN *et al.*, 1994; 1997).

4.2 Sistemas de registro - Filmes e écrans

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. De acordo com (WEBB, 1988) o sucesso do diagnóstico mamográfico depende sobretudo da percepção de estruturas de baixo contraste e da resolução de microcalcificações com a imagem. É importante monitorar o contraste e a resolução do sistema sob condições clínicas.

O filme radiográfico é ainda o principal vetor de registro da imagem radiográfica, sendo constituído basicamente por quatro camadas: a base, a interface, a emulsão e a camada protetora. A região do filme responsável pela formação da imagem é a emulsão e a base tem a função de fornecer sustentação ao filme. Existem filmes que possuem emulsão de ambos os lados da base, os chamados filmes de dupla emulsão, e devem ser utilizados em chassis que contém dois écrans. A finalidade da emulsão dupla é diminuir ainda mais a exposição necessária para a formação da imagem e, desta forma, diminuir a dose no paciente (CURRY III *et al.*, 1990).

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

Por isso, nos exames radiográficos atuais, a exposição direta do filme aos raios X é proibida pela Portaria nº453 (Brasil, 1998). Normalmente, utiliza-se filme sensível à luz juntamente com uma tela fluorescente, capaz de converter cada fóton de raios X emitido pelo paciente em um jato de fótons de luz visível que é absorvido pelo filme. Essa tela fluorescente é geralmente chamada de écran reforçador ou tela intensificadora, e sua utilização proporciona uma diminuição significativa da dose de radiação à qual o paciente é submetido, além de diminuir o tempo de exposição durante o exame radiológico. No entanto, o uso do écran introduz certo grau de borramento na imagem devido à difusão da luz, causando uma diminuição da resolução do sistema e uma conseqüente degradação na qualidade da imagem (VIEIRA, 2005).

Para descrever a resposta de um filme ou de um sistema écran-filme à exposição radiográfica utiliza-se um gráfico chamado de curva característica, curva sensitométrica ou curva H&D⁷, que relaciona a exposição radiográfica com a densidade óptica produzida no filme. A Figura 4.1 ilustra um exemplo de curva característica, que usa uma escala logarítmica para representar a exposição.

Figura 4.1 – Diagrama de curva característica de um filme radiográfico

⁷H&D - Em homenagem a Hurter e Driffield, que a descreveram em 1890.

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.

Através da curva característica pode-se determinar o contraste do filme, através do grau de inclinação da porção linear da curva, ou seja, da porção de densidades úteis. Uma inclinação mais acentuada indica alto contraste.

Conceitualmente, o contraste é a diferença de intensidade entre dois pontos de uma imagem. O contraste na radiologia, entretanto, é o produto do contraste do filme, que pode ser influenciado pelo processamento deste filme, pelo contraste do objeto, determinado pela qualidade do feixe e as características atenuadoras do paciente.

Os sistemas de registro utilizados em mamografia são diferentes dos utilizados em radiografia convencional e apresentam características especiais para que produzam imagens de qualidade superior: o filme mamográfico é mais sensível que o filme convencional, possui apenas uma camada de emulsão 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).

4.3 Aquisição da Imagem Digital

O processo de aquisição de imagens é uma das etapas mais importantes num esquema CAD, quando a imagem é convertida numa representação numérica adequada para o processamento digital. É nesta etapa que se definem fatores como as taxas de resolução (tanto espacial como de contraste). A etapa de aquisição digital compreende dois elementos principais: o sensor e o digitalizador.

4.3.1 Sensores

O sensor é um dispositivo físico sensível a uma faixa de energia no espectro eletromagnético (como raios X, ultravioleta, espectro visível ou raios infravermelhos), que produz na saída um sinal elétrico proporcional ao nível de energia detectado (MARQUES FILHO, 1999).

Como exemplo, considerando os aspectos básicos de um sistema de imageamento de mama por raio X. A saída de uma fonte de raio X é direcionada para uma mama e um meio sensível a raio X é colocado do outro lado da mesma. O meio adquire assim uma imagem dos materiais que compõem a mama (tais como tecidos ou estruturas de interesse), que possuam graus diferentes de absorção de raio X. O meio pode ser um filme, uma câmera de televisão combinada com um conversor ou detectores discretos, cujas saídas sejam combinadas para a reconstrução de uma imagem digital (GONZALEZ, 1992).

Uma outra categoria importante de sensores trata da luz visível e infravermelha. Entre os digitalizadores mais freqüentes utilizados para esse propósito estão os microdensitômetros, tubos fotomultiplicadores (PMT) e os sensores CCD (MYLER; WEEKS, 1993)

Um tubo fotomultiplicador (PMT) consiste da 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 fotocatodo 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. Esse processo produz correntes com uma magnitude bem maior que a corrente inicialmente obtida pela fotoemissão (BURKE, 1996). 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.

Já as matrizes sensores 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 (CASTLEMAN, 1996)

Segundo (ESCARPINATI; VIEIRA; SCHIABEL, 2002), uma vantagem significativa dos sensores CCD é que eles podem ser operados a velocidades muito altas, 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. 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.

4.3.2 Aquisição de Imagem Digital em Mamografia

A digitalização de mamogramas 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 do digitalizador utilizado. Desta forma, a imagem digital pode representar com razoável fidelidade as informações presentes no filme original.

Há duas maneiras de se obter um mamograma digital. A primeira e mais tradicional é a digitalização do filme mamográfico através de um *scanner* (convencional ou específico para filmes). A segunda é através da utilização de mamógrafos 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.

Conforme afirma (CASTLEMAN, 1996), digitalizadores são constituídos de uma fonte de luz, sensores de luz e dispositivos mecânicos para deslocar o filme e/ou sistema de iluminação/captação.

Devido ao alto custo dos mamógrafos digitais e também por serem equipamentos muito recentes (em alguns casos ainda em fase de desenvolvimento), a grande maioria das

imagens mamográficas digitais existentes atualmente são, na verdade, imagens digitalizadas, obtidas a partir do mamograma original em filme.

Os *scanners* podem atuar de duas maneiras: a primeira delas, representada na Figura 4.2(a), que 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, conforme exibido na Figura 4.2(b).

Figura 4.2 – (a) Digitalizador por reflexão; (b) Digitalizador por transmissão

Os *scanners* possuem uma fonte de luz em forma de linha que varre o objeto a ser digitalizado. Um sensor mede a quantidade de luz refletida (caso a imagem em questão seja na forma de fotografia) ou transmitida (caso a imagem esteja gravada em película como nos mamogramas) em cada ponto. A luz é convertida em um sinal elétrico e este sinal é posteriormente digitalizado. Esses equipamentos normalmente utilizam as tecnologias: CCD, PMT ou laser.

4.3.2.1 Tecnologia de Digitalizadores a Laser e CCD

Vários autores (HANGIANDEROU *et al.*, 1998; DAVIDSON *et al.*, 2001), indicam os *scanners* com fonte de luz laser para a digitalização de filmes como sendo o dispositivo mais eficiente para a aquisição de filmes radiográficos, devido à qualidade da imagem e às

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 mais coerente.

(HANGIANDEROU; CONNOR ; FELMLEE, 1998), fizeram uma comparação da qualidade da imagem digital adquirida de um digitalizador a laser e quatro digitalizadores com tecnologia CCD de fabricantes diferentes, tendo como foco analisar o ruído e a D.O. de cada digitalizador. Primeiramente, os autores definiram um filme para teste, traçando uma cunha para este filme, e digitalizaram este mesmo filme nos cinco digitalizadores e cada um dos arquivos das imagens digitais foi gravado em um computador pessoal, como apresentado na Figura 4.3. Por último, analisaram os arquivos para determinar a presença de ruído e puderam também comparar a D.O. de cada filme, utilizando um densitômetro calibrado (Macbeth Mod. TD 932). Concluíram que os digitalizadores com tecnologia CCD não puderam operar confiantemente com um valor máximo de D.O. de 3,0 e o digitalizador a laser apresentou um resultado superior, com imagens de melhor qualidade.

Figura 4.3 - Imagem do filme de teste com sua cunha.

(DAVIDSON *et al.*, 2001) avaliaram um *scanner* a laser (Lumiscan 75), um *scanner* 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 obteve a curva sensitométrica mais perfeita, mas forneceu valores maiores que os ideais nas regiões de maior densidade.

(GITLIN *et al.*, 2002) fizeram um estudo para determinar se havia diferença entre a precisão na interpretação da imagem digitalizada em um *scanner* a laser e um com tecnologia CCD. Os testes deste trabalho envolveram um conjunto de 120 radiografias de diversos tipos, como do abdômen e tórax entre outras. Entre estes exames havia 59 designados como contendo alguma lesão e 61 exames “normais”, ou seja exames em que não havia nenhuma lesão. Todas as radiografias foram digitalizadas em ambos os *scanners*. A metodologia utilizada foi fazer com que oito radiologistas avaliassem as imagens de ambos os digitalizadores separados, cada qual com o seu diagnóstico e, por fim, comparar os resultados. Nenhum radiologista leu o mesmo exame mais que uma vez. Concluíram que não houve diferença significativa observada na precisão de interpretações quando comparados os dois tipos de digitalizadores, e ressaltaram a conclusão mostrando o resultado da curva ROC gerada de cada digitalizador: o digitalizador a laser apresentou um Az de 0,8527, enquanto que, para as imagens digitalizadas pelo digitalizador CCD, o desempenho levou a um Az de 0,8481.

(ESCARPINATI; VIEIRA; SCHIABEL, 2002) compararam a curva característica de filmes convencionais mamográficos em dois *scanners* a laser e um CCD. Para todos os *scanners* houve diferença entre a curva característica ideal e a curva característica levantada de cada digitalizador, o que levou os autores a propor um algoritmo de correção para calibração dos *scanners*.

(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). Primeiramente os autores mediram a FTM (Função de Transferência de Modulação) e o próximo passo foi usar um filme de teste para avaliar as características de contraste do filme digitalizado. Para estes testes, os autores traçaram no filme uma cunha, e com um densitômetro calibrado (Mod. r-rite, U.S.A) obtiveram a D.O. de cada parte do filme. Este passo foi utilizado no filme digitalizado em ambos os digitalizadores, para que posteriormente pudessem comparar. Os autores disseram que não houve nenhuma 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. Concluem sua pesquisa dizendo que, devido ao custo do digitalizador a laser ser absurdamente maior, uma solução seria substituir o digitalizador por um com tecnologia baseada em CCD.

(CANNAVO, 2004) destaca em seu artigo o custo do digitalizador a laser, tanto do equipamento quanto da manutenção, pois tal equipamento tem que ser calibrado – segundo o autor – de 2 a 4 vezes por ano a um custo muito alto. Uma alternativa seria utilizar equipamentos baseados em tecnologia CCD. Coloca como única vantagem do digitalizador a laser a D.O., pois estes equipamentos conseguem atingir uma faixa maior de D.O. em comparação ao de tecnologia CCD, só que afirma que este fator não atrapalha a qualidade da imagem.

4.3.2.2 Mamografia Digital

Um dos recentes avanços da mamografia é a mamografia digital -computadorizada. 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 FDA (Órgão do Governo Americano) norte americano.

A mamografia digital se assemelha à convencional por usar raios X na produção das imagens, porém o sistema é equipado com receptor eletrônico digital e um computador ao invés de um chassi com filme. O processo de aquisição da imagem é feito diretamente pelos detectores, que convertem a radiação recebida em sinal elétrico, proporcional à intensidade de radiação detectada. Esse sinal é quantizado e convertido em sinal digital por um conversor A/D, formando a imagem digital. A resolução espacial do mamógrafo digital é função do tamanho dos detectores, do espaçamento entre eles e da taxa de amostragem do conversor A/D. A resolução de contraste é função da sensibilidade dos sensores e do número de bits do conversor A/D. Basicamente, os mamógrafos digitais de primeira geração utilizam uma tela de material fosforescente para a detecção dos raios X acoplada a uma matriz CCD, através de fibras ópticas. Os mais recentes operam com placas formadas por

matriz de sensores que transformam os fótons raios X adaptados diretamente em corrente elétrica (HEMMINGER; COLE; ZONG,1999).

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 (KRUPINSKI *et al.*; MOHAPATRA *et al.*, 1999). No caso dos monitores de vídeo, é importante salientar que sua faixa dinâmica de densidades ópticas é menor do que a encontrada 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 (VIEIRA, 2005).

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 (WOLBARST, 1993).

Na mamografia convencional, o sistema de aquisição da imagem possui limitações devidas a sua resposta logarítmica à variação da intensidade da radiação que o atinge. Além disso, existem faixas de exposição, correspondentes à base e ao patamar da curva característica do filme, que promovem baixo contraste na imagem.

O sistema mamográfico digital apresenta algumas vantagens e desvantagens sobre o tradicional. Entre as vantagens:

- Aquisição mais rápida;
- Menor tempo do exame;

- Facilidade em arquivar as imagens;
- Facilidade de manipulação das imagens detectando melhor as possíveis lesões;

E algumas desvantagens:

- Por conta de uma resolução espacial pior comparada ao filme, às vezes, microcalcificações não são visibilizadas tão bem como no método convencional;
- Custo maior (4 a 5 vezes mais caro) do que o convencional.

A Figura 4.4 ilustra um desenho esquemático do processo de obtenção de uma imagem radiográfica de uma mama por um mamógrafo digital (WOLBARST, 1993).

Figura 4.4 - Esquema simplificado de um aparelho de mamografia digital (WOLBARST, 1993)

De acordo com esses fatores, a aquisição digital direta de uma imagem de raios X não será restringida, porque a apresentação da imagem não é afetada pelos fatores

envolvidos na aquisição da imagem. Os detectores digitais têm essencialmente, uma resposta linear aos fótons dos raios X, a despeito do nível de exposição (KODAK, 2003).

4.4 Conclusões

Este capítulo teve como objetivo detalhar o processo de aquisição de imagens mamográficas, seja de forma direta (mamógrafos digitais) ou 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 são apresentados nos capítulos a seguir.

CAPÍTULO 5– MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo trata da apresentação da presente pesquisa desenvolvida, como uma descrição da metodologia que foi utilizada.

Este trabalho tem como proposta fazer uma avaliação das características do processo de aquisição de imagens e seus efeitos num esquema de processamento digital. Para isso, são estudados dois tipos de *scanners* com características específicas para a digitalização de filmes radiográficos, ambos instalados no Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas (LAPIMO).

Os *scanners*, mostrados na Figura 5.1, possuem as seguintes características:

Scanner a laser (Lumiscan50) – utiliza resolução espacial de 1140 pixels por linha e resolução de contraste de 12 bits, com sensibilidade a uma faixa que varia de 0 a 3,6 em termos de densidade óptica (D.O.) no filme mamográfico.

Scanner “óptico” convencional com adaptador para digitalização de filme (UMAX mod. PowerLook 1120) – com resolução espacial de até 600 dpi. Opera também com resolução de contraste de 12 bits; vem acompanhado de um *software* que permite variar os parâmetros de contraste e iluminação.

Figura 5.1 – (a) Digitalizador de filmes radiográficos modelo Lumiscan 50 (b) Digitalizador de filmes radiográficos modelo PowerLook 1120-UMAX instalados no LAPIMO.

Na Figura 5.2 é apresentado o diagrama esquemático proposto para a análise comparativa de ambos os digitalizadores.

Figura 5.2 – Diagrama esquemático proposto para a análise comparativa de ambos os digitalizadores

De acordo com o diagrama apresentado para o desenvolvimento do estudo, o primeiro passo foi realizar testes comparativos a fim de obter uma avaliação preliminar sobre os aspectos da digitalização de imagens mamográficas – propriedades e características dos digitalizadores e *softwares* gerenciadores da aquisição da imagem digitalizada. Muitos pesquisadores experientes em todo o mundo consideram que, para detecção eficiente das principais estruturas de interesse na mamografia, como as microcalcificações, os métodos de processamento necessitam de imagens digitalizadas com, pelo menos, 10 bits de resolução de contraste e resolução espacial em torno de 0,1mm (ESCARPINATI; VIEIRA; SCHIABEL, 2002). Esses requisitos – sobretudo o nível de quantização na conversão A/D – não são facilmente encontrados em muitos digitalizadores comerciais, além de não serem atingidos pela maioria dos monitores de vídeo disponíveis nos computadores utilizados para a aplicação daquelas técnicas (ESCARPINATI *et al.*, 2001). Contudo, para estes testes, foi preciso gerar a curva característica de filmes radiográficos através de sua imagem digitalizada, que tem como objetivo a realização de testes comparativos entre a resposta de diferentes *scanners* quando utilizados para digitalização de uma mesma imagem.

A obtenção da curva característica do filme é feita através do uso de um sensitômetro e de um densitômetro calibrados. Com isso, obtém-se a relação entre a densidade óptica e a exposição que atinge o filme. O sensitômetro é um aparelho que sensibiliza o filme em regiões distintas, sendo aplicado para cada uma delas um valor diferente de exposição e, após a revelação, obtêm-se regiões com diferentes graus de escurecimento gerados pelos diferentes níveis de exposição. O aparelho utilizado (Mod. X-Rite 334) sensibiliza um filme radiográfico com 21 regiões distintas. De um passo para outro, ocorre uma variação de 0,15 para os valores do logaritmo de exposição. 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.

Uma vez exposto desse modo, o filme radiográfico é submetido a um densitômetro, que mede as densidades ópticas, geradas através de uma varredura sobre a região do filme que foi sensibilizado com 21 passos de exposição, obtendo-se, dessa forma, as densidades ópticas correspondentes, possibilitando o levantamento da curva característica.

Uma vez 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 inserida no filme e I_t é a intensidade de luz transmitida pelo filme naquele ponto. O que vai diferenciar um aparelho do outro é a sensibilidade do tipo de sensor utilizado a variações da D.O. e também à faixa de D.O. que o sensor abrange.

Conhecida a densidade óptica do filme, que foi medida com o densitômetro, era necessário saber a densidade óptica adquirida de cada digitalizador. Para isto, digitalizou-se este mesmo filme no *scanner* “óptico” e no *scanner* laser. Com os valores da densidade óptica gerados para a curva característica do filme, laser e “óptico”, foi traçado um gráfico que retrata a resposta dos digitalizadores em função da densidade óptica do filme, medida com densitômetro calibrado, visto na Figura 5.4. A partir dele, pode-se perceber um significativo desvio da curva do digitalizador “óptico” comparada à curva característica medida para o filme, retratando um aumento acentuado na intensidade (nível de cinza) na imagem digitalizada em relação à original. Isso indica que, ao digitalizar regiões do filme com baixas D.O.- 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 da região. Para o digitalizador a laser, embora exista, o deslocamento é sensivelmente menor, além de corresponder a uma variação próxima de um valor constante.

Figura 5.4 - Gráfico retratando a resposta dos digitalizadores em função da densidade óptica do filme.

Uma forma mais ilustrativa de analisar o gráfico da Figura 5.4 é verificar as imagens de *phantoms* digitalizadas, apresentadas nas Figuras 5.5 e 5.6. A imagem digitalizada no *scanner* “óptico” retrata um aumento acentuado na intensidade (nível de cinza) em relação à imagem digitalizada no laser.

Figura 5.5 – (a) Imagem de *phantom* digitalizada no *scanner* laser e (b) no *scanner* “óptico”.

Figura 5.6 – (a) Região da imagem de *phantom* digitalizada no *scanner* laser e (b) no *scanner* “óptico”.

Em função dessas respostas, foram realizados vários testes com imagens de *phantoms*, a fim de garantir uma comparação mais precisa entre as imagens digitalizadas. Para isso, digitalizou-se várias vezes uma mesma imagem (10 vezes) de um *phantom* mamográfico no mesmo digitalizador de maneiras diferentes, o que permitiu identificar as variações de intensidade existentes na escala produzidas pelo sensitômetro. Essas variações estão indicadas por pequenas linhas que ficam ao lado de cada região (escala da Figura 5.5). Uma vez identificada a região, foi calculada a média dos pixels de uma área de aproximadamente 1cm². Para o cálculo, foi utilizado o programa Adobe Photoshop, versão 8.0., que permite exibir o histograma e utilizar informações pertencentes à imagem como: média do pixels da região selecionada; quantidade de pixels e desvio padrão. Desta forma, foi possível analisar a variação dos valores de pixels de uma mesma região para diferentes digitalizações e, assim, determinar qual a variação na precisão dos digitalizadores.

Sabendo-se que a mesma imagem tem variações de intensidades desprezíveis (aproximadamente 3%) para cada digitalização, para o próximo passo foi realizar uma correção na deficiência apontada pela análise das curvas características obtidas dos digitalizadores, pois os níveis de cinza estão diretamente relacionados com o contraste. Geralmente uma faixa de densidades ópticas do filme é representada por um único nível de cinza na digitalização, como mostrado por (CHAN *et al.*,1987). Os níveis de cinza vão ser processados a fim de informarem o tamanho e localização da estrutura reconhecida.

Tentando realizar uma correção na deficiência apontada pela análise das curvas características obtidas dos digitalizadores, utilizaram-se os valores da D.O. traçados de suas curvas características, conforme apresentado na Figura 5.4 e desenvolveu-se um procedimento utilizando a linguagem de programação Delphi para compensar o deslocamento da curva de cada digitalizador. O procedimento tem como função calcular através de interpolação matemática, o polinômio que melhor representa os pontos amostrados referente a D.O. obtida para cada digitalizador. Para isto, é varrida a imagem e aplicado o polinômio calculado a todos os pixels da imagem digitalizada de forma a realizar a correção da imagem e compensar o erro do digitalizador. Para os testes foi preciso:

- Gerar um polinômio para aproximar a curva característica do digitalizador laser em relação ao “óptico”.

- Gerar um polinômio para aproximar a curva característica do digitalizador “óptico” em relação ao laser.
- Gerar um polinômio para aproximar a curva característica do digitalizador laser e do digitalizador “óptico” em relação à curva característica do filme. Todos estes polinômios serão descritos de forma detalhada no próximo tópico.

Com os polinômios de correções gerados, foram realizados os testes deste trabalho, os quais envolveram dois conjuntos de imagens:

- O primeiro foi um conjunto de imagens de *phantoms* em que eram conhecidas as estruturas presentes, além de suas posições e dimensões; o estudo realizado primeiramente com o conjunto de imagens de *phantoms*, foi devido à facilidade de verificação e localização dos sinais presentes nessas imagens.
- O segundo envolveu um conjunto de imagens mamográficas obtidas a partir do Hospital das Clínicas da UNESP de Botucatu/SP, também com conhecimento prévio das estruturas presentes (microcalcificações) além de suas posições.

Todas as imagens foram digitalizadas em ambos os *scanners* com idênticos níveis de resolução espacial e de contraste (número de bits).

Após esse procedimento, utilizou-se um programa (ESCARPINATI, 2002) para, inicialmente, realizar o recorte das regiões de interesse (no caso desse trabalho, referentes a agrupamentos de microcalcificações) de cada uma das imagens, sendo que cada um destes recortes originou uma nova imagem, posteriormente processada por uma técnica de segmentação para detecção de microcalcificações desenvolvida previamente no nosso grupo de pesquisas (GOES, 2002), já descrita anteriormente no item do capítulo 3.2.2. A finalidade foi estabelecer uma comparação da sensibilidade de detecção do esquema para imagens digitalizadas pelos dois tipos de equipamentos.

5.1 Aproximando a Curva Característica do Digitalizador “Óptico” em relação ao Laser

O procedimento desenvolvido funciona a partir da imagem digital de um filme previamente sensibilizado. As informações foram avaliadas utilizando-se o programa Adobe Photoshop, versão 8.0. Uma vez obtidas as informações das densidades ópticas, foi utilizado o programa computacional EXCEL da Microsoft para gerar as curvas características dos filmes para os dois digitalizadores.

Plotados os 21 pontos da densidade óptica de cada digitalizador, gerado pelo filme sensibilizado, calculou-se através de interpolação matemática o polinômio que melhor representava os pontos amostrados. Através da Tabela 5.1, pode ser analisados os valores das densidades ópticas do filme radiográfico sensibilizado e digitalizado no *scanner* “óptico” e no *scanner* laser. Notando a correção utilizando os 21 pontos, verifica-se que esta correção foi quase que imperceptível.

Utilizando o programa Adobe Photoshop, foi possível analisar que, para todas as imagens digitalizadas no *scanner* a laser, a faixa de D.O. se formava entre os pontos correspondentes a 340 a 2200 níveis de cinza e, para as imagens digitalizadas no “óptico”, a faixa correspondente foi de aproximadamente 320 a 2000 níveis de cinza. Para a realização destes testes, utilizou-se uma mesma imagem que foi digitalizada no *scanner* a laser e no *scanner* “óptico”. Primeiramente, fez-se uma marcação na imagem pertencente à região mais clara e à região 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 estes valores. Assim, desenvolveu-se um único polinômio utilizando somente os pontos pertencentes à faixa de D.O. correspondente à região que vai do patamar 9 ao 13, que está associada a um intervalo pertencente aos níveis de cinza de 323,61 na região mais clara a 1850,75, na região mais escura para as imagens digitalizadas no *scanner* “óptico” e um intervalo de 349,47, na faixa mais clara, e de 2237,89, na faixa mais escura para as imagens digitalizadas no *scanner* laser. Portanto, desenvolveu-se um único polinômio utilizando somente estes pontos de interesse.

Tabela 5.1 – Valores das densidades ópticas do filme radiográfico com os 21 passos sensibilizados pertencentes ao *scanner* óptico e laser.

Faixa do Filme	D.O. – <i>Scanner</i> “Óptico”	D.O. – <i>Scanner</i> Laser
1	189.51	29.55
2	172.16	20.88
3	168.63	22.81
4	178.27	30.67
5	181.16	36.62
6	201.55	57.82
7	228.05	105.03
8	257.60	186.62
9	323.61	349.47
10	414.67	635.82
11	726.23	1,072.01
12	1,241.12	1,662.53
13	1,850.75	2,237.80
14	2,365.32	2,645.24
15	2,785.93	2,941.07
16	2,983.15	3,116.76
17	3,097.49	3,192.89
18	3,139.57	3,235.13
19	3,148.24	3,256.65
20	3,186.63	3,272.87
21	3,196.90	3,282.99

Para tanto foi montado um gráfico onde as densidades ópticas obtidas na curva do digitalizador laser foram representadas no eixo Y e as densidades ópticas obtidas no digitalizador “óptico” foram representadas no eixo X. O gráfico obtido pode ser observado na Figura 5.7 (a). Uma vez traçados os pontos, calculou-se o polinômio que melhor representava os pontos amostrados e traçou-se a curva do polinômio. O resultado obtido pode ser visto na Figura 5.8 (b). O polinômio foi gerado através do *software* Microcal Origin 6.0. Esse polinômio aplicado às imagens digitalizadas pelo *scanner* “óptico” estabelece uma mudança nos seus níveis de cinza de modo a torná-los espacialmente similares aos das imagens provenientes do *scanner* laser - tomadas como referência.

Figura 5.7 - (a) Gráfico das D.Os. do Digitalizadores e (b) Cálculo da curva que mais se aproxima dos dados traçados em (a).

Após os cálculos, o resultado obtido foi um polinômio de grau 3, conforme apresentado na equação 5.1, onde x representa o nível de cinza da imagem

$$P(y) = -53.15957 + 1.81817 * x - 3.87905E4 * x^2 + 2.43972E8 * x^3 \quad (5.1)$$

A Figura 5.8 retrata um exemplo da aplicação do polinômio descrito na equação 5.1 para “corrigir” os níveis de cinza de uma imagem mamográfica digitalizada no *scanner* “óptico” de acordo com as características de digitalização da mesma imagem no *scanner* laser.

Figura 5.8 – (a) Imagem mamográfica original digitalizada no *scanner* a laser; (b) mesma imagem digitalizada no *scanner* “óptico”; (c) Resultado da aplicação do Polinômio de Correção à Imagem digitalizada no *scanner* “óptico”.

Na comparação entre os conjuntos de imagens, pôde-se concluir que quando aplicado o polinômio de correção, as imagens digitalizadas no *scanner* “óptico” apresentaram mais fidelidade às densidades ópticas do filme por tornarem-se comparáveis à do *scanner* laser (vide curvas características da Figura 5.4).

A Figura 5.9 ((a) imagens digitalizadas no *scanner* laser e (b) digitalizadas no *scanner* “óptico” com aplicação da correção) representa um exemplo de RIs de imagens de *phantoms* processadas (utilizando a técnica de (GOES, 2002)), com indicação das microcalcificações detectadas em rosa. A Figura 5.10 ((a) imagens digitalizadas no *scanner* laser e (b) digitalizadas no *scanner* “óptico” com aplicação da correção) representam um exemplo de RI de imagens mamográficas também processada com indicação de microcalcificações detectadas.

Figura 5.9 – RIs de imagens de *phantoms* (a) digitalizadas no *scanner* laser e (b) digitalizadas no *scanner* “óptico” aplicada a transformação pelo polinômio de correção, processada com apontamento de microcalcificações.

Figura 5.10 – RIs de imagens mamográficas (a) digitalizadas no *scanner* laser e (b) digitalizadas no *scanner* “óptico” aplicada a transformação pelo polinômio de correção, com indicação microcalcificações.

5.2 Aproximando a Curva Característica do Digitalizador Laser em relação ao “Óptico”

Os testes a seguir têm como função analisar as imagens em relação aos testes realizados anteriormente, onde mostraram que as imagens adquiridas no digitalizador a laser representam um resultado mais fiel da densidade óptica obtida em filme. O intuito aqui é avaliar agora quanto este aumento de intensidade de nível de cinza influencia na detecção de microcalcificações pelo esquema de processamento de (GOES, 2002)

Com os dados da densidade óptica obtidos anteriormente, conforme apresentado na Tabela 5.1, gerou-se o polinômio de correção utilizando somente a região pertencente à faixa

entre os pontos de 9 a 13. Com os valores correspondentes, foi traçado o gráfico, onde as densidades ópticas obtidas na curva do digitalizador laser foram representadas no eixo X e as densidades ópticas obtidas no digitalizador “óptico” foram representadas no eixo Y. O gráfico obtido pode ser observado na Figura 5.11 (a). Uma vez traçados os pontos, calculou-se o polinômio que melhor representava os pontos amostrados e traçou-se sua curva. O resultado obtido pode ser visto através da Figura 5.11 (b). Esse, portanto, é o polinômio que, aplicado às imagens digitalizadas a partir do *scanner* a laser, faz com que elas apresentem níveis de cinza similares aos das imagens provenientes do *scanner* “ópticas”- tomadas agora como referência.

Figura 5.11 - (a) Gráfico das D.Os. do Digitalizadores e (b) Cálculo da curva que mais se aproxima dos dados traçados em (a).

Após os cálculos, o resultado foi um polinômio de grau 4, conforme apresentado na equação 5.2, onde x representa o nível de cinza da imagem.

$$P(y) = 470.03885 - 0.9892 * x + 0.00193 * x^2 - 9.02461E7 * x^3 + 1.61759E10 * x^4 \quad (5.2)$$

A Figura 5.12 retrata um exemplo da aplicação do polinômio descrito na equação 5.2 para o processo de transformação dos níveis de cinza de uma imagem mamográfica digitalizada no *scanner* laser de acordo com as características de digitalização da mesma imagem no *scanner* “óptico”. Como já citado anteriormente, a idéia é gerar um polinômio ao

contrário do anterior para analisar como fica a influência das características dessas imagens na detecção de microcalcificações.

Figura 5.12 – (a) Imagem de *phantom* digitalizada no *scanner* laser; (b) Resultado da transformação pelo polinômio de correção à Imagem digitalizada no *scanner* laser; (c) mesma imagem digitalizada no *scanner* “óptico”.

Na comparação entre os conjuntos de imagens, pôde-se concluir que, quando aplicado o polinômio de correção para as imagens digitalizadas no *scanner* laser para assemelhá-las às digitalizadas no “óptico”, os conjuntos novamente ficaram próximos em termos do nível de cinza, só que com maior intensidade (imagens mais escuras). Consequentemente, após o processamento, o resultado foi considerado ruim por aumentar a quantidade de ruídos na imagem processada. Estes resultados serão melhores discutidos no próximo capítulo.

A Figura 5.13 representa um exemplo de RI de imagens de *phantoms* processadas (utilizando a técnica de GOES, 2002), com indicação de microcalcificações detectadas em rosa. A Figura 5.14 representa um exemplo de RI de imagens mamográficas também processadas com indicação de microcalcificações.

Figura 5.13 – RIs de imagens de *phantoms* (a) digitalizadas no *scanner* “óptico” e (b) digitalizadas no *scanner* laser aplicada a transformação pelo polinômio de correção, com indicação de microcalcificações após segmentação.

Figura 5.14 – RIs de imagens mamográfica (a) digitalizadas no *scanner* laser após aplicação da transformação pelo polinômio de correção e (b) digitalizadas no *scanner* “óptico”, com indicação de microcalcificações.

5.3 Comparando a correção realizada para o Digitalizador Laser e “óptico” em relação à curva característica do filme

Nos itens anteriores, conforme apresentado na Figura 5.4, verificou-se o desvio encontrado para cada digitalizador em relação à densidade óptica medida para o filme, e através dos testes realizados, pode-se notar que este desvio interfere no resultado da técnica de processamento utilizada. Esse resultado favoreceu o digitalizador a laser, pois, apesar deste apresentar um aumento de intensidade de nível de cinza em relação ao que acontece na imagem do filme mamográfico, este desvio é muito próximo aos dados medidos com o densitômetro calibrado. Quando aplicada a interpolação matemática utilizando o polinômio para ajustar os valores levantados do digitalizador “óptico” em relação ao digitalizador laser, conseguiu-se identificar que as características das imagens mamográficas processadas se assemelham.

Com os dados da densidade óptica obtidos anteriormente, conforme apresentado na Tabela 5.1, gerou-se o polinômio de correção utilizando somente a região pertencente à faixa entre os pontos de 9 a 13. Com os valores correspondentes, corrigiu-se as imagens adquiridas no laser em relação à curva característica do filme, para tanto, foi montado um gráfico onde as densidades ópticas obtidas da curva característica medida para o filme foram traçados no eixo Y e as densidades ópticas obtidas no digitalizador a laser foram representadas no eixo X. Para aplicar o processo de transformação nos níveis de cinza para as imagens digitalizadas no *scanner* “óptico”, traçou-se um gráfico onde as densidades ópticas obtidas da curva característica medida para o filme foram traçados no eixo Y e as densidades ópticas obtidas no digitalizador “óptico” foram traçadas no eixo X. O gráfico obtido pode ser observado na Figura 5.15 (a) e 5.16(a). Uma vez traçados os pontos, calculou-se o polinômio de correção que melhor representava os pontos amostrados e traçou-se a curva do polinômio. O resultado obtido pode ser visto na Figura 5.15 (b) e 5.16 (b).

(a)

(b)

Figura 5.15 - (a) Gráfico das D.Os. do Digitalizador a Laser e da Curva característica medida para o filme e (b) Cálculo da curva que mais se aproxima dos dados traçados em (a).

Após os cálculos, o resultado foi um polinômio de grau 4, conforme apresentado na equação 5.3, onde x representa o nível de cinza da imagem.

$$P(y) = 222.39797 + 1.62961 * x - 7.02499E4 * x^2 + 3.41747E-7 * x^3 - 6.14216E11 * x^4 \quad (5.3)$$

(a)

(b)

Figura 5.16 - (a) Gráfico das D.Os. do Digitalizador “Óptico” e da Curva característica medida para o filme e (b) Cálculo da curva que mais se aproxima dos dados traçados em (a).

Após os cálculos, o resultado foi um polinômio de grau 3, conforme apresentado na equação 5.4, onde x representa o nível de cinza da imagem.

$$P(y) = 5.17734 + 1.39655 * x + 5.77369E5 * x^2 - 2.75286E8 * x^3 \quad (5.4)$$

A Figura 5.17 retrata um exemplo de aplicação do polinômio descrito na equação 5.3 e a Figura 5.18 retrata um exemplo de aplicação do polinômio descrito na equação 5.4 para aplicar o processo de transformação nos níveis de cinza de uma imagem mamográfica digitalizada no *scanner* laser de acordo com as características da curva medida para o filme.

Figura 5.17 Exemplo de aplicação do polinômio descrito na equação 5.3 para aplicar o processo de transformação nos níveis de cinza de uma imagem mamográfica digitalizada no *scanner* laser de acordo com as características de da curva medida para o filme.

Figura 5.18 Exemplo de aplicação do polinômio descrito na equação 5.4 para aplicar o processo de transformação nos níveis de cinza de uma imagem mamográfica digitalizada no *scanner* “óptico” de acordo com as características de da curva medida para o filme.

Tento em vista a melhora obtida no nível de detecção da técnica de processamento quando testadas nas imagens do digitalizador “óptico” quando aplicado a transformação pelo polinômio de correção, o próximo passo foi gerar um polinômio com os valores levantados de cada digitalizador em relação ao caso medido para o filme e, por fim, avaliar comparativamente os resultados obtidos testando os dois conjuntos de imagens mamográficas a fim de fornecer embasamento para as conclusões. Na Figura 5.19 é apresentado um conjunto de imagens de *phantom* e na Figura 5.20 é apresentado um conjunto de imagens mamográficas utilizando a técnica de processamento para a detecção de microcalcificações.

Figura 5.19 - Conjunto de imagens de *phantom* onde (a) imagens processadas digitalizada no *scanner* a laser; (b) mesma imagem após a aplicação do polinômio; (c) imagem digitalizada no *scanner* “óptico” ;(d) mesma imagem após a aplicação do polinômio.

Figura 5.20 - Conjuntos de imagens mamográficas reais onde (a) imagens processadas digitalizadas no *scanner* a laser; (b) mesmas imagens após a aplicação do polinômio; (c) imagens digitalizadas no *scanner* “óptico” ; (d) mesmas imagens após a aplicação do polinômio.

CAPÍTULO 6 – RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este capítulo apresenta os resultados dos testes realizados.

Este capítulo aborda os resultados da segmentação dos mamogramas utilizando a técnica mencionada (GOES, 2002) para detecção de microcalcificações a fim de avaliar a influência da aquisição da imagem digital em um esquema CAD.

Por meio de uma análise estatística foi possível avaliar as imagens adquiridas em ambos os *scanners*, mostrando que o *scanner* “óptico” retrata um aumento acentuado na intensidade (nível de cinza) na imagem digitalizada em relação à original. 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 5. Esses sistemas deveriam responder linearmente às variações de D.O. no filme, durante a digitalização (normalmente numa relação 1:1000 em termos de D.O.:nível de cinza). Entretanto, como já investigado em trabalhos prévios (HANGIANDEROU *et al.*, 1998; DAVIDSON *et al.*, 2001; GITLIN *et al.*, 2002; KANG *et al.*, 2003; ESCARPINATI *et al.*, 2004; CANNAVO MJ.,2004), isso não ocorre na prática e, para os *scanners* com tecnologia “luz+CCD”, esse problema é mais acentuado, como demonstraram os resultados do gráfico da Figura 5.4.

6.1 Teste de eficiência dos digitalizadores

Neste tópico serão apresentados os testes de eficiência de cada digitalizador após a aplicação da transformação pelo polinômio de correção da curva característica, descrita no capítulo 5, tendo como objetivo quantificar os resultados do processamento das imagens digitalizadas.

Todos os resultados serão apresentados com base nos laudos médicos, levando em consideração que a sutileza com a qual as microcalcificações podem se apresentar, aliada aos fatores como a fadiga visual do médico (os radiologistas têm que pesquisar na imagem de forma minuciosa e diligente) ou a sua pouca experiência, podem levar à detecção de casos falso-positivos ou à solicitação de exames invasivos possivelmente desnecessários que, além de causar estresse à paciente, provoca uma elevação de custos do tratamento.

Considerando as dificuldades na realização desta tarefa, foi feita uma análise metódica da qualidade das imagens processadas considerando os seguintes critérios na detecção de microcalcificações:

- (a) Quantidade de *clusters* nas regiões de interesse (RIs) (um *cluster* foi considerado um agrupamento de, no mínimo, 3 microcalcificações em 1 cm^2);
- (b) Quantidade de microcalcificações isoladas;
- (c) Número de microcalcificações por *cluster*.

Na Figura 6.1 é apresentada uma região de interesse com detecção de microcalcificações e na Figura 6.2 é apresentada uma região de interesse de imagem de *Phantom* digitalizada no *scanner* laser e a mesma imagem digitalizada no *scanner* óptico após o processo de transformação, com identificação de microcalcificações após seu processamento.

Figura 6.1 –Região da imagem de mamograma com achado de microcalcificações.

Figura 6.2 – (a) Região da imagem de *phantom* digitalizada no *scanner* laser e (b) no *scanner* “óptico” após aplicação do polinômio de transformação da curva característica

Ao analisar a Figura 6.2(a), foram identificados dois *clusters* contendo seis microcalcificações cada um, o mesmo ocorrendo para a Figura 6.2 (b). Os resultados que serão apresentados nos próximos tópicos não terão como proposta avaliar o esquema CAD

em si, mas a sensibilidade da etapa de segmentação de microcalcificações em função das características da digitalização das imagens-fonte do processamento.

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

Para cada teste descrito no capítulo 5, foram processados os dois conjuntos de imagens citados anteriormente, sendo o primeiro um conjunto de imagens de *phantoms* e o segundo, um conjunto de imagens mamográficas obtidas a partir de exames do Hospital das Clínicas da UNESP de Botucatu/SP. A seguir serão apresentados os resultados de cada teste realizado para corrigir a deficiência apontada na curva característica obtida dos digitalizadores.

6.1.1. Resultado da Correção da Curva Característica do Digitalizador “Óptico” em relação ao Laser

A partir da metodologia descrita no tópico 5.1, onde o processo tem como objetivo corrigir a curva característica do digitalizador “óptico” em relação ao laser, serão apresentados os resultados divididos em um conjunto pertencente às imagens de *phantoms* e, em seguida, outro de imagens de mamogramas reais.

As imagens de *Phantom* foram digitalizadas nos dois tipos de *scanner*. Foram extraídas 25 regiões de interesse (17 com presença de microcalcificações e 8 normais), as mesmas para cada conjunto obtido de cada digitalizador, que foram processadas.

Para o conjunto de imagens pertencentes ao digitalizador “óptico”, as regiões de interesse passaram, posteriormente, pelo processo de transformação descrito no item 5.1, cujo objetivo é corrigir a curva característica desse digitalizador em relação ao laser, ou seja, estabelecer uma mudança nos níveis de cinza de modo a torná-las espacialmente similares às imagens provenientes do *scanner* laser, tomadas como referência. Após essa “correção”, as respectivas RIs passaram novamente pelo procedimento de segmentação para que pudessem ser comparadas considerando as taxas de detecções verdadeiras e falsas. Os resultados obtidos estão resumidos na Tabela 6.1:

Tabela 6.1 – Resultados obtidos após segmentação das RIs das imagens de *Phantom* para detecção de microcalcificações (método de GOES 2002)

Digitalizador usado	FN (%)	VP (%)	FP (%)	VN (%)
Laser	0	100	16	84
“Óptico”	0	100	66	34
“Óptico” após transformação	0	100	16	84

Pelas taxas acima apresentadas, podemos analisar o número total de acertos, isto é, as taxas de detecção verdadeira-positiva de 100% e verdadeira-negativa de 84% para as imagens de ambos os *scanners*, após o processo de transformação. Nota-se que, para as imagens digitalizadas no *scanner* “óptico” sem a transformação, embora a taxa de detecção verdadeira-positiva tenha sido também de 100%, a verdadeira-negativa foi de apenas 34% (ou seja, a transformação implicou uma melhoria de 147%).

Através da Figura 6.3 é possível visualizar alguns dos resultados demonstrados na Tabela 6.1, onde é apresentada uma região de interesse normal (sem nenhum achado de microcalcificação) após processamento. Ao analisar as imagens da Figura 6.3, é possível verificar que a imagem originada no digitalizador “óptico” sem aplicar o processo de transformação mostra um aumento de marcações que se referem às imperfeições correspondentes à aquisição da imagem, o que leva a um maior número de falsos-positivos.

Para as imagens do digitalizador laser, assim como do “óptico” após a transformação, este número é mínimo, além de ser aproximado para ambos os grupos de imagens.

Figura 6.3 – (a) Região da imagem de *phantom* digitalizada no *scanner* laser , (b) no *scanner* “óptico” e (c) no *scanner* “óptico” após aplicação do polinômio de transformação da curva característica

Após o resultado do processamento de imagens de *phantom*, foram processadas 165 regiões de interesse de imagens de mamogramas reais, com conhecimento prévio das estruturas presentes e suas posições. O conjunto de imagens foi digitalizado primeiramente no *scanner* laser e depois o mesmo conjunto de imagens foram digitalizados no *scanner* “óptico”. Após, os conjuntos de imagens serem processados, o mesmo conjunto pertencente ao *scanner* “óptico” passou-se pelo processo de transformação e passaram novamente pelo mesmo processamento para as comparações. Os resultados obtidos estão resumidos na Tabela 6.2.

Tabela 6.2 – Resultados obtidos após segmentação das RIs das imagens de mamogramas para detecção de microcalcificações (método de GOES 2002)

Digitalizador usado	FN (%)	VP (%)	FP (%)	VN (%)
Laser	4	96	1	99
“Óptico”	10	90	10	90
“Óptico” após transformação	5	95	2	98

Pelas taxas acima apresentadas, podemos verificar que o número total de acertos, isto é, as taxas de detecção verdadeira-positiva e verdadeira-negativa foram de 96% e 99%, respectivamente, para o *scanner* laser e de 95% e 98%, respectivamente, para o *scanner* “óptico” após o processo de transformação. Já para as imagens digitalizadas no *scanner* “óptico” sem o processo de transformação, podemos ver taxas de detecção verdadeira-positiva de 90% e verdadeira-negativa de 90%, o que significa que a transformação realizada naquelas imagens representou uma melhora de 5,5% e 8,8%, respectivamente, na sensibilidade e na especificidade do procedimento de segmentação. E ainda melhor, também implicou uma redução de 50% na taxa de falso negativo e de 80% na de falso positivo em comparação com o processamento das imagens originalmente digitalizadas naquele equipamento.

A Figura 6.4 exemplifica alguns dos resultados demonstrados na Tabela 6.2

Figura 6.4 – Região da imagem de mamograma (a) digitalizada no *scanner* laser , (b) no *scanner* “óptico” e (c) no *scanner* “óptico” após aplicação do polinômio de transformação da curva característica, com respectivo resultado da segmentação

Na tabela 6.3 é apresentada a taxa de ruído de cada digitalizador, considerando os resultados do conjunto de imagens apresentado na Tabela 6.2. Para calcular a taxa de ruído foram identificadas somente marcações que se referem às imperfeições registradas na aquisição da imagem. O ruído compromete a habilidade de discernir pequenos detalhes na mamografia, dificultando o achado de microcalcificações, e aumentando sensivelmente a taxa de falsos positivos, conforme pode ser depreendido da Figura 6.5.

Tabela 6.3 – Resultados referentes a taxa de ruído

Digitalizador usado	Taxa de Ruído
a Laser	11%
“Óptico” após transformação	25%

Figura 6.5 – Exemplo de uma região de interesse de mamograma com marcações do Ruído

No intuito de comparar os resultados das imagens após o processamento, levando em consideração o método de aquisição que foi utilizado, serão apresentadas as curvas ROC (*Receiver Operating Characteristic*) dos resultados obtidos do conjunto de imagens de mamogramas reais digitalizadas no *scanner* “óptico” e no *scanner* a laser.

Por meio dos valores da Tabela 6.2, é possível levantar o valor da área sob a curva ROC (A_z) do sistema, lembrando que, quanto mais o valor dessa área se aproximar da unidade, melhor será o comportamento do sistema. Ao analisar os gráficos das Figuras 6.6 e 6.7 correspondentes aos digitalizadores a laser e o “óptico” após as imagens serem

submetidas ao processo de transformação, verificou-se que ambos os sistemas de aquisição avaliados têm um grande percentual de acertos (VP) com um baixo índice de falsas detecções, mostrando que o esquema de processamento utilizado é de alta sensibilidade, que é uma situação sempre desejável. Para as imagens digitalizadas pelo *scanner* “óptico” após a transformação, a avaliação do esquema – segundo o processo descrito – apresentou um Az de 0,94, enquanto que, para as digitalizadas pelo *scanner* laser, o desempenho levou a um Az de 0,96. Já para a segmentação das imagens digitalizadas no *scanner* “óptico”, sem a transformação, o desempenho mostrou um Az de 0,90, conforme gráfico da Figura 6.8.

Figura 6.6 – Curva ROC para detecção de microcalcificações após processamento do conjunto de imagens digitalizadas no *scanner* laser – Az de 0,96.

Figura 6.7 – Curva ROC para detecção de microcalcificações após processamento do conjunto de imagens digitalizadas no *scanner* “óptico” após transformação por correção polinomial – Az de 0,94.

Figura 6.8 – Curva ROC para detecção de microcalcificações após processamento do conjunto de imagens digitalizadas no *scanner* “óptico” sem transformação – Az de 0,90

A análise da curva ROC mostra que as imagens adquiridas no digitalizador a laser proporcionaram melhor sensibilidade do esquema de processamento em relação às imagens adquiridas no digitalizador “óptico”. Porém, ao transformar estas imagens através da aplicação do polinômio de correção, verificou-se que a sensibilidade do esquema se torna semelhante ao caso anterior.

6.1.2. Resultado da Correção da Curva Característica do Digitalizador Laser em relação ao “Óptico”

A partir dos resultados registrados nos testes cujos resultados foram mostrados no item anterior, uma nova investigação foi realizada para verificar o efeito de se “corrigir” as curvas características dos digitalizadores, só que, agora, ao contrário do caso anterior, aproximando a do laser em relação à do “óptico”. O objetivo foi verificar o quanto este aumento de intensidade (ou seja, no nível de cinza) associado ao digitalizador “óptico” influencia no processamento. Como já comentado anteriormente, o digitalizador “óptico” gera um escurecimento extra na imagem, que não existe quando ela é visibilizada em filme.

Similarmente ao processo previamente descrito, os conjuntos de imagens digitalizadas em ambos equipamentos foram submetidos ao procedimento de segmentação para detecção de microcalcificações agrupadas, para comparação dos resultados antes e depois da transformação pela aplicação do polinômio de “correção”.

Desse modo, foi utilizado um conjunto com 15 RIs de imagens de *phantom*, 9 com presença de microcalcificações e 6 normais. Os resultados obtidos estão resumidos na Tabela 6.4.

Tabela 6.4 – Resultados obtidos após segmentação das RIs das imagens de *phantom* para detecção de microcalcificações (método de GOES 2002)

Digitalizador usado	FN (%)	VP (%)	FP (%)	VN (%)
Laser	0	100	16	84
Laser após transformação	0	100	72	28
Óptico	0	100	66	34

Pelas taxas acima apresentadas, podemos ver que o número total de acertos, isto é, as taxas de detecção verdadeira-positiva de 100% e verdadeira-negativa de 84% para as imagens do *scanner* laser, foram para 100% e 28%, respectivamente, após transformação, enquanto para as imagens digitalizadas no *scanner* “óptico”, as taxas de detecção verdadeira-positiva e verdadeira-negativa ficaram em 100% e 34%, respectivamente. Isso implica claramente que, embora a sensibilidade do esquema não tenha sido alterada em qualquer dos casos, a especificidade para o caso das imagens do *scanner* laser após a transformação ficou ainda menor que a já baixa taxa referente às imagens do “óptico”, representando, portanto, uma redução de 72% no acerto dos casos normais, retratado nesse alto índice de falsos positivos.

Após o resultado do processamento de imagens de *phantom*, foram processadas mais 40 regiões de interesse de imagens de mamogramas reais. Os resultados obtidos estão resumidos na Tabela 6.5.

Tabela 6.5 – Resultados obtidos após segmentação das RIs das imagens de mamogramas para detecção de microcalcificações (método de GOES 2002)

Digitalizador usado	FN (%)	VP (%)	FP (%)	VN (%)
Laser	4	96	2	98
Laser após transformação	9	91	8	92
“Óptico”	10	90	10	90

Pelas taxas acima apresentadas, podemos verificar que a taxa total de acertos, isto é, as taxas de detecção verdadeira-positiva de 91% e verdadeira-negativa de 92% para as imagens do *scanner* laser “corrigido”, e de 90% e 90%, respectivamente, para do *scanner* “óptico” ficaram próximas entre si, mas sensivelmente abaixo das taxas VP e VN de 96% e 98%, respectivamente, para o caso das imagens do *scanner* a laser sem a aplicação do *software* de transformação nessas últimas. Para corroborar os resultados da tabela 6.5, na Tabela 6.6 é apresentada a taxa de ruído das imagens digitalizadas no sistema a laser após a transformação e do conjunto de imagens obtidas do digitalizador “óptico”, que justificam, então, os

aumentos de 125% e 300% nas taxas de falso negativo e falso positivo, respectivamente, para as imagens do sistema laser pós-transformação.

Tabela 6.6 – Resultados referentes à taxa de ruído nas imagens digitalizadas após a aplicação do polinômio de aproximação das curvas características do *scanner* laser em relação ao “óptico”.

Digitalizador usado	Taxa de Ruído
Laser após transformação	50%
“Óptico”	50%

A Figura 6.9 exemplifica alguns dos resultados demonstrados nas Tabelas 6.4 e 6.5, onde são apresentadas regiões de interesse de uma imagem de *phantom* e de um mamograma real digitalizadas no sistema a laser e estas mesmas respectivas imagens, após aplicação do polinômio que aproxima os valores da curva característica do digitalizador a laser em relação ao “óptico”.

Figura 6.9 – Região segmentada da imagem de *phantom* (a) digitalizada no *scanner* laser , (b) no *scanner* laser após aplicação do polinômio de transformação da curva característica.

Ao estabelecer uma mudança nos níveis de cinza das imagens digitalizadas no *scanner* laser e torná-los similares aos das imagens provenientes do *scanner* “óptico”, foi comprovado que esse procedimento só ocasiona um aumento na quantidade de ruído, provocando uma distorção no resultado do processamento, por aumento dos casos falsos-positivos e falsos-negativos, justamente em função do aumento do ruído, conforme mostra também a Figura 6.10.

Figura 6.10 – Região segmentada da imagem de um mamograma real (a) digitalizada no *scanner* laser , (b) no *scanner* laser após aplicação do polinômio de transformação da curva característica.

Através dos valores da Tabela 6.5, é possível calcular a área sob a curva ROC (A_z) do sistema. Para as imagens digitalizadas pelo *scanner* “óptico”, a avaliação do esquema – segundo o processo descrito – apresentou um A_z de 0,90, enquanto que, para as digitalizadas pelo *scanner* laser após a transformação, o desempenho levou a um A_z de 0,90 – 5,5% abaixo do que quando utilizado o conjunto das imagens antes de aplicar o mecanismo de transformação ($A_z = 0,95$). Os gráficos das Figuras 6.11, 6.12 e 6.13 ilustram esses resultados.

Figura 6.11 – Curva ROC para detecção de microcalcificações após processamento do conjunto de imagens digitalizadas no *scanner* laser aplicada a transformação – Az de 0,90

Figura 6.12 – Curva ROC para detecção de microcalcificações após processamento do conjunto de imagens digitalizadas no *scanner* “óptico” – Az de 0,90

Figura 6.13 – Curva ROC para detecção de microcalcificações após processamento do conjunto de imagens digitalizadas no *scanner* laser sem a transformação – Az de 0,95

6.1.3. Resultado da Correção das Curvas Características dos Digitalizadores Laser e “Óptico” em relação à do filme

A partir das avaliações anteriores, outra investigação foi realizada para identificar se o efeito de se “corrigir” as curvas características dos digitalizadores em relação à do filme radiográfico utilizado nos testes traria diferenças significativas para a performance do

esquema de processamento em relação ao registrado no item 6.11. Afinal, embora com algum desvio, a curva característica do digitalizador laser, conforme a Figura 5.4, apresentou um comportamento próximo da curva do filme.

Assim, ambos os conjuntos de imagens digitalizadas nos dois equipamentos, já submetidos ao procedimento de segmentação para detecção de microcalcificações agrupadas, passaram também pelo procedimento de transformação com base em dois polinômios de “correção”, um para cada curva característica tomando a do filme, então, como referência nessa terceira etapa de testes.

Dos conjuntos de teste, foram processadas regiões de interesse de 15 imagens de *Phantom*, sendo 11 com presença de microcalcificações e 4 normais, em que eram conhecidas as estruturas presentes, além de suas posições. Os resultados obtidos estão resumidos na Tabela 6.7.

Tabela 6.7 – Resultados obtidos após segmentação das RIs das imagens de *Phantom* para detecção de microcalcificações (método de GOES 2002)

Digitalizador usado	FN (%)	VP (%)	FP (%)	VN (%)
Laser	0	100	16	84
Laser após transformação	0	100	11	9
“Óptico”	0	100	66	34
“Óptico” após transformação	0	100	11	9

Pelas taxas acima apresentadas, podemos ver que o número total de acertos, isto é, as taxas de detecção verdadeira-positiva de 100% e verdadeira-negativa de 84% para as imagens do *scanner* laser, foram para 100% e 90%, respectivamente, após transformação. Nota-se, ainda, que as taxas de detecção referentes ao conjunto de imagens do *scanner* “óptico”, após a transformação, igualaram-se àquelas acima – conforme esperado, já que os respectivos

polinômios de “correção” foram usados no sentido de assemelhar as respectivas curvas características de cada um da do filme radiográfico.

Essa mesma observação dos dados da Tabela 6.7 permite perceber que, curiosamente, houve uma sensível melhora na especificidade do esquema de detecção de microcalcificações agrupadas também para as imagens digitalizadas pelo *scanner* laser após a transformação para aproximá-las das características originais do filme: 10% a mais de casos negativos foram detectados acertadamente, com conseqüente redução em mais de 60% na taxa de falsos-positivos, para as imagens de *phantom*. Isso chama a atenção, pois evidencia um ganho importante em termos de redução de falsas detecções com a transformação – já que não houve variação na sensibilidade de detecções de sinais efetivamente existentes. E pode explicar também um pouco as questões de falta de confiança que alguns especialistas têm na análise automática da imagem mamográfica digital.

Após o resultado do processamento das imagens de *Phantom*, foram processadas 50 regiões de interesse de imagens de mamogramas reais, digitalizadas em ambos os *scanners*, sendo 24 sem presença de microcalcificação e 26 contendo algum agrupamento de microcalcificações. Os resultados obtidos estão resumidos na Tabela 6.8.

Tabela 6.8 – Resultados obtidos após segmentação das RIs das imagens de mamogramas para detecção de microcalcificações (método de GOES 2002)

Digitalizador usado	FN%	VP%	FP%	VN%
Laser	4%	96%	2%	98%
Laser após transformação	4%	96%	1%	99%
“Óptico”	10%	90%	10%	90%
“Óptico” após transformação	4%	96%	2%	98%

Pelas taxas acima apresentadas, podemos verificar que a taxa total de acertos, isto é, as taxas de detecção verdadeira-positiva de 96% e verdadeira-negativa de 98% para as imagens do *scanner* laser antes da transformação, e de 96% e 99%, respectivamente, para o

conjunto após a transformação foram praticamente semelhantes agora, considerando imagens provenientes de mamogramas reais. As variações significativas novamente ficaram para as imagens digitalizadas pelo *scanner* “óptico” – também conforme esperado, a partir da avaliação prévia descrita nos itens anteriores. Nesse caso, todas as taxas sofreram melhorias significativas, tanto em termos de aumento de sensibilidade e de especificidade, como na redução das taxas de erro, quando comparado o conjunto processado antes da transformação com aquele após a aplicação do polinômio de “correção”.

Ademais, os resultados registrados na Tabela 6.8 evidenciam que, dadas as características particulares da mistura de tecidos nas imagens mamográficas reais, o fato de a curva característica do digitalizador laser apresentar um pequeno desvio em relação à curva característica do filme radiográfico não afeta significativamente a performance do esquema de processamento usado como base da avaliação comparativa.

Na Tabela 6.9 é apresentada a taxa de ruído gerado por cada digitalizador após a transformação, considerando os resultados do conjunto de imagens apresentado na Tabela 6.8.

Tabela 6.9– Resultados referentes a taxa de ruído

Digitalizador usado	Taxa de Ruído
Laser após transformação	5%
“Óptico” após transformação	18%

A partir dos valores da Tabela 6.8, foram novamente levantadas as respectivas curvas ROC e calculados os seus Az, como já feito nos itens anteriores. Assim, para as imagens digitalizadas pelo *scanner* a laser a avaliação do esquema apresentou um Az de 0,95 e para as imagens digitalizadas no laser após a transformação, Az de 0,96. Para as imagens digitalizadas no *scanner* “óptico”, o Az encontrado foi de 0,90 e após passar pelo processo de transformação, o Az aumentou para 0,95, conforme apresentado no gráfico das Figuras 6.14, 6.15, 6.16 e 6.17.

Figura 6.14 – Curva ROC para detecção de microcalcificações após processamento do conjunto de imagens digitalizadas no *scanner* laser – Az de 0,95

Figura 6.15 – Curva ROC para detecção de microcalcificações após processamento do conjunto de imagens digitalizadas no *scanner* Laser após a transformação – Az de 0,96

Figura 6.16 – Curva ROC para detecção de microcalcificações após processamento do conjunto de imagens digitalizadas no *scanner* “óptico” – Az de 0,90

Figura 6.17 – Curva ROC para detecção de microcalcificações após processamento do conjunto de imagens digitalizadas no *scanner* “óptico” após transformação – Az de 0,95

Como a curva característica para a qual foi feita a aproximação pelo polinômio fosse a mesma para os dois conjuntos de imagens – do digitalizador laser e do “óptico” –, era realmente de se esperar que as taxas de acerto/erro para o processamento dos de ambos, após transformação, ficassem bem semelhantes entre si, como demonstraram os dados da Tabela 6.8. Ao se analisar a taxa de ruído de ambos os métodos de transformação, verificou-se que quanto mais se aproxima a curva característica de cada digitalizador em relação a curva característica do filme, usada como uma referência, há uma redução do ruído e, conseqüentemente, melhoram os índices de verdadeiro-positivo e verdadeiro-negativo no processamento utilizado, conforme exemplo apresentado na Figura 6.18.

Figura 6.18 – Região segmentada da imagem de um mamograma real (a) digitalizada no *scanner* laser ; (b) no *scanner* laser após aplicação do polinômio; (c) digitalizada no *scanner* “óptico” ; (d) no *scanner* “óptico” após aplicação do polinômio

Baseado nestas considerações ao analisar o comportamento de um esquema de processamento de imagens mamográficas quando aplicado a imagens digitalizadas em ambos os *scanners*, verificou-se uma equivalência tanto para o digitalizador “óptico” quanto para o laser, mas somente quando foi aplicada a técnica de transformação com base na análise das respectivas curvas características. Nesse caso, a redução no nível de intensidade – retratado pela transformação nos níveis de cinza para valores mais baixos que, na prática, significou aproximar a curva característica do digitalizador “óptico” da do laser – proporcionou melhor performance do esquema de segmentação para microcalcificações agrupadas. Ao considerar também que a tecnologia a laser é bastante cara e a tecnologia CCD tem um custo absurdamente menor, verifica-se a possibilidade da utilização dessa última sem prejudicar a eficácia no processamento, desde que aplicado o *software* de “correção” apropriado. Este ponto é um fator chave para favorecer o *scanner* “óptico” e possibilitar a um esquema CAD a aquisição das imagens também nesse tipo de equipamento, sem comprometimento do resultado.

CAPÍTULO 7 - CONCLUSÃO

Na intenção de colaborar na difícil tarefa de avaliação e análise de estruturas de interesse visualizadas em mamogramas digitalizados, diversos trabalhos vêm sendo desenvolvidos utilizando sistemas computacionais que empregam técnicas de pré-processamento e processamento de imagens, sendo que a etapa de maior importância para um processamento adequado é o processo da aquisição da imagem, pois é através dela que a imagem é convertida numa representação numérica adequada para o processamento digital. Considerando que, para obter um mamograma digital, a digitalização do filme mamográfico através de um *scanner* específico para filmes é o principal procedimento utilizado, o objetivo deste trabalho foi estudar uma tecnologia de digitalização a laser e uma outra tecnologia convencional para investigar a influência que ambas exercem sobre o desempenho de um esquema de processamento.

Para chegarmos às conclusões deste trabalho muito esforço foi empregado na compreensão do funcionamento de cada digitalizador e para isto, realizou-se uma série de testes práticos para a verificação da coerência entre os valores obtidos. Os estudos até aqui demonstraram a importância deste levantamento, pois foi comprovado que 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 do filme originalmente usado para produzir a imagem. Esse problema é mais acentuado para o digitalizador “óptico”, como demonstraram os resultados do gráfico da Figura 5.4. Sendo

assim, estes resultados se refletem no processamento de imagens, pois, dado o aumento de intensidade comprovado para o *scanner* com tecnologia CCD, isto se torna mais agravante, levando à vantagem do sistema a laser, que parece produzir imagens com uma melhor sensibilidade de detecção, por exemplo, de microcalcificações.

Com o objetivo de resolver o problema dos desvios das curvas características dos dois digitalizadores em relação à curva característica medida para o filme, foi desenvolvido um procedimento para compensar tal deslocamento: a finalidade foi calcular, através de interpolação matemática, o polinômio que melhor representa os valores referentes à D.O. obtida de cada digitalizador. Para isso, foi varrida a imagem e aplicado o polinômio calculado a todos os pixels da imagem digitalizada de forma a realizar a transformação em seus níveis de cinza e compensar o desvio do digitalizador, pois os níveis de cinza estão diretamente relacionados com o contraste.

O procedimento foi desenvolvido em três etapas para comparações. A primeira foi com a proposta de aplicar a transformação pelo polinômio de correção para as imagens digitalizadas no *scanner* óptico em relação ao laser, ou seja, “corrigir” os níveis de cinza de uma imagem mamográfica digitalizada no *scanner* óptico de acordo com as características de digitalização da mesma imagem no *scanner* laser. Analisando os resultados obtidos nesta etapa, pôde-se concluir que a intensidade de nível de cinza não real tem forte influência no processamento utilizado, proporcionando então uma melhor sensibilidade do esquema de processamento para as imagens adquiridas no digitalizador a laser. Porém, ao transformar estas imagens através da aplicação do polinômio de correção, consegue-se garantir uma equivalência na detecção de um achado de microcalcificação para ambos os digitalizadores, ainda que a taxa de ruído incorporada à segmentação da imagem seja maior para o digitalizador “óptico”.

Uma nova investigação foi inverter o processo anterior e comparar as taxas de acertos e erros e comprovar o quanto este aumento de intensidade (nível de cinza) associado ao digitalizador “óptico” influencia na técnica de processamento utilizada. A partir dos resultados demonstrados no item 6.1.2, verificou-se que, ao digitalizar-se uma imagem no digitalizador laser e também no “óptico”, o laser leva a um melhor desempenho e uma menor taxa de ruído. Mas, ao estabelecer uma mudança nos níveis de cinza das imagens digitalizadas no *scanner* laser e torná-las similares aos das imagens provenientes do *scanner*

“óptico”, foi comprovado que esse procedimento só ocasiona um aumento na quantidade de ruído, provocando uma distorção no resultado do processamento, por aumento de casos falsos-positivos e falsos-negativos, justamente em função do aumento do ruído.

E por fim, compararam-se os resultados do deslocamento da curva característica do digitalizador laser e do digitalizador “óptico” em relação à curva característica do filme. Com isso, pôde-se perceber que houve uma sensível melhora na especificidade do esquema de detecção de microcalcificações agrupadas também para as imagens digitalizadas pelo *scanner* laser, após a transformação para aproximá-las das características originais do filme. É interessante notar ainda que tal transformação não afetou a sensibilidade do esquema, retratada nas taxas de verdadeiro-positivo.

Os testes conduzidos nesse trabalho focaram essencialmente a detecção de agrupamentos de microcalcificações pelo fato de que esse tipo de sinal é nitidamente mais afetado pelo processo de digitalização do que a pura detecção de nódulos, que têm dimensões sensivelmente maiores. Por isso, para uma avaliação mais minuciosa do efeito do processo de aquisição digital, os estudos foram centrados nas microcalcificações, ainda que – tomando por base os laudos radiológicos – não fosse possível conhecer na realidade a quantidade exata de sinais isolados para uma comparação mais precisa. Isso, porém, não ocorreu nas imagens de *phantom*, que possibilitaram uma avaliação mais adequada por conhecimento prévio das estruturas presentes. Entretanto, os resultados obtidos para os agrupamentos de microcalcificações permitem prever que os efeitos poderão afetar talvez não a detecção de massas suspeitas, mas muito provavelmente o reconhecimento mais adequado de seu contorno, por exemplo.

Assim, os resultados obtidos até aqui indicaram claramente a influência do processo de digitalização de mamogramas em um esquema CAD, principalmente na intenção para detectar microcalcificações, pois o contraste pode limitar sua performance. Assim, verifica-se que o digitalizador a laser proporciona uma melhor sensibilidade para detectar microcalcificações em comparação com o desempenho do digitalizador “óptico”, porém, a tecnologia empregada nos digitalizadores com tecnologia a laser torna seu custo muito elevado. Ao aplicar a técnica de transformação com base na análise das respectivas curvas características, o resultado obtido no processamento utilizado tornou-se similar para os grupos de imagens provenientes de ambos os digitalizadores. Portanto, isso permite estender

o uso da tecnologia do equipamento de digitalização aqui chamado de “óptico” para esquemas CAD, porém apenas desde que a correção apropriada seja efetuada para as imagens digitalizadas nesse tipo de *scanner*, conforme verificado nessa pesquisa. Como consequência, uma importante redução no custo de um esquema CAD poderá ser obtida, sem perda da qualidade na sensibilidade de seu desempenho.

7.1 Sugestões para Trabalhos Futuros

Para trabalhos futuros, pretende-se, desenvolver os testes de eficiência com vários digitalizadores de tecnologias diferentes. Um procedimento que se pretende realizar é digitalizar uma mesma imagem (sensitometrizada) várias vezes em um mesmo digitalizador e gerar a curva característica para cada uma delas. Com isso, analisar e calcular o erro relativo do digitalizador em questão. Pretende-se também submeter as imagens realçadas pelo polinômio de correção da curva H&D do digitalizador ao esquema de processamento desenvolvido no grupo e comparar os resultados.

Os testes conduzidos neste trabalho focaram essencialmente a detecção de agrupamentos de microcalcificações, para a próxima etapa pretende-se fazer uma investigação no processo de digitalização na detecção de nódulos, bem como extraindo suas características.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANGELO, M. F. (2001). *Uma Ferramenta Para Auxílio Ao Treinamento em Avaliação Mamográfica Via-Internet*. Dissertação de Mestrado - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

BLAND, K.I. (1994). *A Mama: Tratamento Compreensível das Doenças Benignas e Malignas*. São Paulo. Ed. Manole.

BRASSALOTTI, A.L; CARVALHO, A.A; (2003). *Metrologia para a Vida. Sociedade Brasileira de Metrologia (SBM)*. Setembro 01-05, Recife, Pernambuco - BRASIL

BURKE, M.W. (1995) *Image Aquisition* –Chapman & hall, Oxford.

CAMERON, J.R.; SKOFRONICK, J.G.(1978). *Medical Physics*. New York: Wiley.

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* (2004). <<http://www.imagingeconomics.com/library/200406-08.asp>> Acessado em: 05/06/2206.

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

CHAN,HP.; DOI,K.; GALHOTRA,S.; VYBORNY C.J.; MACMAHON,H.; JOKICH,P.M. (1987). Image Feature Analysis and Computer-Aided-Diagnosis in Digital Radiography. I. Automated Detection of Microcalcifications in Mammography. *Medical Physics*, v.14, n.4, p.538-548.

CHAN, H.P.; DOI, K.; VYBORNY, C.J.; *et al.*(1990). Improvement in Radiologists' Detection of Clustered Microcalcifications on Mammograms: The potential of Computer-Aided Diagnosis. *Investigative Radiology*, v.25, n.10, p.1102-1110.

CHAN, H.P.; NIKLADSON, L.T.; IKEDA D.M.; LAM, K.-L.; ADLER, D.D.(1994). Digitization requirements in mammography: effects on computer-aided detection of microcalcifications. *Medical Physics*, V.21, n.7, p. 1203-1211.

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

CHENG, H.D.; CAI, X.P.; CHEN, X.W.; HU, L.M.; LOU, X.L. (2003). Computer-Aided Detection and Classification of Microcalcifications in Mammograms: a Survey. *Pattern Recognition*, v.36, n.12, p.2967-2991.

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

DAVIDSON, H.C. *et al.* Comparison of Radiographic Image Quality from Four Digitization Devices as Viewed on Computer Monitors. *Journal of Digit Imaging*, v14 , n.1, p. 24-9, Marc. 2001

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

DOI, K; GIGER,M.L.; NISHIKAWA,R.M.; SCHMIDT,R.A. (1997) Computer-Aided Detection of breast cancer on mammograms. *Breast Cancer*, v.4, n.3, p.228-233.

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

ESCARPINATI, M.C.; SCHIABEL, H., GÓES,C.E. NUNES, F. L. S.; PATROCÍNIO, A.C..(2001) Programa computacional para a interpretação e armazenamento de mamogramas digitalizados em formato TIFF com 12 bits. In: XXIV Encontro Nacional de Física da Matéria Condensada, São Lourenço - MG. *Anais*. p.30.

ESCARPINATI, M. C.; VIEIRA, M. A. C.; SCHIABEL, H. (2002). Computer technique for digital radiographic images correction based on the digitizer characteristic curve – *Journal of Digital Imaging*. v.15, suppl. 1, p. 228-230.

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

EVANS, A.L. (1981). Medical Physics Handbooks 10: *The Evaluation of Medical Images*. Adam Hilger Ltd., Bristol, England.

FERRARI R.J.; KINOSHITA S.K.; FREIRE A.F.; AZEVEDO MARQUES P.M; SCHIABEL H (1996).- Estudo Comparativo entre tipos e tecnologias de *Scanners* para a digitalização de mamogramas – *Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde* - Campos do Jordão, v2, p.605-606.

GIGER, M.L.; MACMAHON, H. (1996). Image Processing and Computer-Aided Detection Radiologic Clinics of North America, v.34, n.3, p. 565-595.

GIGER, M.L. (1999). *Computer-Aided-Diagnosis*. RSNA Categorical Course in Breast Imaging, p.249-272.

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

GIGER, M.L. (2004). Computerized analysis of images in the detection and diagnosis of breast cancer. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, v.25, p.411-418.

GITLIN JN, SCOTT WW, BELL K, NARAYAN A.(2002). Interpretation Accuracy of a CCD Film Digitizer. PubMed. indexed for MEDLINE . *Journal of Digit Imaging* ,15 Suppl 1:57-63. Epub 2002 Mar 21.

GOES, C. E.; SCHIABEL, H.; NUNES, F. L. S.(2002). Evaluation of microcalcifications segmentation techniques for dense breast digitized images, *Journal of Digital Imaging*, v. 15, suppl. 1, p. 231-233.

GOES, C.E. (2002) *Segmentação de Imagens Mamográficas Digitais para Detecção de Microcalcificações em Mamas Densas*. Dissertação de Mestrado - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

GOES, R.F.; SCHIABEL, H; ESCARPINATI, M. C (2006) -Estudo Comparativo da Qualidade de Imagens mamográficas adquiridas no Digitalizador a Laser e no Digitalizador "Óptico". XI – Congresso Brasileiro de Física Médica.

GONZALEZ, R.C.; WOODS, R.E. (1992). *Digital Image Processing*, 3rd. Ed., Addison-Wesley Publishing Company.

GREENLEE RT, HILL-HARMON MB, MURRAY T. (2001) *Cancer statistics*, CA Cancer J Clin 51:15-36.

HANGIANDEROU, N.J.; O CONNOR, T.C.; FELMLEE, J.P. (1998) An evaluation of the signal and noise characteristics os four CCD- based film digitizers. *Medical. Physics*, v25, n10, p2020 -2026.

HEMMINGER, B.M.; COLE, E.; ZONG, S.; *et al.* (1999). Evaluation of digital processing methods for the display of digital mammography. In: SPIE INTERNATIONAL SYMPOSIUM MEDICAL IMAGING - IMAGE DISPLAY. *Proceedings*, v.3658, p.382- 393.

INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER - INCA, Ministério da Saúde. *Falando sobre doenças da mama*, 2006.

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

ISHIDA, M; FRANK, P.H.; DOI, K.; LEHR, J.L.; JACKSON, V.P; HENDRICK,E.; FEIG,S.A.; KOPANS,D.B.(1993)- Imaging of the radiographically dense breast. *Radiology*, v.188, p.297-301.

JIANG, Y.; NISHIKAWA, R. M.; PAPAIOANNOU, J. (1996). Requirement of microcalcification detection for computerized classification of malignant and benign clustered microcalcifications. *SPIE 98 - Image Processing*, v. 3338, p. 313-326.

KARSSEMEIJER, N. (1993). A common database for research in mammographic image analysis. In: SPIE INTERNATIONAL SYMPOSIUM BIOMEDICAL IMAGE PROCESSING & BIOMEDICAL VISUALIZATION. *Proceedings*, v.1905, p.542-543.

KANG W.S. , MIN D.K. , JUNG H., KIM S.R. , SON Y.M. , DO J.H. , YOO H.S. , KIM H.J. (2003) - Quantitative Assessment of Film Digitizer Used Film less Full PACS System: LASER vs. CCD Digitizer

KODAK (Eastman Kodak Company) (1980). *Fundamentos de Radiografia*. 1ª ed.

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

KRUPINSKI, E.; ROERING, H.; FURUKAWA, T. (1999). Influence of film and monitor display luminance on observer performance and visual search. *Academic Radiology*, v.6, p.411.

LE GAL,M.; CHAVANNE,G.; PELLIER,D. Valeur diagnostique des microcalcifications groupées découvertes par mammographies. *BULL. Cancer*, v.71, p.57-64.

MARQUES FILHO, O.; VIEIRA NETO, H. (1999). *Processamento Digital de Imagens*, Brasport Livros e Multimídia LTDA., Rio de Janeiro (RJ).

MELOL, A.L.K.; BAUAB, S.P.(1995) Avaliação mamográfica das calcificações e microcalcificações mamárias. *Revista Imagem*, v.17, p. 83-91.

METTLIN, C. (1999). Global breast cancer mortality statistics. *CA Cancer J Clin*. 49:138-144.

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

MYLER H.R; WEEKS A.R. (1993). *Computer image recipes in C*. Prentice-Hall.

MOHAPATRA, S.K.; ANDERSON, W.F.; KEYES, G.S.; LINDQUIST, T.R.; PEARSON, V.E. (1999). Hard-copy requirements and imager characteristics for full field digital

mammography (FFDM) applications. In: SPIE INTERNATIONAL SYMPOSIUM MEDICAL IMAGING - IMAGE DISPLAY. *Proceedings*, v.3658, p.269- 279.

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

NISHIKAWA,R.M.; 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, 1992.

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

NUNES, F.L.S ; SCHIABEL, H. (2001), 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. 13, p. 109-121.

OLIVEIRA, H.J.Q. (1995). *Simulação computacional da nitidez de imagens radiológicas para controle de qualidade*. São Carlos. Dissertação de Mestrado, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

PATROCÍNIO, A.C.(2000). *Esquema Classificador de Agrupamentos de Microcalcificações Mamárias Utilizando Redes Neurais Artificiais*. Dissertação de Mestrado, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos.

PATROCÍNIO, A.C.; SCHIABEL, H; BENATTI, R.H.; GOES, C.E.; NUNES, F.L.S. (2000). *Investigation of clustered microcalcification features for an automated classifier as part of a mamography CAD Scheme*. In: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Cd Rom proc. of The World Congress On Medical Physics And Biomedical Engineering, Chicago.

PEREIRA AS.; YAMAGUCHI K.. (2002). *Detecção de microcalcificações de formas especulares para auxílio no diagnóstico de câncer de mama*. CBIS2002 VIII Congresso Brasileiro de Informática em Saúde.

RUSS, J.C. (1998). *The Image Processing Handbook*. 3rd ed., CRC Press Inc, Boca Raton, USA.

SCHWARTSMANN G.(2006). Breast Cancer in South America: Challenges to Improve Early Detection and Medical Management of a Public Health Problem . Disponível em: < www.jco.org> and provided by FMRP on March 27, acessado em 10/05/2006>.

SONGYANG, Yu; GUAN, Ling (2000). A CAD System for the Automatic Detection of Clustered Microcalcification in Digitized Mammogram Films. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 2000, v:19, n:2, pp:115-126.

SWETS, J. A. (1979). ROC analysis applied to the evaluation of medical imaging techniques. *Investigative Radiology*, v. 14, p. 109-121, March-April.

VIEIRA, M.A.C.; ESCARPINATI, M.C.; SCHIABEL, H.; CAETANO, C.A.C.; NUNES, F.L.S. (2001). *A segmentation technique for digital mammograms: saving processing time and memory*. In: IX MEDITERRANEAN CONFERENCE ON MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING AND COMPUTING. *Proceedings*, Part I, Pula, Croatia, June 12-15, p.558-561.

VIEIRA, M.A.C. (2002). *Avaliação de Qualidade em Radiodiagnóstico: Simulação Computacional para Investigação da Camada Semi-redutora*. São Carlos. Dissertação de Mestrado. Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

VIEIRA, M.A.C, ESCARPINATI, M. C.; SCHIABEL, H (2003) - Film Processor Quality Assurance: Using A Film Scanner As Densitometer For Sensitometric Curve Determination. In *World Congress, Medical Physics and Biomedical Engineering* , August 24-29.

VIEIRA, M.A.C. (2005). *Metodologia baseada nas funções de transferência para pré-processamento de imagens mamográficas digitais e sua aplicação em esquema computacional de auxílio ao diagnóstico*. São Carlos. Tese de Doutorado. Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

VYBORNÝ, C.J.; GIGER, M.L.; NISHIKAWA, R.M. (2000). Computer-aided detection and diagnosis of breast cancer. *Radiologic Clinics of North America*, v.38, n.4, p.725-740.

YAO-YANG SHIEH, G.H. ROBERSON, S. MITRA, (1995) "Enhancement of CCD Film Digitizer by Adaptive Calibration," cbms, p. 0218, *Eighth IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems* (CBMS'95).

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

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

WILKS, R.J. (1987). *Principles of Radiological Physics*. New York, Churchill Livingstone.

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