Campus de São Carlos

**TÉCNICA PARA DETECÇÃO DE ASSIMETRIAS EM IMAGENS
MAMOGRÁFICAS**

Autora: Kátia Cristina da Silva

Orientador: Prof. Associado Homero Schiabel

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESCOLA DE ENGENHARIA
DE SÃO CARLOS**

TÉCNICA PARA DETECÇÃO DE ASSIMETRIAS EM IMAGENS MAMOGRÁFICAS

Katia Cristina da Silva

Serviço de Pós-Graduação EESC/USP

EXEMPLAR REVISADO

Data de entrada no Serviço: 22.10.04

Ass.: *Leandro Corioli*

Dissertação apresentada a Escola de Engenharia de São Carlos, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Associado HOMERO SCHIABEL

São Carlos
2003

DEDALUS - Acervo - EESC

Class.	TESE TTSC
Cutt.	5638
Tombo	T 126104
Sysno	1375625

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

S586t Silva, Katia Cristina da
Técnica para detecção de assimetrias em imagens
mamográficas / Katia Cristina da Silva. -- São Carlos,
2003.

Dissertação (Mestrado) -- Escola de Engenharia de
São Carlos-Universidade de São Paulo, 2003.

Área: Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Assoc. Homero Schiabel.

1. Assimetria da mama. 2. Mamografia. 3. Câncer de
mama. 4. Processamento de imagens. I. Título..

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidata: Bacharel **KATIA CRISTINA DA SILVA**

Dissertação defendida e julgada em 15-10-2003 perante a Comissão Julgadora:

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

APROVADA

Prof. Assoc. **ADILSON GONZAGA**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

APROVADA

Prof. Dr. **LUIS GUSTAVO NONATO**
(Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação/USP)

Aprovada

Prof. Assoc. **MURILO ARAUJO ROMERO**
Coordenador do Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Elétrica

Prof. Assoc. **MARIA DO CARMO CALIJURI**
Presidente da Comissão de Pós-Graduação

Dedico ...
Dedico este trabalho a minha família

Agradecimentos

Primeiramente a Deus, que é incomparável e inconfundível na sua infinita bondade de compreender todos os nossos anseios e nos deste coragem para atingir o nosso objetivo.

Aos meus pais Ademir e Nely que me deram a vida e me ensinaram a vive-la com dignidade, mostrando os caminhos certos a seguir e me apoiando a cada tropeço guiando meus passos com carinho e segurança. Tantas foram as dificuldades e os contratemplos, mas vocês não mediram esforços para que eu pudesse realizar meu sonho. Se eu for para meus filhos pelo menos a metade do que vocês foram para mim terei a certeza que eles serão felizes como eu sou. Amo vocês.

Ao Prof. Dr. Homero Schiabel, por dividir seus conhecimentos comigo, pois estes são de grande influência para minha vida profissional. Boa parte do que posso conquistar no futuro, com certeza, será por intermédio de suas sábias palavras. Muito obrigado por tudo.

A minha irmã Claudia e meu cunhado Joaquim, que tem sido ao longo de todos esses anos meus maiores amigos e meu namorado Eduardo, pelo amor, ajuda nos momentos difíceis e compreensão. Tenham a certeza que cada um de vocês são muito especiais para mim.

Aos meus amigos do LADI: Michele, Kathy, Ana Claudia Patrocínio, Vivian, Helien, Ana Claudia, Maurício, Cláudio, César, Fábio, Marcelo e Rodrigo, pelo apoio, incentivo nos momentos que mais precisei. Vocês são muito especiais. A Fátima que no decorrer do trabalho sempre me ajudou e me mostrou que não se deve temer por nada, porque tudo acaba sempre como queremos. Você me provou isso muitas vezes e é por isso que acredito na essência da vida.

Aos meus amigos do EJC, pela força e orações que me fortalece na minha caminhada e principalmente ao Anderson e Luzia, pelos conhecimentos, experiências transmitidas e incentivos.

Sumário

<i>Lista de Figuras</i>	vi
<i>Lista de Tabelas</i>	xii
<i>Resumo</i>	xiii
<i>Abstract</i>	xiv
<i>Capítulo 1 – Introdução</i>	1
1.1 Considerações Iniciais	1
1.2 Formação do Câncer de Mama	3
1.3 Esquema de diagnóstico auxiliado por computador em mamografia	3
1.4 Motivação	5
1.5 Disposição do Trabalho	6
<i>Capítulo 2 – Mamografia</i>	7
2.1 Risco da Radiação	7
2.2 Alcance e Limitação da Mamografia	8
2.3 Como interpretar uma Mamografia	8
2.4 O que se procura em uma Mamografia	11
2.4.1 Opacidade circunscrita	11

2.4.2 Microcalcificações	12
2.4.3 Densidade Assimétrica Focal ou Difusa e Neodensidade	13
2.5 Processamento de imagens mamográficas	13
2.6 Assimetria entre mamogramas	14
2.6.1 Definição de assimetria	14
2.6.2 Importância da simetria	15
2.6.3 Relação entre assimetria de mama, tamanho da mama e ocorrência de câncer de mama	16
2.6.4 Assimetria em mamas	17

Capítulo 3 – Métodos computacionais usados para detectar assimetria entre mamogramas

3.1 Detecções de massas assimétricas	21
3.2 Subtração Bilateral	26
3.2.1 Tipos de segmentações	27
3.2.2 Subtração das imagens	36
3.2.3 Extração de características	37
3.3 Detecção automatizada de tumores de mama usando a Aproximação Assimétrica	38
3.3.1 Alinhamento de mamograma	39
3.3.2 Detecção Assimétrica	42
3.4 Aproximações automatizadas da borda da mama e mamilo	43

Capítulo 4 – Método para medição de assimetria em mamogramas

4.1 Digitalização dos mamogramas	52
4.2 Alinhamento de mamogramas	53
4.2.1 Segmentação dos mamogramas	54

4.2.2 Determinação dos pontos de referência e translação horizontal	59
4.2.3 Translação Vertical	62
4.3 Cálculo da diferença de área	63
4.4 Verificação da densidade	65
Capítulo 5 – Resultados e Discussões	70
5.1 Resultados da análise da comparação bilateral da mama	71
5.2 Resultados da análise de densidades assimétricas	77
Capítulo 6 – Conclusões	94
6.1 Desempenho do Sistema Desenvolvido	95
6.2 Sugestões para Trabalhos Futuros	99
Referências Bibliográficas	100

Lista de Figuras

- FIGURA 2-1 Incidências crânio caudal (CC) e médio-lateral (ML) das mamas, em um exame normal de boa qualidade técnica [VIEIRA-00]. 8
- FIGURA 2-2 Incidência crânio-caudal esquerda (CCE): Fio de cabelo sobrepõe-se à radiografia (projeção dos quadrantes internos). 9
- FIGURA 2-3 Incidência crânio-caudal direita (CCD): Dobra de pele que aparece como imagem densa na projeção dos quadrantes externos. 10
- FIGURA 2-4 Incidência médio-lateral direita (MLD): Queixo da paciente sobreposto ao prolongamento axilar. 10
- FIGURA 2-5 Densidade Assimétrica na projeção dos quadrantes inferiores da mama esquerda. 13
- FIGURA 2-6 Forma original (a) e sua superposição refletida e estimativa simétrica bilateral (b). Uma maior forma simétrica (c), e sua versão refletida e estimativa simétrica (d). 16
- FIGURA 2-7 Imagens da mama direita e esquerda. Diferenças de forma e volume. Projeção médio-lateral. 18
- FIGURA 2-8 Imagens da mama direita e esquerda. Densidade alta na mama direita. Projeção médio-lateral. 18
- FIGURA 2-9 Imagens da mama direita e esquerda. Alta densidade na mama direita. Projeção crânio-caudal. 19
- FIGURA 3-1 Pontos de borda igualado e interpolado em um par de imagens bilateral. Pontos não localizados na borda da mama são interpolados [SALLAM-99]. 23
- FIGURA 3-2 Exemplo de pares de mamogramas bilateral normais e histograma da diferença entre as duas imagens. A diferença de histogramas exibidos pelas propriedades Gaussiana com melhores registros. (a) Registro anterior; (b) após o alinhamento inicial; (c) após o registro final [SALLAM-99]. 24

- FIGURA 3-3 Exemplo de par de mamograma bilateral anormal, histograma da diferença das imagens após o registro final e diferença da imagem segmentada por vários níveis de cinza. A diferença do histograma mostra a assimetria [SALLAM-99]. 25
- FIGURA 3-4 Esquema de subtração bilateral. 27
- FIGURA 3-5 Imagem das mamas direita e esquerda (rotacionada e transladada) e com marcação de bordas [YIN-94]. 28
- FIGURA 3-6 Imagens segmentadas da mama direita [(a),(c)] e esquerda [(b),(d)] [YIN-91]. 28
- FIGURA 3-7 Imagens da mama direita e esquerda binarizada em nível de limiar de 10% [YIN-93]. 29
- FIGURA 3-8 Bordas registradas manualmente das mamas direita e esquerda [YIN-91]. 29
- FIGURA 3-9 Etapas para o processo de alinhamento automatizado das imagens da mama direita e esquerda. 30
- FIGURA 3-10 Histograma de nível de cinza [YIN-94]. 31
- FIGURA 3-11 Imagem segmentada. (a) imagem original da mama. (b) imagem após segmentação. (c) imagem segmentada após a filtragem morfológica [YIN-94]. 32
- FIGURA 3-12 Averiguação calculando o perfil ao longo da porção selecionada da borda anterior. A seta indica a posição do mamilo [YIN-94]. 33
- FIGURA 3-13 Ilustração da técnica de característica igual. A linha pontilhada representa a borda da mama esquerda, enquanto a linha inteira representa a borda da mama direita [YIN-94]. 34
- FIGURA 3-14 Diagrama esquematizado para detecção computadorizada que usa a técnica de limiar de nível de cinza local em identificação inicial de possíveis massas em mamografia [YIN-93]. 34

- FIGURA 3-15 Imagens da mama direita e esquerda usando o limiar local. Tamanho dos blocos (100x100 pixel) [YIN-93]. 35
- FIGURA 3-16 Segmentação de imagens “run-length”, indicando possíveis massas na mama direita(a) e esquerda (b). 36
- FIGURA 3-17 Histograma de nível de cinza. A seta indica a posição do limiar para segmentação da área de fundo da mama [LAU-91]. 40
- FIGURA 3-18 Mapa da área da mama binária suavizada [LAU-91]. 40
- FIGURA 3-19 Esboço esquematizado da área da mama com três pontos de controle, C 1, C 2 e C 3, usados para alinhamento de mamograma [LAU-91]. 41
- FIGURA 3-20 Esboço esquematizado da área da mama mostrando a coluna de pixels na distância d e uma largura $w(d)$ [LAU-91]. 42
- FIGURA 3-21 Imagem MLO da mama esquerda mostrando a estimativa posição do mamilo pela mudança de p_1 para p_2 com o ângulo do peitoral mudado pelo $\Delta\theta$ [OLSÉN-03]. 44
- FIGURA 3-22 Histograma de nível de cinza de um mamograma após a digitalização [MÉNDEZ-96]. 45
- FIGURA 3-23 Linhas conectando pontos da borda com um ponto central (x_c, y_c) [MÉNDEZ-96]. 46
- FIGURA 3-24 Termograma para análise de assimetria automatizada. 46
- FIGURA 3-25 Resultado da segmentação de duas imagens. De cima para baixo: imagem original, borda da imagem, quatro curvas características e segmentação [QI-00]. 48
- FIGURA 3-26 Histograma da imagem da mama direita e esquerda segmentada. Acima resultados com lr . Abaixo resultados com nb [QI-00]. 49
- FIGURA 4-1 Diagrama dos passos necessários para a medição de assimetria. 52
- FIGURA 4-2 Imagem digitalizada com 12 bits de resolução de contraste. 53

- FIGURA 4-3 Diagrama dos passos necessários para o alinhamento dos mamogramas. 53
- FIGURA 4-4 Tela para seleção de parâmetros utilizados no procedimento de eliminação do fundo do mamograma [NUNES-01]. 54
- FIGURA 4-5 Diagrama esquemático do procedimento de eliminação do fundo da imagem mamográfica [NUNES-01]. 56
- FIGURA 4-6 Exemplo de execução do procedimento de eliminação do fundo do mamograma: (a) imagem mamográfica original; (b) imagem após limiarização e identificação da borda da mama; (c) imagem resultante final, com a borda da mama delimitada e com a estrutura de fundo eliminada [NUNES-01]. 58
- FIGURA 4-7 Tela inicial apresentando a primeira fase do processamento da imagem (eliminação do fundo do mamograma). 59
- FIGURA 4-8 Imagens mostrando os pontos de referências. 60
- FIGURA 4-9 (a) Imagem mostrando o cálculo dos pontos C1 e C2 da imagem direita. (b) Imagem final com o deslocamento realizado 61
- FIGURA 4-10 (a) Imagem mostrando o cálculo dos pontos C1 e C2 da imagem esquerda. (b) Imagem final com o deslocamento realizado. 61
- FIGURA 4-11 Imagens originais mostrando a coluna dos pontos C3 das mamas direita e esquerda. 62
- FIGURA 4-12 Imagens resultantes mostrando a coluna dos pontos C3 das mamas direita e esquerda alinhadas. 63
- FIGURA 4-13 Imagens direita e esquerda, alinhadas e processadas. Há uma diferença de 1% da mama direita para a esquerda (em vermelho) e 6% da mama esquerda para a direita (em azul). 64
- FIGURA 4-14 Imagens direita e esquerda, alinhadas e processadas. Há uma diferença de 27% da mama direita para a esquerda (em azul) e 7% da mama esquerda para a direita (em vermelho). 65
- FIGURA 4-15 Diagrama esquematizado para detecção computadorizada de densidades assimétricas usando a divisão de blocos. 65

- FIGURA 4-16 Imagens da mama direita e esquerda usando a técnica de divisão de blocos. Tamanho dos blocos (50 x 50 pixels). 66
- FIGURA 4-17 Imagens da mama direita e esquerda usando a técnica demarcação de blocos. Tamanho dos blocos (50 x 50 pixels), limite de nível de cinza de 6%. 67
- FIGURA 4-18 Imagens da mama direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos coloridos. Tamanho dos blocos (50 x 50 pixels), limite de nível de cinza de 6%. 68
- FIGURA 4-19 Imagens da mama direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos coloridos. Tamanho dos blocos (100 x 100 pixels), limite de nível de cinza de 4%. 69
- FIGURA 5-1 .Apresentação da primeira tela do software desenvolvido. 71
- FIGURA 5-2 Imagens CC assimétricas (26,5% de diferença), resultado de processamento que corresponde ao laudo médico. 74
- FIGURA 5-3 Imagens ML assimétricas (14,5% de diferença), resultado de processamento que corresponde ao laudo médico. 75
- FIGURA 5-4 Imagens CC simétricas (4% de diferença), resultado de processamento que corresponde ao laudo médico. 75
- FIGURA 5-5 Imagens ML simétricas (5% de diferença), resultado de processamento que corresponde ao laudo médico. 76
- FIGURA 5-6 Imagens ML assimétricas (14% de diferença), resultado de processamento que não corresponde ao laudo médico. 76
- FIGURA 5-7 Imagens CC simétricas (9% de diferença), resultado de processamento que não corresponde ao laudo médico. 77
- FIGURA 5-8 Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (100 x 100 pixels), limite de nível de cinza de 10%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão. 80
- FIGURA 5-9 Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (100 x 100 pixels), limite de nível de cinza de 6%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão. 81

FIGURA 5-10	Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (50 x 50 pixels), limite de nível de cinza de 8%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão.	82
FIGURA 5-11	Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (100 x 100 pixels), limite de nível de cinza de 6%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão.	83
FIGURA 5-12	Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (100 x 100 pixels), limite de nível de cinza de 2%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão.	84
FIGURA 5-13	Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (50 x 50 pixels), limite de nível de cinza de 10%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão.	85
FIGURA 5-14	Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (100 x 100 pixels), limite de nível de cinza de 10%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão (VP).	87
FIGURA 5-15	Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (100 x 100 pixels), limite de nível de cinza de 2%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão (FN).	88
FIGURA 5-16	Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (100 x 100 pixels), limite de nível de cinza de 4%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão (VP).	89
FIGURA 5-17	Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (50 x 50 pixels), limite de nível de cinza de 8%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão (VP e FN).	90
FIGURA 5-18	Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (50 x 50 pixels), limite de nível de cinza de 8%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão (VP).	91
FIGURA 5-19	Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (50 x 50 pixels), limite de nível de cinza de 4%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão (VP).	92
FIGURA 6-1	Curva ROC das Imagens CC Processadas.	96
FIGURA 6-2	Curva ROC das Imagens ML Processadas.	97

Lista de Tabelas

TABELA 3-1 Técnicas de análise de características usadas para reduzir os números de detecções falso-positivas [YIN-93].	37
TABELA 4-1 Parâmetros do procedimento de eliminação do fundo do mamograma [NUNES-01].	55
TABELA 5-1 Resultados obtidos com o processamento de análise de comparação bilateral com diferentes valores de limiar.	72
TABELA 5-2 Taxa de acertos e erros obtidos com o processamento de análise na comparação bilateral.	73
TABELA 5-3 Resultados obtidos no processamento de imagens não densas com bloco de 100x100pixels.	78
TABELA 5-4 Resultados obtidos no processamento de imagens não densas com bloco de 50x50pixels.	78
TABELA 5-5 Resultados obtidos no processamento de imagens densas com bloco de 100x100pixels.	86
TABELA 5-6 Resultados obtidos no processamento de imagens densas com bloco de 50x50pixels.	86
TABELA 6-1 Resultados obtidos com o processamento de imagens CC.	96
TABELA 6-2 Resultados obtidos com o processamento de imagens ML.	97

Resumo

A assimetria é uma característica que pode indicar uma anomalia na formação das mamas e pode ser relacionada também com câncer da mama. Ocorre quando as mamas direita e esquerda são bem desiguais em sua forma e / ou volume e sua análise consiste na comparação bilateral de regiões correspondentes entre os mamogramas de uma mesma projeção. Um esquema de medição computadorizado foi desenvolvido aqui para a detecção de assimetrias envolvendo quatro etapas: digitalização dos mamogramas, alinhamento das imagens, subtração e análise da densidade. Após eliminação do fundo dos mamogramas e alinhamento das imagens, foi feita a segmentação e verificada a diferença de área entre as duas imagens. Além disso, também foram analisadas as diferenças internas entre os mamogramas direito e esquerdo para a detecção de densidades assimétricas.

A comparação bilateral foi feita em 243 pares de imagens mamográficas. Foi obtida uma taxa de classificação correta de 90,84% para imagens crânio-caudais e de 86,6% para imagens médio-laterais. A medição de assimetria em densidade foi feita em 688 pares de mamogramas de mamas normais (não densas) e 711 pares de imagens de mamas densas. Os resultados obtidos comparando-se a quantidade de casos VP (verdadeiro-positivo) e FN (falso-negativo) resultantes. Para imagens de mamas normais foi obtida uma taxa de 100% VP utilizando um determinado conjunto de parâmetros no processamento. Para as imagens de mamas densas foi obtida uma taxa de 99,02% VP e 0,98% FN também com parâmetros adequados determinados através de testes prévios.

Abstract

Asymmetry is a characteristic which can indicate a disturb in breasts formation and also can be related to the breast cancer. It occurs when right and left breast are quite different in shape and / or volume a its analysis consists in a bilateral comparison of corresponding regions between both mammograms in a same projection. A computer-based measure scheme was developed here interded to detect asymmetries in four steps: mammograms digitization, images alignment, subtraction and density analysis. After mammograms background supression and images alignment, the segmentation was performed as well as the area difference between the two images was checked. In addition, the inside differences between the right and left mammograms were evaluated in order to detect asymmetric densities.

The bilateral comparison was performed in 243 pairs of mammographic images. A right classification rate of 90,84% was obtained for cranio-caudal incidences and of 86,6% for medio-lateral ones. The asymmetry measurement was made using 688 pairs of normal (non-dense) breast mammograms and 711 pairs of dense breast images. The results were obtained by comparing the quantity of true-positive and false-negative cases. It was obtained 100% of true-positive rate for normal breast images by using a determined parameters set in the processing. For dense breast images it was obtained 99,02% of true-positive rate and 0,98% of false-negative rate considering suitable parameters determined by previous testing.

Capítulo 1

Introdução

1.1. Considerações Iniciais

O carcinoma de mama é a principal causa de morte por câncer na população feminina com idade entre 35 e 54 anos. Infelizmente ainda não se dispõe de prevenção com eficácia comprovada e o melhor que podemos fazer é a detecção precoce através da mamografia de alta resolução [VIEIRA-00].

De acordo com o Colégio Brasileiro de Radiologia, a mamografia para rastreamento do câncer de mama deve ser realizada em mulheres assintomáticas com a seguinte periodicidade:

- Entre 35 e 40 anos: mamografia de base, para determinar o padrão da mama da paciente com a finalidade de comparação com exames posteriores. Nos casos de história familiar importante (mãe ou irmã com câncer de mama), o primeiro exame poderá ser realizado antes dos 35 anos.
- Entre 40 e 49 anos: mamografia bienal ou anual, se a paciente pertencer a grupo de risco.
- De 50 anos em diante: mamografia anual.

Nas pacientes sintomáticas a indicação não seguirá o padrão acima e o exame será realizado, avaliando-se o custo-benefício de cada caso.

Independentemente da habilidade do examinador, a maioria das lesões torna-se palpável depois de atingir 1cm de diâmetro. O câncer de mama não confirma o velho adágio de que “a clínica é soberana”. A clínica continua indispensável mas já não é o suficiente. É preciso chegar antes dela e a mamografia propicia isto. Os ginecologistas e radiologistas têm um lugar de destaque no combate ao câncer de mama. Com base no intercâmbio de informações e experiências desses profissionais o objetivo deste trabalho é auxiliar na precisão de seus diagnósticos através do desenvolvimento de sistemas computacionais baseados em processamento de imagens.

Em vários países do mundo tem sido incentivada a prevenção do câncer de mama, visando a detecção no seu estágio inicial de desenvolvimento, quando ainda apresenta grandes chances de cura. Pelo fato da doença ser assintomática, nessa fase, o exame periódico é aconselhado a mulheres que, segundo as estatísticas, estão relacionadas com algum fator de risco. Geralmente, nesse exame o médico solicita a realização da mamografia, que ainda hoje é considerada a técnica mais eficaz para a detecção precoce do câncer de mama. Segundo J. Dengler, em [DENGLER-93], pesquisas realizadas nos Estados Unidos, Suécia e Holanda indicam que a realização periódica da mamografia para prevenção do câncer de mama em mulheres acima de 40 anos pode reduzir a taxa de mortalidade em torno de 40%.

Grandes avanços surgiram nas pesquisas em relação ao câncer de mama com o objetivo de estabelecer processamentos computacionais para detectar indícios de seu desenvolvimento. Esquemas de diagnóstico auxiliado por computador (CAD) têm sido desenvolvidos nos últimos 15 anos, e podem ser definidos como um diagnóstico feito por um radiologista que levam em consideração os resultados de uma análise computacional quantitativa de imagens médicas; o radiologista, então, utiliza os resultados do computador como uma “segunda opinião” [DOI-96]. Técnicas de processamento de imagem são desenvolvidas para aumentar a quantidade das imagens dos mamogramas, realçar aspectos e torná-las mais visíveis aos radiologistas, a fim de que possam identificar sinais significantes e quantificá-los.

1.2. Formação do Câncer de Mama

As células dos diversos órgãos do nosso corpo estão constantemente se reproduzindo, isto é, uma célula adulta divide-se em duas, e por este processo, chamado mitose, vai havendo o crescimento e a renovação das células durante os anos. A mitose é realizada controladamente dentro das necessidades do organismo. Porém, em determinadas ocasiões e por razões ainda desconhecidas, certas células reproduzem-se com uma velocidade maior, desencadeando o aparecimento de massas celulares denominadas neoplasias ou, mais comumente, tumores.

Nas neoplasias malignas o crescimento é mais rápido, desordenado e infiltrativo; as células não guardam semelhança com as que lhes deram origem e têm capacidade de se desenvolver em outras partes do corpo: é o fenômeno denominado metástase, que é a característica principal dos tumores malignos.

O câncer da mama se apresenta geralmente como um nódulo na mama. As primeiras metástases comumente aparecem nos gânglios linfáticos das axilas. Os ossos, fígados, pulmão e cérebro são outros órgãos que podem apresentar metástase de câncer de mama [EGAN-80].

1.3. Esquema de diagnóstico auxiliado por computador em mamografia

Esquema de diagnóstico auxiliados por computador ("Computer-Aided Diagnosis"- CAD) e sistemas de pré-rastreamento automáticos são duas formas potenciais de análise que podem ajudar a solucionar alguns dos problemas encontrados em programas de rastreamento de câncer de mama, tais como: grande volume de exames para análise, alto custo financeiro referente a honorários médicos, erros de prescrição devidos a fadiga humana, diferentes níveis de conhecimento entre residentes e radiologistas experientes, etc...

O resultado da análise da imagem, realizado pelo computador, no cenário de um CAD, é usado para sugerir possíveis regiões suspeitas, as quais terão maior atenção por parte dos médicos durante a interpretação dos mamogramas. Adicionalmente, operações computacionais como realce de contraste e detecção de bordas podem ser aplicadas às

imagens antes mesmo da análise do radiologista, como uma forma de isolar determinadas regiões ou tecidos mamários específicos.

Nesse tipo de sistema CAD, o computador age essencialmente como um segundo leitor, sem incorrer em custos adicionais referentes à contratação de um segundo radiologista. Cabe ressaltar que a leitura de um mesmo mamograma por dois radiologistas diferentes é uma prática comum numa rotina hospitalar, devido à dificuldade deste tipo de diagnóstico.

Espera-se, com o uso do sistema CAD, um aumento na sensibilidade de detecção (maior número de casos de câncer detectados) para uma determinada taxa fixa de sinais falsos-positivos. Os casos sutis, detectados como resultado do aumento da sensibilidade, serão tratados precocemente, diminuindo os custos psicológicos e financeiros, além de aumentar as chances de sobrevivência da paciente, como é mostrado em alguns trabalhos de pesquisa nesta área [KARSSEMEIJER-98 e MOBERG-01].

O principal objetivo das pesquisas atualmente é o desenvolvimento de técnicas para a redução da taxa de falsos-positivos, considerando a sensibilidade em patamares aceitáveis. Isso tem sido uma preocupação unânime nesta área visto o baixo valor preditivo dos sistemas (alto índice de biópsias desnecessárias). De acordo com NISHIKAWA-00, 80% das lesões identificadas por um radiologista em mamogramas normais são também identificadas pelo computador como uma lesão potencial.

A análise da imagem pelo computador, num pré-rastreamento, é usada para separar com elevado grau de confiança algumas frações dos mamogramas normais. Apenas os mamogramas restantes, aqueles com máxima suspeita, serão examinados pelos radiologistas. Ressalte-se que a maioria dos mamogramas analisados em um programa típico de rastreamento, são normais e a separação de qualquer fração substancial desse grupo através de técnicas automáticas reduziria expressivamente os custos financeiros relacionados a honorários médicos, viabilizando a implementação de um programa nacional de rastreamento de câncer de mama.

De acordo com SHTERN-92 e DOI-99, a análise do câncer de mama através do processamento de imagens é identificada como uma tecnologia inovadora e com grande potencial de impacto sobre o gerenciamento do câncer de mama. De fato, existe um número muito grande de grupos de pesquisa, tanto em institutos universitários quanto em agências particulares, ao redor do mundo que estão ativamente pesquisando sobre esse assunto.

1.4. Motivação

O número de biópsias de casos benignos é alto, o que tem levado a um custo desnecessário motivado pela precaução dos médicos, além de provocar, na maioria dos casos, uma alteração no estado psicológico da paciente.

O grupo do LADI (Laboratório de Análise e Digitalização de Imagens) no Departamento de Engenharia Elétrica da EESC/USP tem trabalhado na área de mamografia há mais de duas décadas, desenvolvendo pesquisas que visam à melhoria da qualidade da imagem mamográfica, e técnicas de processamento de imagens com o objetivo de detectar estruturas que podem indicar precocemente a formação de um câncer de mama na avaliação dos mamogramas. Dentro desse contexto, já foram e ainda têm sido desenvolvidas técnicas para segmentar microcalcificações, identificar agrupamentos desses sinais e classificar tais estruturas. Com a finalidade de fornecer suporte a esses processos, também foram desenvolvidos estudos sobre os equipamentos digitalizadores, levando a técnicas para gerar e armazenar imagens em diversos formatos e com resolução espacial e de contraste diversas. Mais recentemente as pesquisas do LADI se voltaram para os casos de imagens de mamas densas que, devido ao baixo contraste existente entre as estruturas de interesse e o fundo da imagem, dificultam a detecção precoce. Nessa linha foram propostas técnicas de pré-processamento que, através de realce de contraste, preparam tais imagens para serem submetidas às técnicas de segmentação, identificação e classificação de *clusters*. Estuda-se, também, o desenvolvimento de técnicas que usam informações provenientes do Controle de Qualidade, como a Função de Transferência de Modulação, para realçar esse tipo de imagem. Paralelamente ao desenvolvimento de procedimentos que trabalham sobre as microcalcificações, há trabalhos sobre a segmentação e classificação de nódulos que produzem resultados e compõem o conjunto de técnicas cujo objetivo final é produzir informações úteis ao diagnóstico médico.

Dentro das propostas dos projetos em desenvolvimento no grupo do LADI relacionadas a esquemas computacionais que possam funcionar como auxiliares do diagnóstico médico do câncer de mama, tornou-se consenso uma análise de assimetria, sabendo-se que a densidade assimétrica é detectada através da comparação entre a imagem das duas mamas e representa malignidade em 3% das lesões não palpáveis. Assim, um sistema para identificar esse aspecto pode auxiliar na preparação da imagem

para submissão aos estágios posteriores de processamento, fazendo com que métodos convencionais que buscam detectar sinais primários específicos (como microcalcificações e nódulos) possam ter melhor desempenho. Ademais, esta abordagem pode trazer novas pistas a respeito da presença do câncer de mama em estágios iniciais, antes mesmo da formação de um nódulo ou da presença de agrupamentos de microcalcificações.

1.5. Disposição do Trabalho

Essa tese está dividida em 6 capítulos, incluindo esta introdução, e os assuntos são abordados da seguinte forma:

- **Capítulo 2:** são consideradas informações sobre a característica e a utilização da mamografia como método para a sua detecção, risco da radiação, como interpretar um mamograma, o que se procura nela e a definição e utilização do processamento de imagens mamográficas. Definição de simetria e assimetria, sua importância e a relação entre assimetria de mama, tamanho e densidade da mama e ocorrência de câncer de mama, também são abordadas.
- **Capítulo 3:** apresenta uma revisão bibliográfica sobre métodos computacionais para a detecção e análise de assimetrias entre mamogramas.
- **Capítulo 4:** descrição da metodologia utilizada para o desenvolvimento do presente esquema (medição de assimetria em mamogramas).
- **Capítulo 5:** Resultados, análise das técnicas e discussão sobre os resultados.
- **Capítulo 6:** Conclusões finais e propostas para trabalhos futuros.

Capítulo 2

Mamografia

A mamografia constitui uma forma particular de radiografia, trabalhando com níveis de tensões e correntes em intervalos específicos, destinada a registrar imagens das mamas a fim de diagnosticar a presença ou ausência de estruturas que possam indicar doenças.

Nos Estados Unidos, organizações como o “American Câncer Society and the National Alliance of Breast Cancer Organizations” sugerem que, a partir dos 40 anos, as mulheres realizem uma mamografia a cada um ou dois anos e, após a idade de 50 anos, seja realizada uma mamografia anualmente.

Obviamente a finalidade da mamografia coincide com a finalidade de todo procedimento da imagem médica: ser útil no sentido de fornecer informações para um diagnóstico correto sobre uma possível doença. Considerando esta finalidade, vários problemas devem ser resolvidos, alguns cujas soluções estão em ajustes diretamente no aparelho mamográfico, outros com soluções através da aplicação de técnicas computacionais, especialmente as de processamento de imagens.

2.1. Risco da Radiação

Os equipamentos dedicados à mamografia de alta resolução produzem imagens de altíssima qualidade, que permitem detectar e analisar estruturas micrométricas, como as microcalcificações, com um mínimo de radiação.

Como os raios-X constituem radiação ionizante e o excesso de radiação traz prejuízos ao organismo humano, é imprescindível um controle a fim de que a dose recebida pela paciente não seja mais prejudicial do que o benefício a que ela se propõe.

2.2. Alcance e Limitação da Mamografia

A mamografia de alta resolução tem uma sensibilidade média de 91 a 96%, variando essas taxas em função da idade, do tipo de mama e do tamanho da lesão. Há uma taxa de falso-negativo de 4 a 9% [VIEIRA-00].

A formação da imagem mamográfica depende dos diferentes graus de densidade dos diversos tecidos mamários. Se esses tecidos absorvem igualmente a radiação não há imagens que se destaquem. É o que ocorre com as mamas densas, que podem esconder lesões malignas, quando estas não produzem, por exemplo, sinais como microcalcificações ou distorções parenquimatosas. Outra dificuldade é a forma anatômica das mamas e sua relação com o tórax. Existem zonas "cegas" nas mamas, quase inacessíveis, próximas ao esterno e à linha axilar. Essas limitações de ordem técnica são as principais responsáveis pela taxa de falso-negativo [VIEIRA-00].

2.3. Como interpretar uma Mamografia

Um exame mamográfico deve constar no mínimo de uma incidência crânio-caudal e uma incidência médio-lateral de cada mama, como mostra a figura 2-1..

Figura 2-1. Incidências crânio caudal (CC) e médio-lateral (ML) das mamas, em um exame normal de boa qualidade técnica [VIEIRA-00].
(Fonte: <http://www.hps.com.br/medicinanuclear/mamoalta.htm>).

As incidências crânio-caudais e médio-laterais devem ser estudadas aos pares, de modo a permitir a comparação de simetria nas regiões mamárias. As mamas são como imagens em espelho e qualquer assimetria pode ser indício de patologia. Para uma boa qualidade de posicionamento deve-se incluir a maior parte das estruturas mamárias. No entanto, a incidência médio-lateral é a mais eficaz, pois mostra uma quantidade maior de tecido mamário e inclui estruturas mais profundas do quadrante súpero-externo e do prolongamento axilar, enquanto a crânio-caudal tem como objetivo incluir todo o material pósterio-medial, complementando a médio-lateral [VIEIRA-00].

Alguns exames mamográficos possuem artefatos ou mal posicionamento, prejudicando uma comparação entre as imagens:

- Mamilos dobrados e sobrepostos ao parênquima mamário.
- Dobras de pele, bem como imagens do ombro, queixo ou nariz da paciente sobrepostas na imagem mamográfica.
- Artefatos que possam surgir por não haver uma limpeza sistemática dos chassis de filme e/ou falta de cuidados na revelação.

Nas figuras 2-2, 2-3 e 2-4 são mostrados alguns casos que prejudicam essa comparação.

Figura 2-2. Incidência crânio-caudal esquerda (CCE):
Fio de cabelo sobrepõe-se à radiografia (projeção dos quadrantes internos).
(Fonte: <http://www.hps.com.br/medicinanuclear/mamoalta.htm>).

Figura 2-3. Incidência crânio-caudal direita (CCD):
Dobra de pele que aparece como imagem densa na projeção dos quadrantes externos.
(Fonte: <http://www.hps.com.br/medicinanuclear/mamoalta.htm>).

Figura 2-4. Incidência médio-lateral direita (MLD):
Queixo da paciente sobreposto ao prolongamento axilar.
(Fonte: <http://www.hps.com.br/medicinanuclear/mamoalta.htm>).

Duas diferentes técnicas são usadas na interpretação de mamogramas. A primeira técnica consiste em uma busca sistemática de cada mamograma em exemplos visíveis característicos de tumores. Por exemplo, um brilho, aproximadamente uma mancha circular com limite confuso, poderia indicar a presença de uma massa

circunscrita (determinada). A segunda técnica, a aproximação assimétrica, consiste de uma comparação sistemática de regiões correspondentes nas mamas direita e esquerda. As assimetrias estruturais significantes entre duas regiões podem indicar a possível presença de um tumor [LAU-91].

A interpretação de mamograma requer conhecimento especializado de radiologistas treinados. Com o avanço recente no processamento em imagens médicas tem se tornado viável desenvolver sistemas que podem ajudar radiologistas na interpretação de mamograma.

2.4. O que se procura em uma mamografia

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. O carcinoma mamário tem muitas faces, tal a variedade de sinais com que pode se apresentar:

- Opacidade circunscrita;
- Microcalcificações;
- Densidade assimétrica focal ou difusa.

2.4.1. Opacidade circunscrita

Corresponde ao nódulo, sendo o achado mamográfico encontrado em 39% dos casos de câncer não palpáveis. Devem ser analisados de acordo com o tamanho, densidade e contorno. Avalia-se que os nódulos mamários tornam-se palpáveis a partir de 1 cm de diâmetro. Considerando-se que o tempo de duplicação médio é de 180 dias, isto significa que para ser clinicamente detectável o carcinoma levaria de 5 a 7 anos. Com base nos mesmos cálculos deduz-se que a mamografia permitiria esta detecção de 1 a 2 anos antes, o que pode significar importante redução na mortalidade [VIEIRA-00]. Os carcinomas têm densidade média ou elevada. Raramente apresentam densidade baixa. Apresentam vários tipos de configurações, como espicular ou estrelado, lobulado de contorno bem definido.

2.4.2. Microcalcificações

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, a partir de pesquisas, como a desenvolvida pelo grupo de M. Le Gal [LE GAL-84] que relaciona formato de microcalcificações com a malignidade dos tumores associados.

É preciso analisar sistematicamente a forma, o número, o tamanho, a densidade e a distribuição das microcalcificações. A partir dessa análise as classificamos como malignas, benignas e indeterminadas.

Calcificações típicas de malignidade [VIEIRA-00]:

- agrupadas: ocupam um lugar menor que 2cm;
- pleomórficas: variam de forma e tamanho;
- puntiformes e lineares finas ou ramificadas;
- numerosas: quanto maior o número de microcalcificações, maior a probabilidade de malignidade;
- setoriais: distribuem-se de forma radiada a partir da papila;
- densas: as calcificações malignas têm alta densidade.

Calcificações típicas de benignidade:

- calcificações vasculares;
- calcificações ocas;
- calcificações em “casca de ovo”;
- calcificações em pipoca;
- calcificações em “taça de chá”;
- calcificações monomórficas difusas e bilaterais.

Persiste ainda um grupo de calcificações que não têm características definidas nem de benignidade e nem de malignidade. Dizemos que elas têm potencial indeterminado [VIEIRA-00].

2.4.3. Densidade Assimétrica Focal ou Difusa e Neodensidade

São áreas densas e isoladas, sem correspondência na mama contra-lateral, conforme indicado na figura 2-5. A densidade assimétrica é detectada através da comparação entre as imagens das mamas e representa malignidade em 3% das lesões não palpáveis. Podem ser difusas, quando abrangem grande segmento da mama, e focais, quando se encontram num dado 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 [VIEIRA-00].

Figura 2-5. Densidade Assimétrica na projeção dos quadrantes inferiores da mama esquerda.

(Fonte: <http://www.hps.com.br/medicinanuclear/mamoalta.htm>).

2.5. Processamento de imagens mamográficas

Para que um esquema computadorizado seja utilizado para o reconhecimento de estruturas em mamogramas, há a necessidade de que esses filmes sejam digitalizados. Do ponto de vista eletrônico, a digitalização consiste em uma conversão analógico-digital na qual o número de amostras do sinal contínuo, por unidade de tempo, indica a taxa de amostragem (resolução da imagem, ou seja, quantidade de pontos por unidade de área) e o número de bits do conversor A/D utilizado determina a quantização ou número de tons de cinza resultantes na imagem digitalizada [MARQUES-99].

As finalidades com que é utilizado o processamento são basicamente duas: extrair informações de uma imagem e transformar a imagem de tal modo que a

informação seja mais facilmente discernível por um analista humano, por exemplo, aumentando o contraste ou realçando bordas [MASCARENHAS-89].

2.6. Assimetria entre mamogramas

A análise de assimetrias consiste da comparação bilateral de regiões correspondentes entre os mamogramas de uma mesma projeção (CC e ML). Assimetrias estruturais significantes entre duas regiões podem indicar a possível presença de um tumor.

No entanto, o processo de análise com base no grau de assimetria entre os mamogramas, é de extrema importância na detecção precoce de um câncer de mama. Neste capítulo serão apresentadas definições de simetria e assimetria, sua importância e a relação entre assimetria de mama, tamanho e densidade da mama e ocorrência de câncer.

2.6.1. Definição de assimetria

Simetria, segundo [FERREIRA-86] diz respeito à correspondência em grandeza, forma e posição relativa de partes situadas em lados opostos de uma linha ou de um plano médio. Em contrapartida, o autor define assimetria, como a ausência de simetria, salientando que o termo dessimetria pode ser utilizado como sinônimo de assimetria.

Convém ressaltar que entre a simetria absoluta da precisão matemática, talvez um ideal inatingível, e a assimetria manifestada podem residir uma condição intermediária de assimetria de grau variável, observada por meio de estudos específicos em indivíduos clinicamente simétricos, isto é, normais.

O grau de simetria ou assimetria pode ser mensurado clínica e/ou radiograficamente, por medidas específicas, haja vista a existência de tecidos moles e duros que absorvem quantidades maiores ou menores de raio-X, gerando tonalidades diferentes na imagem radiográfica.

2.6.2. Importância da simetria

Simetria representa uma importante característica que pode ser decisiva para solução efetiva de muitos problemas na caracterização de imagem e classificação. O primeiro fato importante a ser notado é que há vários tipos de simetrias.

Será apresentado um exemplo completo de como o grau de simetria bilateral pode ser numericamente estipulado pelas representações de imagens binárias. Considere a forma na figura 2-6 (a). O primeiro passo consiste em refletir a forma com respeito à linha da imagem tendo orientação definida por seu primeiro componente principal ou maior eixo e passando através do respectivo centro da imagem. Depois de preencher os eventuais orifícios causados pela reflexão, esta forma refletida é sobreposta à forma original, produzindo o nível de cinza da imagem na figura 2-6 (b). Observe que os elementos nesta imagem são limitados por terem níveis de cinza 0 (fundo), 1 (porções das formas que são assimétricas) e 2 (pixels simétricos).

Seja N o número de elementos do primeiro plano na imagem superposta (por exemplo, o número de pixels tendo como nível de cinza 1-parte assimétrica das imagens- e 2-parte simétrica das imagens), e N_2 o número de pixels tendo 2 como nível de cinza (parte simétrica das imagens). O grau de simetria bilateral, portanto, pode ser estimado pela proporção:

$$\text{Simetria} = \frac{N_2}{N} \quad \begin{array}{l} \text{(pixels simétricos)} \\ \text{(soma dos pixels simétricos e assimétricos)} \end{array}$$

O índice assume valores positivos maiores para 1, atingindo seu valor máximo quando todos os pixels na forma original têm equivalências simétricas. As figuras 2-6 (c) e (d) apresentam um exemplo similar, mas agora para uma maior forma simétrica. Observe que é maior valor do índice simétrico obtido por esta segunda forma.

Figura 2-6. Forma original (a) e sua superposição refletida e estimativa simétrica bilateral (b). Uma maior forma simétrica (c), e sua versão refletida e estimativa simétrica (d).

2.6.3. Relação entre assimetria de mama, tamanho da mama e ocorrência de câncer de mama

O conceito biológico ou estabilidade desenvolvimental como um marco de boa saúde é bem estabelecido [SCUTT-97]. A estabilidade desenvolvimental é geralmente medida por dois segmentos:

- Como o mais importante desvio ou erros desenvolvimentais, tais como, defeitos visíveis de nascimento;
- Desvio sutil da estabilidade desenvolvimental geralmente medida como pequenos desvios, aleatórios do alvo desenvolvimental da simetria bilateral.

Humanos são essencialmente simétricos bilateralmente. Quando as dimensões (comprimento, largura ou volume) das estruturas em pares tais como mamas, orelhas e dedos são medidos, mais indivíduos mostram pequenos desvios da simetria perfeita.

Estes graus menores de assimetria são determinados como assimetria de flutuação (FA) e são uma medida de um componente de boa forma, a saber, a estabilidade desenvolvimental de um indivíduo. FA é aumentada por mutações prejudiciais, tensões ambientais, tais como radiação, e tensões fisiológicas como, por exemplo, a presença de estrogênio e testosterona. Sendo FA uma medida de qualidade genética e fenotípica em indivíduos, pode ser um importante marcador da saúde humana. A elevação de FA tem sido demonstrada em síndrome de Down, em síndrome de Martin-Bell, assim como em um número de desordens mentais, autismo e esquizofrenia, etc [SCUTT-97].

A mais ampla cadeia potencial de assimetria dará aumento de uma excelente sensibilidade para o distúrbio desenvolvimental em tais traços. Mamas são traços selecionados sexualmente, e a média FA de mamas é muito mais alta do que a maioria dos outros traços.

É possível examinar a assimetria de mama em termos de altura, largura e volume, a partir dos mamogramas. Mas tem sido confirmado que a simetria de mama também muda entre o ciclo menstrual nas mulheres pré-menopausa.

2.6.4. Assimetria em mamas

A assimetria ocorre quando as mamas são desiguais em sua forma e volume. A verificação da simetria em determinadas imagens é importante para identificar certas anormalidades [SCUTT-97].

a) Assimetria – representada pela forma e volume.

A figura 2-7 mostra exames mamográficos com projeções médio-lateral esquerda e direita de uma mesma paciente, onde podemos notar uma grande diferença de forma e volume, o que leva à conclusão de existência de uma anormalidade.

Figura 2-7. Imagens da mama direita e esquerda. Diferenças de forma e volume. Projeção médio-lateral.

b) Assimetria – representada pela densidade.

As figuras 2-8 e 2-9 mostram exames mamográficos com projeções médio-lateral (ML) e crânio-caudal (CC) direita e esquerda de uma mesma paciente, onde é possível notar uma taxa de densidade muito alta na mama direita, representando também uma anormalidade.

Figura 2-8. Imagens da mama direita e esquerda. Densidade alta na mama direita. Projeção médio-lateral.

Figura 2-9. Imagens da mama direita e esquerda. Alta densidade na mama direita. Projeção crânio-caudal.

Análises computadorizadas de anormalidades podem apresentar um modelo proveitoso no processo de classificação de lesões benignas ou malignas e, dessa maneira, uma decisão importante é relatada para conhecimento do paciente. Algoritmos deste tipo usam uma ampla variedade de aproximações, mas observadores humanos podem ter um papel significativo no processo. Em outros esquemas, os computadores fornecem suportes consideráveis para que permaneça uma classificação humana essencialmente decisiva [VYBORNÝ-94]. Esses e outros trabalhos constituem o escopo do próximo capítulo, no qual serão apresentadas pesquisas, que visam à identificação de assimetrias em mamogramas.

Capítulo 3

Métodos computacionais usados para detectar assimetria entre mamogramas

Um procedimento comum entre os radiologistas, e que tem sido explorado por pesquisadores na área de CAD para mamografia, é o uso da comparação bilateral entre os mamogramas de uma mesma paciente com o objetivo de identificar sinais assimétricos suspeitos.

Para ser definido, o cálculo de uma medida local de assimetria requer um mapeamento prévio (de maneira direta e indireta) entre os mamogramas esquerdo e direito (análise bilateral) e / ou de projeções iguais de uma mesma mama obtidas em períodos diferentes (análise temporal). Na maioria dos casos esse mapeamento é comprometido por fatores inerentes ao processo de aquisição da imagem ou mesmo devido à natureza física desse órgão anatômico. Na análise bilateral, por exemplo, o primeiro problema decorre da assimetria natural existente entre as mamas esquerda e direita.

Entretanto, apesar das dificuldades relatadas acima, alguns métodos abordando esse tema têm sido propostos na literatura. Alguns desses trabalhos têm demonstrado que o uso combinado entre esse tipo de abordagem e de técnicas que avaliam de forma isolada cada uma das projeções mamográficas pode aumentar significativamente o

desempenho de esquemas CAD voltados à detecção de lesões de mama, [YIN-93, KARSSEMEIJER-98 e MOBERG-01].

Neste capítulo serão descritos os principais trabalhos encontrados na literatura para a detecção computadorizada de sinais assimétricos entre pares de mamogramas.

3.1. Detecções de massas assimétricas

Giger e colegas [VYBORNÝ-94] estudavam uma aproximação das imagens medindo a assimetria através da sobreposição da imagem da mama esquerda sobre a da mama direita. Para o estágio de processamento, múltiplas subtrações de imagens são feitas para realçar as assimetrias. A extração de característica que usa a filtragem morfológica, que determina o tamanho e forma das lesões ou sua distância com relação à borda da mama serve para diminuir o número de detecções falso-positivas.

Zouras e colegas [ZOURAS-95] apresentaram um método de detecção de massas de mama a partir da análise temporal de mamogramas. Os pares de mamogramas são digitalizados e alinhados automaticamente. As imagens são processadas usando técnicas de subtração baseadas na técnica descrita em [YIN-91], e a análise desta técnica envolve geometria, gradientes e intensidade de medida que são usadas para reduzir o número de detecções falso-positivas.

Regiões suspeitas são indicadas ao radiologista, que faz o diagnóstico final. Já em uma segunda publicação ([ZOURAS-96]), incluíram uma Rede Neural Artificial (RNA) com o objetivo de aumentar a especificidade do sistema. O novo método, combinando as técnicas de subtração bilateral e temporal, detectou 85% das massas contidas numa base de dados com 79 casos.

Em [KOK-WILES-98] foi apresentada uma comparação dos pares de mamogramas para detecção de massas através de mapeamentos, temporal e bilateral. Essa abordagem foi usada para a representação de estruturas densas agrupadas nos mamogramas. Na detecção de massas temporais, foram extraídas regiões suspeitas de dois mamogramas da mesma mama, em datas diferentes e com a mesma projeção. Na detecção bilateral foram comparados pares de mamogramas direito e esquerdo de uma mesma paciente, tendo sido investigadas apenas regiões densas em uma das mamas.

No trabalho descrito por [KOK-WILES-98], regiões de brilho salientes de tamanhos variados foram determinadas e representadas por um atributo específico. Seu método foi analisado utilizando um mamograma assintomático no qual uma massa simulada foi introduzida.

Em 2000, Woo e colegas [WOO-00] apresentaram um trabalho para a avaliação de similaridade entre as arquiteturas das mamas direita e esquerda. Nesse trabalho foram analisadas apenas densidades assimétricas e a análise foi dividida em duas fases distintas:

- Primeiramente foi determinado o contorno da mama através de um método simples de limiarização, em seguida os mamogramas foram alinhados através de um método de “warping” (co-registro não rígido) e então subtraídos. Para o co-registro entre as imagens, foram utilizados pontos igualmente espaçados sob o contorno das mamas e após a subtração das imagens, foi comparado, o histograma da imagem resultante com os histogramas das imagens originais, para determinar prováveis regiões assimétricas.
- Na segunda fase, foi realizada uma determinação de dois tipos de atributos de texturas nas regiões efetivas das mamas, onde cada tipo de textura corresponde a um mamograma. Os atributos de textura foram obtidos a partir das imagens filtradas usando a transformada de Gabor Wavelets proposta por [MANJUNATH-96]. Neste caso, um par de mamogramas é considerado assimétrico se a distância Euclidiana entre os dois vetores de atributos for maior que um determinado limiar.

Em 1994 e 1996, Sallam e Bowyer ([SALLAM-94] e [SALLAM-96]) apresentaram um método para a determinação de alterações na simetria de uma mesma mama ao longo do tempo. Esse método consiste de duas abordagens principais:

- produz uma imagem diferencial através do co-registro e subtração das imagens da mama;
- realiza uma análise da imagem resultante da subtração.

Foi utilizada uma técnica bidimensional de “warping” aplicada sob pontos de controle determinados na região interna à mama, para o co-registro das imagens. Para

obter informações locais, foi utilizada a transformada Wavelet para decompor a imagem em diferentes escalas de representação.

A determinação dos pontos de controle foi realizada através da associação de um vetor de atributos a cada pixel da imagem. Os vetores foram formados pelos coeficientes da transformada Wavelet nas direções horizontal, vertical e diagonal. Uma medida de correlação local entre os vetores de atributos foi calculada e os pixels apresentando valores máximos foram selecionados como ponto de controle.

Em sequência a essa primeira fase de co-registro e subtração entre as imagens, foi realizada uma análise na imagem resultante com base na distribuição gerada da diferença entre os histogramas das duas imagens.

Em 1999 [SALLAM-99] foram apresentados três motivos para encontrar na borda da mama pontos de controle para iniciar o alinhamento:

- A forma da borda da mama pode ser usada como fonte de informações para igualar pontos entre dois mamogramas.
- Os pontos marcados na borda da mama incluem informações significantes sobre a deformação global entre as imagens.
- Os pontos de controle selecionados incluem detalhes valiosos do tecido da mama resultando em vantagens de interpolação no interior da mama e comparação em refinamento posterior no registro.

A figura 3-1 mostra um exemplo de comparação e interpolação de pontos da borda de um par de mamogramas (direito e esquerdo) com vista médio-lateral.

Figura 3-1 - Pontos de borda igualado e interpolado em um par de imagens bilateral. Pontos não localizados na borda da mama são interpolados [SALLAM-99].

Após a aproximação, uma simples imagem é gerada através da subtração da imagem da mama esquerda pela imagem da mama direita. Em geral, a imagem diferente terá uma Gaussiana com desvio padrão refletido na exatidão do registro e nas mudanças da mama. A figura 3-2 mostra o histograma da diferença entre duas imagens normais correspondentes.

Figura 3-2 - Exemplo de pares de mamogramas bilateral normais e histograma da diferença entre as duas imagens. A diferença de histogramas exibidos pelas propriedades Gaussiana com melhores registros. (a) Registro anterior; (b) após o alinhamento inicial; (c) após o registro final [SALLAM-99].

A figura 3-3 mostra um exemplo de par de mamograma que possui anomalia na imagem esquerda. O histograma da diferença da imagem após o registro final mostra a assimetria devida à anomalia. A anomalia é de forma oval localizada na parte inferior da mama esquerda

Figura 3-2 - Exemplo de par de mamograma bilateral anormal, histograma da diferença das imagens após o registro final e diferença da imagem segmentada por vários níveis de cinza. A diferença do histograma mostra a assimetria [SALLAM-99].

As diferenças entre pixels correspondentes possuem informações importantes que podem ser classificadas como tecidos normais ou anormais. Através da segmentação, são extraídas regiões com grande quantidade de pixels diferentes em ambas as imagens. Na figura 3-3 foi mostrada uma segmentação de 2000 pixels, onde uma das regiões representadas possui uma anomalia verdadeira e outra uma detecção falsa devida à região próxima ao músculo peitoral.

3.2. Subtração Bilateral

Vários investigadores têm tentado analisar anormalidades de mamas com esquemas computadorizados. Em 1991, F. Yin et al ([Yin-91]) desenvolveram um método computadorizado para detecção de massas em mamogramas digitais para separar grandes volumes. Nas diferentes aproximações usa-se uma subtração bilateral nas imagens das mamas direita e esquerda. Análise de histograma de níveis de cinzas, subtração bilateral e técnicas de extração de características são usadas para indicar automaticamente as massas potenciais em um esquema de mamogramas digitais como um auxílio para o radiologista.

A aproximação focaliza a subtração bilateral como uma técnica para a detecção de massas potenciais em mamogramas digitais. Análises visuais de simetrias arquiteturais entre mamas direita e esquerda são empregadas por radiologistas como ferramenta útil na interpretação de mamogramas. O esquema de detecção computadorizado pela técnica de subtração bilateral é motivado por este método sistemático para a identificação de massas potenciais em mamogramas. O esquema global computadorizado envolve: (1) digitalização de mamogramas; (2) alinhamento de mamogramas direito e esquerdo; (3) correlação de mamogramas direito e esquerdo; e (4) técnicas de extração de característica ([Yin-91]).

Em 1993, F. Yin et al ([YIN-93]) apresentam um esquema de subtração bilateral não linear usado para a identificação inicial de massas possíveis, ilustrado aqui na figura 3-4.

Figura 3-4 - Esquema de subtração bilateral [YIN-93].

Em 1994, [YIN-94] são apresentadas técnicas de análise de atributos para caracterizar as aparências radiográficas das regiões suspeitas, aplicando técnicas de crescimento de região. A partir desse ano, o alinhamento passou a ser realizado de maneira automática, usando o mamilo e alguns pontos sobre a borda das mamas.

A seguir serão apresentadas algumas técnicas desenvolvidas por Yin et al, aqui divididas em tópicos e em ordem de processamento ([YIN-91], [YIN-93], [YIN-94]):

- Tópico 3.2.1 – tipos de segmentações;
- Tópico 3.2.2 – subtração das imagens;
- Tópico 3.2.3 – extração de características.

3.2.1. Tipos de segmentações

Após a digitalização, uma técnica automatizada foi empregada para alinhar as imagens das mamas direita e esquerda através de operações de rotação, translação e detector de bordas ([YIN-94]), conforme mostrado nas figuras 3-5 e 3-6, cujos passos são detalhados a seguir.

Figura 3-5. Imagem das mamas direita e esquerda (rotacionada e transladada) e com marcação de bordas [YIN-94].

Antes da aplicação das duas aproximações para identificação de massas iniciais, uma técnica de segmentação automatizada foi usada para isolar a região da mama em cada mamograma. Todos os procedimentos subseqüentes usados em esquemas computadorizados foram realizados nas regiões isoladas das mamas nos mamogramas.

Figura 3-6. Imagens segmentadas da mama direita [(a),(c)] e esquerda [(b),(d)] [YIN-91].

Em seguida é realizada uma análise de histograma em níveis de cinza em ambos os mamogramas direito e esquerdo, apresentados na figura 3-7. Cada imagem inclui informações das mamas direita e esquerda. A massa é realçada e os tecidos normais são subtraídos. Esse processo forma imagens binárias (branco e preto), obtidas em um nível de limiar correspondente a 10% da área inferior do histograma de níveis de cinza.

Figura 3-7. Imagens da mama direita e esquerda binarizada em nível de limiar de 10% [YIN-93].

O processo de alinhamento em [YIN-91] registrou manualmente as imagens das mamas direita e esquerda durante a digitalização. Visualmente, as duas imagens de mama correspondentes foram registradas por alinhamento das posições dos mamilos e linhas da borda. Quando havia diferentes aparências em tamanho e forma entre as imagens das mamas direita e esquerda, o tecido da mama próximo do mamilo, tanto quanto na parte anterior da imagem da mama, tinha peso maior que os tecidos próximos à parede do tórax durante o alinhamento manual. Muitas massas que estão presentes nos mamogramas são tão grandes que a performance de detecção pode não ser sensível para o desalinhamento mínimo. A figura 3-8 mostra um alinhamento manual das mamas direita e esquerda.

Figura 3-8. Bordas registradas manualmente das mamas direita e esquerda [YIN-91].

Já em [YIN-94], uma técnica automatizada para alinhamento das imagens da mama direita e esquerda foi desenvolvida para uso em análise computadorizada de imagens bilaterais de mama. Esse processo de alinhamento envolve três estágios, conforme mostra a figura 3-9.

Figura 3-9. Etapas para o processo de alinhamento automatizado das imagens da mama direita e esquerda [YIN-91].

A seguir as etapas representadas na figura 3-9 são detalhadas.

I. A região da mama em um mamograma digital é segmentada usando um limiar de níveis de cinza e operação de filtragem morfológica. Inicialmente é determinado o histograma de nível de cinza do mamograma digital inteiro, como mostra a figura 3-10, usado para uma análise mais ampla. Um mamograma típico digitalizado inclui três regiões básicas:

- 1) Uma região não-exposta (a porção de um mamograma não exposto aos raios-X porque está fora do feixe);
- 2) Uma região exposta-não-mamária (a porção de um mamograma exposto aos raios-X que se estende fora da região da mama);
- 3) Uma região exposta da mama.

O limite de nível de cinza adotado para a região exposta-não-mamária é de 10% do valor máximo do histograma em uma escala de busca de 10 bits (intervalo de níveis de cinza de uma escala de busca: 0-250), enquanto o limite para a região não-exposta corresponde a 10% do valor máximo do histograma em outras porções do histograma (intervalo de níveis de cinza em uma escala de busca: 800-1023).

Figura 3-10. Histograma de nível de cinza [YIN-94].

Como a imagem segmentada ainda contém vários ruídos na borda da mama, como mostra a figura 3-11 (b), uma operação de filtragem morfológica em um quadro de tamanho 3x3 pixels é usada para isolar a região da mama de ruídos externos. Na figura 3-11 (a) é ilustrada a imagem da mama original e em (c) a imagem depois da operação morfológica.

Figura 3-11. Imagem segmentada. (a) imagem original da mama. (b) imagem após segmentação. (c) imagem segmentada após a filtragem morfológica [YIN-94].

II. Para alinhar as imagens da mama direita e esquerda, pontos de referência são estabelecidos correspondentemente entre as duas imagens das mamas. Durante a seleção de características da imagem, as bordas da mama e posições do mamilo são extraídas como pontos de referência, conforme mostrado nas figuras 3-12 e 3-13.

Nesta técnica, a borda da mama é identificada por quatro pontos conectivamente rastreados mostrando a segmentação da imagem.

A posição do mamilo é identificada com base na presença de uma linha mais grossa da pele e uma grande opacidade subcutânea em torno da posição do mamilo.

Calcula-se o perfil da porção selecionada da borda da mama, em que o valor de cinza como uma localização específica (x,y) é obtido pela definição dos valores de cinza dentro de uma região de interesse. O máximo do perfil é identificado pelo computador como a posição do mamilo.

Figura 3-12. Averiguação calculando o perfil ao longo da porção selecionada da borda anterior. A seta indica a posição do mamilo [YIN-94].

III. O registro da imagem envolve determinação da correspondência entre as posições (x,y) nas duas imagens da mama e transformação (translação e rotação) de uma das imagens da mama. O registro automatizado é realizado pelo uso de uma técnica de “restrição de característica igual” envolvendo dois passos:

- Determinando uma correspondência restrita entre as localizações dos pontos (x,y) ao longo das bordas de duas imagens de mama;
- Igualando os pontos correspondentes estabelecidos na imagem da mama direita com os da imagem da mama esquerda, usando um método de mínimos quadrados.

Na figura 3-13 são mostrados os pontos correspondentes entre duas imagens de mama, determinados por dois pontos selecionados de bordas (indicados por Ds-De na imagem da mama direita e Rs-Re na imagem da mama esquerda) e duas posição do mamilo (indicado pelo símbolo x).

Figura 3-13. Ilustração da técnica de característica igual. A linha pontilhada representa a borda da mama esquerda, enquanto a linha inteira representa a borda da mama direita [YIN-94].

Depois da segmentação de imagem, é feito um limiar local de níveis de cinza, indicado pela caixa pontilhada na figura 3-14.

Figura 3-14. Diagrama esquematizado para detecção computadorizada que usa a técnica de limiar de nível de cinza local em identificação inicial de possíveis massas em mamografia [YIN-93].

Esta técnica envolve:

- Divisão de blocos, durante o momento em que a região da mama é dividida em regiões menores (sub-imagens) de certo tamanho, e
- Análise de contraste local, que envolve limiar de nível de cinza com um percentual superior particular da área do histograma de cada sub-imagem.

A limiar local objetiva deixar mais distinto o baixo contraste de massas, principalmente quando o tecido normal em outras regiões da mama é mais denso do que a massa. Regiões com níveis de cinza maiores que o valor limite são consideradas como massas possíveis e são subsequentemente analisadas usando uma técnica de análise de característica.

Figura 3-15. Imagens da mama direita e esquerda usando o limiar local. Tamanho dos blocos (100x100 pixel) [YIN-93].

A figura 3-15 demonstra um exemplo de imagens resultantes do limiar local. O tamanho do bloco selecionado é de 100 x 100 pixels e as bordas da mama correspondentes são também ilustradas nas imagens. O valor do limiar usado em cada sub-imagem correspondente a uma detecção de anormalidade é superior a 8% da área inferior no histograma de nível de cinza. Abaixo de 8% não se considera anormalidade.

Em cada sub-imagem é analisado o contraste local (média do nível de cinza). Quando o contraste for baixo, é eliminada a região e quando o contraste for alto, considera-se que ali há uma anormalidade (região suspeita).

3.2.2. Subtração das imagens

As detecções de assimetria entre as combinações de borda das imagens da mama direita e esquerda são obtidas pela correlação dos dois mamogramas. O procedimento da correlação emprega uma técnica de subtração bilateral.

Segundo Yin e seus colegas da Universidade de Chicago [YIN-91], após o alinhamento das mamas, um método de subtração bilateral não-linear é aplicado. Convencionaram usar a subtração da imagem esquerda menos a direita nesses métodos. O método de subtração não-linear envolve uma comparação entre as múltiplas imagens resultantes da aplicação de um limiar de nível de cinza. A análise “run-length” é usada para unir os dados das várias imagens subtraídas, acumulando as informações em apenas duas imagens (projeção ML e CC) contendo as localizações das massas suspeitas, mostrada na figura 3-16.

Como forma de caracterizar as regiões suspeitas, os autores usaram um filtro morfológico, um teste de tamanho e um teste de borda, todos aplicados sobre as imagens “run-length”. O pré-processamento usando filtro morfológico (operação de abertura e fechamento) foi aplicado para eliminar pequenos sinais isolados na imagem. O teste de borda serviu para eliminar artefatos resultantes nas bordas das imagens devidos a perda de alinhamento [YIN-91].

Figura 3-16. Segmentação de imagens “run-length”, indicando possíveis massas na mama direita(a) e esquerda (b) [YIN-91].

3.2.3. Extração de características

Muitas regiões suspeitas, inicialmente identificadas usando uma aproximação de imagem simples ou bilateral, podem não ser massas verdadeiras. Para eliminar detecções falso-positivas, cada região suspeita é analisada usando técnicas da análise de características, listadas na Tabela 3-1. Estas análises envolvem extração de várias características de regiões suspeitas identificadas no processo e em imagens originais e teste de características extraídas para classificação de cada região suspeita em massas ou como um falso-positivo. Técnicas de análises de características similares eram usadas em ambas as aproximações de imagens simples e bilaterais [YIN-93].

TABELA 3-1- Técnicas de análise de características usadas para reduzir os números de detecções falso-positivas [YIN-93].

Em imagem processada	Em imagem digital original
Teste de área	Teste de área
Teste de borda	Teste de contraste
	Teste de circularidade

No esquema de detecção computadorizada usando subtração bilateral não linear, um teste de área (número de pixels) e um teste de borda (distância entre a região suspeita e a borda da mama) são usados em cada região suspeita na imagem processada para eliminar pixels isolados e artefatos resultantes nas bordas das imagens devidos a perda de alinhamento. No esquema da detecção computadorizada, usando aproximação de imagem única, somente o teste de área é usado na imagem processada. O teste de borda não é necessário porque o processo de alinhamento da imagem não é desenvolvido antes deste teste.

Para examinar regiões suspeitas na radiografia, uma região retangular é selecionada com base no tamanho da região suspeita na imagem processada. A região retangular circula então aquela a região suspeita. Quando a região retangular encontra o maior nível de cinza da imagem, então esta região é extraída e denominada como suspeita. Em seguida é aplicada a técnica de crescimento de região. Cada região crescente na imagem original é examinada com base na área, circularidade e contraste.

O valor do corte usado na técnica de crescimento de região na imagem original é pré-determinado. As regiões crescentes nas imagens originais tornam-se muito grandes,

se o contraste local das regiões suspeitas for muito baixo. Portanto, regiões suspeitas com um contraste local baixo são eliminadas por determinação de uma grande área limitada. Para determinar a circularidade de uma região, um círculo, no qual a área é igual àquela da região crescente, é centralizado no meio da região suspeita. A circularidade é, então, definida como a proporção da área parcial da região crescente dentro do círculo em relação à área da região crescente. O teste de circularidade é usado para eliminar regiões suspeitas alongadas.

Yin e seus colegas definem contraste como uma diferença média de nível de cinza entre uma parte selecionada no interior da região suspeita e uma parte selecionada imediatamente circulando a região suspeita. Assim, o teste de contraste elimina regiões com baixo contraste local como, por exemplo, aqueles níveis de cinza similares obtidos no interior e exterior das regiões suspeitas.

3.3. Detecção automatizada de tumores de mama usando a Aproximação Assimétrica

O sistema descrito em [LAU-91] usa o método de aproximação assimétrica, para detectar possíveis localizações de tumores em mamogramas.

Dado um par de mamogramas (mamas direita e esquerda), o sistema detecta todas as assimetrias estruturais. As assimetrias são obtidas como evidência de possível presença de tumor, mas, segundo os pesquisadores, há exames de mamogramas que revelam algumas dificuldades de aproximação assimétrica:

- Devido à assimetria natural, as formas da mama direita e esquerda não são iguais. Definir posições correspondentes em ambas as mamas torna-se, portanto, uma tarefa importante;
- As aparências globais (brilho, contraste, etc) de dois mamogramas podem diferenciar-se geralmente devido a variações no procedimento de aquisição;
- Não existe assimetria somente na posição do tumor, mas também no tecido da mama em locais correspondentes nas duas mamas.

3.3.1. Alinhamento de mamograma

Lau e Bischof [LAU-91] consideram que existem assimetrias naturais, tanto em forma como em estrutura anatômica, entre duas mamas e, além disso, distorções da forma são introduzidas por meio de procedimentos registrados na mamografia. Por estas razões, acreditam que é impossível definir uma correspondência exata entre posições. Mas, segundo eles, uma definição de correspondência exata não é um requisito necessário nesta técnica de detecção automatizada.

O método de alinhamento proposto em [LAU-91] foi influenciado por duas considerações. Primeiro, assumir que as duas áreas da mama a serem alinhadas diferem não somente em posição global e orientação, mas também em forma e tamanho. Segundo, acreditar que não haja trabalhos de alinhamento automático em todos os casos. Em casos em que há falhas de alinhamento automático, o processo de alinhamento poderia ser controlado interativamente. O método proposto alinha a área da mama usando somente três pontos de controle na borda para guiar o processo.

Primeiramente a área da mama é segmentada, escurecendo o fundo. O histograma da figura 3-17 mostra uma distribuição clara, indicando que o valor de nível de cinza na área da mama e no fundo são distribuídos sobre diferentes escalas. Esse limiar permite separar a área da mama do fundo do mamograma, com o limiar de corte T para o nível de cinza correspondente entre os dois pontos máximos de nível de cinza do histograma, marcados com setas vermelhas.

O mapa binário $m(x,y)$ da área da mama pode, então, ser definido como:

$$m(x,y) = \begin{cases} 1, & M(x,y) \geq T \\ 0, & M(x,y) < T \end{cases}$$

em que $M(x,y)$ indica o mamograma digitalizado.

Figura 3-17. Histograma de nível de cinza. A seta indica a posição do limiar para segmentação da área de fundo da mama [LAU-91].

Como o limiar produz uma fronteira ruidosa, um filtro mediano é usado para obter um mapa binário suave na área da mama, mostrado na figura 3-18.

Figura 3-18. Mapa da área da mama binária suavizada [LAU-91].

É extraída uma curva limite da mama pelo mapa da área da mama binária. Nesta curva três pontos de controle são localizados, isto é, um ponto no mamilo, representado por C_2 na figura 3-19 e dois pontos no canto, representados por C_1 e C_3 entre o limite da mama e a parede do tórax.

Figura 3-19. Esboço esquematizado da área da mama com três pontos de controle, C_1 , C_2 e C_3 , usados para alinhamento de mamograma [LAU-91].

A detecção de três pontos é alcançada, usando um método que aproxima curvas planas, e que detecta os pontos dos cantos (extremos da parede do tórax), localizando as curvaturas máximas no local. O alinhamento da área da mama direita e esquerda é realizado em quatro passos:

- Um mamograma é rotacionado pelas orientações das linhas de base $C_1 C_3$ iguais;
- Ambos os mamogramas são alinhados no ponto C_m , entre C_1 e C_3 , através dos ângulos entre as linhas de base $C_1 C_3$ e as linhas de centro $C_m C_2$ que são indicados por θ_L e θ_R , pela mama direita e esquerda, respectivamente;
- Um mamograma é transladado para obter $\theta_L = \theta_R$.

O passo final do processo de alinhamento deve compensar a possível diferença em forma e tamanho. Para esses pontos acima, um mamograma deve ser transladado (os centros das linhas de base C_m são alinhados), rotacionado (as orientações das linhas de base iguais C_1 e C_3), e ângulos diferentes devem ser eliminados (as orientações $\theta_D = \theta_E$ das linhas do centro $C_m C_2$ iguais). Na descrição seguinte, assume-se que as linhas de base C_1 e C_3 são horizontais. As sub-regiões A da imagem da mama direita e esquerda (tanto quanto B) apresentadas na figura 3-19 ainda podem diferenciar-se em altura h e largura w (d) (distância entre a linha de centro e a borda da mama), com uma distância d para a linha de base demonstrada na figura 3-20.

Figura 3-20. Esboço esquematizado da área da mama mostrando a coluna de pixels na distância d e uma largura $w(d)$ [LAU-91].

3.3.2. Detecção Assimétrica

Após a etapa de alinhamento, quatro atributos foram extraídos dos pares de imagens: brilho, rugosidade, razão entre brilho e rugosidade e uma medida de direção. Todos os atributos foram combinados em uma única medida [LAU-91].

Para a determinação de regiões de brilho saliente, Lau e Bischof realizaram a suavização do par de imagens, seguida pela subtração das mesmas. Atributos de variância local foram utilizados para determinar a rugosidade das regiões obtidas no estágio anterior. De acordo com os autores, tanto o atributo de brilho quanto o de rugosidade não foram suficientes para detectar tumores grandes em regiões homogêneas da imagem. No entanto, eles observaram que a razão entre os atributos foi capaz de separar esses tumores.

A análise do padrão de resposta gerada pelos atributos de assimetria mencionados acima, segundo os autores, revela que eles respondem para outros tipos de estruturas além de tumores. Respostas positivas são também gerados em regiões contendo vasos sanguíneos ou tecidos glandulares. Como essas regiões aparecem tipicamente como padrões altamente orientados na direção ortogonal à parede do tórax, os autores criaram uma nova medida, chamada direcionalidade, para discriminar esses casos. Essa medida é baseada no espectro de potência da transformada de Fourier.

Entretanto, todos os atributos descritos acima foram combinados em um único valor, o qual os autores definiram como sendo a “assimetria estrutural” do sistema. Ele é uma composição não-linear das demais medidas.

O sistema foi testado em um conjunto de 10 pares de mamogramas, que apresentavam um total de 13 áreas contendo um tumor ou uma área altamente suspeita. Os resultados gerados pela técnica proposta foram medidos através da comparação com as regiões contendo tumores, demarcados por um radiologista. O critério utilizado para a determinação do verdadeiro-positivo (VP) foi: o sinal é considerado VP se a sobreposição entre a área indicada pelo radiologista e aquela indicada pelo sistema automático é maior que 50%, caso contrário o sinal será considerado como FP (Falso Positivo). Os resultados finais mostraram que, para o grupo de mamogramas analisados, 12 das 13 áreas suspeitas foram detectadas com uma média de 4,9 FPs.

3.4. Aproximações automatizadas da borda da mama e mamilo.

Em março de 2003, Olsén e Georgsson [OLÉN-03] apresentaram um trabalho para encontrar a exatidão da aproximação geométrica do mamilo em mamogramas. Primeiramente, a imagem foi segmentada em fundo e objeto, em seguida, localizar o mamilo. O método foi baseado na descoberta do músculo peitoral e aproximação da distância entre o músculo e o mamilo. O mamilo foi marcado em imagens do MIAS database (Mammographic Image Analysis Society's). Para localizar e marcar o mamilo, muitas imagens da database foram equalizadas. O histograma de equalização aumenta o contraste da imagem e áreas de poucas densidades, assim como a borda da mama e o mamilo. Os mamilos foram marcados no meio superior e inferior da área do mamilo. A distância atual superior e inferior de cada mamilo foi aproximada e armazenada em matriz. A extensão média do mamilo foi computadorizada.

O algoritmo usado para descobrir o músculo peitoral em mamogramas oblíquos é usado em transformada de Hough. A principal idéia é realizar a transformada Hough em imagem gradiente. Na implementação, a linha paramétrica é usada, $p = x \cos \theta + y \sin \theta$, onde a origem da coordenada polar é para o centro da imagem.

O ângulo do peitoral é dado pela posição estimada do mamilo baseado por aproximações do ângulo do peitoral θ , e quantificado por um pequeno distúrbio $\Delta \theta$

movendo o ponto P_1 mostrado na figura 3-21. Pela aproximação da borda da mama e pelo arco de raio r localizado ao redor do ponto estimado do mamilo, é possível o estudo as mudanças no ângulo de estimativa do peitoral. Pela geometria, é concluído que a posição do mamilo move $d_1 = r (1 - \cos \Delta\theta)$ e $d_2 = (r \sin \Delta\theta)$ onde d_1 é direção normal da aproximação original do peitoral e d_2 é ortogonal para d_1 . Pela geometria simples, foi baseado que o movimento total da estimativa do mamilo é $e^2 = d_1^2 + d_2^2 = 2r^2(1 - \cos \Delta\theta)$.

Figura 3-21. Imagem MLO da mama esquerda mostrando a estimativa posição do mamilo pela mudança de p_1 para p_2 com o ângulo do peitoral mudado pelo $\Delta\theta$ [OLSÉN-03].

Méndez et al. [MÉNDEZ-96], apresentaram um método para a detecção automatizada da borda da mama e do mamilo em mamogramas digitais. Neste trabalho foi implementado um algoritmo para detectar a borda da mama, onde primeiramente, um histograma de nível de cinza foi calculado para cada mamograma, como mostrado na figura 3-22. Os picos mais elevados de nível de cinzas correspondem a região não-exposta e região não-exposta mamária. Os dois cortes de nível de cinzas foram usados para segmentar a imagem em ordem para eliminar a borda.

Figura 3-22. Histograma de nível de cinza de um mamograma após a digitalização [MÉNDEZ-96].

Para detecção do mamilo três algoritmos foram usados:

- (i) O aumento máximo da borda da mama é tomado como a posição do mamilo.
- (ii) O gradiente máximo sobre o topo-médio da parte da mama, como mostra a figura 3-23, na área traçada. Este gradiente foi calculado sobre uma linha reta ligando um ponto na borda (x_b, y_b) e um ponto de referencia no interior do mamograma. O resultado desse método depende somente do nível de cinza do centro (x_c, y_c) e da borda (x_b, y_b).
- (iii) A derivada de apoio máximo sobre o topo-médio da parte da mama. Esta derivada de apoio foi calculada como descrita anteriormente pelo método do gradiente. Neste caso, o resultado do método não depende somente do nível de cinza do centro (x_c, y_c) e da borda (x_b, y_b), mas também da forma e posição da linha.

Figura 3-23. Linhas conectando pontos da borda com um ponto central (x_c, y_c) [MÉNDEZ-96] .

Qi e Head [QI-00], apresentaram um trabalho para fazer a análise assimétrica usando a segmentação e a classificação automática para a detecção de câncer de mama em termogramas. O processo envolve 5 procedimentos, como é mostrado no diagrama de bloco na figura 3-24.

Figura 3-24. Termograma para análise de assimetria automatizada.

- 1- *Borda da imagem* - detecção pelo detector de borda Canny;
- 2- *Curva característica* - extração incluindo partes da curva da borda da mama direita e esquerda, e as duas reduções da borda das mamas. A transformada de Hough é usada para detectar essas reduções;
- 3- *Segmentação* - baseada na intersecção das duas curvas e a forma da linha das duas axilas;
- 4- *Classificação* - usando estudo não supervisionado para grupo de pixel dentro de certos clusters;
- 5- *Distribuição de pixel* - o cluster é analisado e anomalias podem ser identificadas.

Para a detecção de borda, através do detector de borda Canny, é escolhido um desvio padrão onde somente a borda é detectada. Na extração de curvas características pela transformada Hough, quatro curvas aparecem na borda da mama que são chamadas de curva característica: partes da borda da mama direita e esquerda, e duas bordas abaixo da mama. A segmentação é baseada em três pontos chave: dois pontos da axila (P_L , P_R), derivado da parte da borda da mama direita e esquerda selecionado acima do ponto onde ocorre a grande curvatura, e a intersecção (O) das duas curvas parabólicas derivadas das bordas abaixo das mamas. A linha vertical que atravessa o ponto O e é perpendicular a linha P_L , P_R é uma linha usada para separar a mama direita e esquerda. A figura 3-25 apresenta esses procedimentos.

Figura 3-25. Resultado da segmentação de duas imagens. De cima para baixo: imagem original, borda da imagem, quatro curvas características e segmentação [QI-00].

Atualmente, em exemplos de algoritmos de classificações, para um grupo de treinamento, são passados dados para derivar regra de decisões. Toda amostra tem sido classificada corretamente. Essa técnica de classificação é chamada de estudo supervisionado. Em estudo não supervisionado, grupos de dados não são divididos dentro de grupos treinados ou grupos analisados. Em análise de assimetria, nenhum dos pixels segmentados conhece essas classes, então foi aplicado algoritmo *k*-means para dar início classificação a clustering.

Depois de encontrado o cluster, seu meio pode ser calculado e se houver diferença nesse meio, pode ser que há alguma anomalia assimétrica.

A figura 3-26 produz um histograma de valor de pixel para cada segmento, onde o formato do histograma com *lr* mostra mais anomalias aparentes do que *nb*. Este histograma revela informações globais.

Figura 3-26. Histograma da imagem da mama direita e esquerda segmentada. Acima resultados com *lr*. Abaixo resultados com *nb* [QI-00].

Vujovic e seus colegas [VUJOVIC-96] e [VUJOVIC-97] apresentaram um método para detectar sinais característicos de câncer de mama através de análise temporal de mamogramas. Essa análise é realizada em projeções de uma mesma mama durante diferentes períodos de tempo.

São através de pontos de referência que os autores alinham as mamas, esses pontos são marcados em estruturas alongadas, tais como ductos e vasos. A correspondência entre os pontos, em dois mamogramas consecutivos, é estabelecida com base em suas localizações e similaridades de assinaturas.

Para encontrar as estruturas alongadas nos mamogramas, através da assinatura de cada ponto é preciso:

- Traçar ângulo de referência indicando a posição da estrutura alongada analisada;
- Ter o molde da assinatura calculado através da contagem de todos os pixels que sejam diferentes de preto em direções espalhadas de 10° a partir do ângulo inicial (ângulo de referência da estrutura).

Para marcar os pontos correspondentes nos dois mamogramas, é preciso usar uma matriz onde é acumulada, através de análise, todas as possíveis combinações dos pares de pontos, esta técnica está descrita em [SKEA-93]. Após a realização desta matriz, é

preciso eliminar pontos inconsistentes e determinar os melhores pontos para a correspondência, para isso é aplicado um limiar. As regiões suspeitas presentes no par de imagens mamográficas são determinadas pela localização de pontos de alta densidade com distâncias equivalentes entre os subgrupos de pontos de controle.

Capítulo 4

Método para medição de assimetria em mamogramas

A razão por considerar a análise de assimetrias entre mamogramas não está no fato de que possa alcançar resultados superiores (em termos de sensibilidade e especificidade) aos métodos convencionais de análise, mas porque pode trazer novas pistas a respeito da presença do câncer de mama em estágios iniciais, antes mesmo da formação de um nódulo ou da presença de agrupamentos de microcalcificações. Esse tipo de análise visa principalmente à detecção de modificações globais entre os mamogramas (densidades assimétricas, distorções, diferenças de tamanhos, etc.), as quais não são analisados pelos demais métodos.

Não existe uma relação direta entre assimetrias de mamogramas e a presença do câncer de mama, ou seja, um par de mamogramas pode apresentar assimetrias e, mesmo assim, não corresponde a uma situação de malignidade. Entretanto, a presença de um tumor quase sempre implica distorções diferenciais entre os mamogramas.

Sabendo-se que um esquema automatizado de auxílio ao diagnóstico do câncer de mama é de fundamental importância para eliminar as informações desnecessárias presentes na imagem e conhecendo-se a relevância da análise computadorizada de assimetria nesse auxílio, a investigação de novas abordagens de análise, como a apresentada neste trabalho, é justificada. Assim, a finalidade deste trabalho é de desenvolver métodos computacionais automáticos capazes de classificar pares de

mamogramas (imagens das mamas esquerda e direita de uma mesma mulher) como normais ou assimétricos a partir de medição em imagens mamográficas.

Para desenvolver o programa para medição de assimetrias, inicialmente foram estudadas as características das imagens mamográficas para definir os procedimentos necessários. Então, várias técnicas foram implementadas na linguagem Borland Delphi 6.0. O diagrama apresentado na Figura 4-1 mostra as fases que compõem o método proposto. Em seguida, cada passo é detalhado.

Figura 4-1. Diagrama dos passos necessários para a medição de assimetria.

4.1. Digitalização dos mamogramas

Para atingir esse objetivo, utiliza-se uma base de dados do Laboratório de Análise e Digitalização de Imagens (LADI), cujas imagens são originárias principalmente da Santa Casa de Misericórdia de São Carlos, Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto e Hospital São Paulo com os quais o LADI possui convênios de colaboração. Neste banco de dados constam as informações básicas relacionadas ao caso e o laudo fornecido por radiologistas. Todas as imagens mamográficas consideradas aqui estão digitalizadas com uma resolução espacial de 0,15 mm e resolução de contraste de 12 bits, através de um “scanner” laser Lumiscan50 (Lumisys, Inc.) e gravadas no formato TIFF.

Um exemplo de um par de mamogramas originais digitalizados é apresentado na figura 4-2.

Figura 4-2. Imagem digitalizada com 12 bits de resolução de contraste

4.2. Alinhamento de mamogramas

A fase de alinhamento dos mamogramas consiste em um conjunto de técnicas de manipulação da imagem, envolvendo operações de segmentação, rotação e translação. O diagrama apresentado na Figura 4-3 mostra as fases que compõem o alinhamento dos mamogramas. Em seguida, cada passo é detalhado.

Figura 4-3. Diagrama dos passos necessários para o alinhamento dos mamogramas.

4.2.1. Segmentação dos mamogramas

Este método foi executado com a finalidade de eliminar o fundo da imagem mamográfica original, que não contém informações de interesse ao processamento. Assim, somente a região realmente pertencente à mama permanece na imagem. Este processo é necessário para que seja possível estimar a densidade da mama representada, utilizada no realce de contraste. Os parâmetros para execução do procedimento são mostrados na figura 4-4 e explicados na tabela 4-1.

The screenshot shows a software window titled 'Zera mamogramas'. On the left, there is a list of image files, with '02273407019310CC.kd' selected. The main area on the right is titled 'Selecionar Imagens' and contains a 'Parâmetros' section. The parameters are as follows:

Parâmetro	Valor
Ângulo inicial (graus)	0
Ângulo final (graus)	180
Variação (graus)	3.00
Distância Máxima (pixels)	80
Valor de limiar	2048

Below the parameters, there are three checkboxes:

- ☒ Usa Limiar Calculado
Quantidade de nível de cinza considerada após máximo histograma: 100
- ☐ Inverte Imagem
- ☒ Mostra Imagens na Tela
- ☒ Corte colunas finais

At the bottom of the parameter section, there is a 'Processar' button, a progress bar showing '100%', and a 'Sair' button.

Figura 4-4. Tela para seleção de parâmetros utilizados no procedimento de eliminação do fundo do mamograma [NUNES-01].

TABELA 4-1. Parâmetros do procedimento de eliminação do fundo do mamograma [NUNES-01]

Campo	Descrição
Selecionar Imagens	Abre uma janela permitindo a escolha dos arquivos sobre os quais será executada a eliminação do fundo.
Ângulo inicial	Ângulo a partir do qual será definida a borda mama (valor entre 0 e 180)
Ângulo final	Ângulo limite para considerar a borda mama (valor entre 0 e 180).
Variação	Passo (em graus) para o desenho de linhas na fase de identificação das bordas da mama. Quanto menor este valor, maior será a definição da borda detectada.
Distância Máxima	Maior distância permitida (em pixels) entre dois pontos pertencentes à borda. Este valor é útil para minimizar distâncias grandes entre dois pontos da borda mama, ocorridas devido à limiarização inadequada.
Valor de limiar	Valor de nível de cinza (entre 0 e 4095) utilizado para a realização da limiarização, caso não seja usado o valor calculado.
Usa limiar calculado	Indica que o procedimento deverá automaticamente encontrar o valor de limiar (pré-estabelecido como o valor máximo do histograma, acrescido de um deslocamento). Neste caso o campo <i>valor de limiar</i> não será utilizado.
Quantidade de níveis de cinza considerada após máximo do histograma	Valor que será somado ao máximo do histograma para ser estabelecido como valor de limiar.
Inverte imagem	Indica que a imagem deverá ser invertida horizontalmente antes da limiarização. Esta opção deve ser usada quando a imagem for de mama esquerda.
Mostra imagens na tela	Esta opção liga ou desliga a visualização das imagens resultantes na tela.
Corta colunas finais	Indica que devem ser desconsideradas as colunas finais da imagem, devido à área não utilizada no filme mamográfico.

Na figura 4-5 são apresentadas as etapas realizadas neste procedimento, descritas a seguir.

Figura 4-5. Diagrama esquemático do procedimento de eliminação do fundo da imagem mamográfica [NUNES-01].

1. **Limiarização global** – após a seleção dos parâmetros mostrados na figura 4-4 e detalhados na tabela 4-1, inicia-se o processo de limiarização global, cujo resultado é uma imagem binária. O valor de limiar usado inicialmente corresponde ao nível de cinza que gera um valor máximo no histograma da imagem, somado a um deslocamento, fornecido como parâmetro. No entanto, este valor pode ser alterado, caso seja necessário, conforme mostra a figura 4-4. Após a limiarização, um procedimento especial para verificação das bordas do mamograma é executado. Como geralmente há uma área não utilizada nas bordas do filme mamográfico, este procedimento verifica a média de nível de cinza das linhas e colunas mais externas da imagem e seleciona a linha e a coluna iniciais (L_c e C_c , respectivamente), assim como a linha e a coluna finais (L_f e C_f , respectivamente), como sendo aquelas cuja média de cinza ultrapassa uma determinada porcentagem da escala de contraste utilizada.

2. **Identificação das bordas da mama** – este procedimento é executado sobre a imagem binária resultante do passo anterior com o objetivo de encontrar as fronteiras da mama na imagem digitalizada. A partir de um ponto central (P_0), o procedimento desenha linhas radiais na imagem, obedecendo a uma variação em graus. O ponto inicial de cada linha é sempre P_0 . A partir desta posição é calculada a localização do próximo ponto, composto por uma nova linha e uma nova coluna. O

ponto final consiste no primeiro ponto preto encontrado na direção da linha. Um exemplo de imagem resultante após esta fase é mostrado na figura 4-6(b).

$$P_o = \left(\frac{L_f - L_c}{2}, C_f \right)$$

onde:

P_o =ponto central de onde partem as linhas radiais;

L_f =linha final da imagem;

L_c =linha inicial da imagem;

C_f =coluna final da imagem.

$$L_i = L_{i-1} - \text{sen } \theta$$

onde:

L_i =linha na iteração i ;

L_{i-1} =linha na iteração $i-1$;

θ =ângulo de inclinação da linha desenhada.

$$C_i = C_{i-1} - \cos \theta$$

onde:

C_i = coluna na iteração i ;

C_{i-1} = coluna na iteração $i-1$;

θ =ângulo de inclinação da linha desenhada.

3. Eliminação das estruturas externas à borda – nesta fase, todos os pixels que se localizam à esquerda da borda da mama, assim como os pixels externos às bordas da imagem digitalizada (estabelecidos por L_c , C_c , L_f e C_f no passo 1) têm seu valor alterado para zero, o que faz com que sejam desconsiderados no cálculo da densidade da mama, executado posteriormente. É importante observar que se a imagem for de mama esquerda, deverá ser invertida. A inversão deve ser indicada na tela de parâmetros (figura 4-4), sendo que a técnica encarrega-se de realizar esta tarefa.

4. Gravação da imagem final – nesta etapa a imagem resultante do passo 3 é gravada em dois formatos: LDI e Bitmap. As imagens LDI finais são as utilizadas para o cálculo da densidade mamária e o formato Bitmap é usado para

facilitar a documentação e visualização dos resultados da técnica. Um exemplo de imagem resultante final é apresentado na figura 4-6(c).

Figura 4-6. Exemplo de execução do procedimento de eliminação do fundo do mamograma: (a) imagem mamográfica original; (b) imagem após limiarização e identificação da borda da mama; (c) imagem resultante final, com a borda da mama delimitada e com a estrutura de fundo eliminada [NUNES-01]

A Figura 4-7 mostra a tela inicial do programa com as imagens mamográficas após a eliminação do fundo.

Figura 4-7. Tela inicial apresentando a primeira fase do processamento da imagem (eliminação do fundo do mamograma).

4.2.2. Determinação dos pontos de referência e translação horizontal

Primeiramente é realizada a técnica de rotação, sendo processada na imagem da mama esquerda. O procedimento de alinhamento começa com um método para extrair do fundo do mamograma a área correspondente à mama.

Após a eliminação do fundo da imagem, é executado o procedimento de alinhamento, no qual pontos de referência são estabelecidos entre as imagens das mamas direita e esquerda. Esses pontos são encontrados analisando o primeiro ponto da borda da mama (C1), o último ponto (C2) e o ponto mais extremo à esquerda da mama (C3). Este último ponto corresponde ao primeiro pixel diferente da cor preta (fundo da imagem), quando se percorre a imagem a partir da borda esquerda do mamograma, conforme mostra a Figura 4-8.

Figura 4-8. Imagens mostrando os pontos de referências.

Uma vez detectados os pontos de referência, é feito um procedimento de translação que visa centralizar a porção correspondente à mama em relação à imagem mamográfica total. É calculado o número de linhas do início da imagem mamográfica até o ponto C1 e somado o número de linhas do ponto C2 até a última linha do mamograma. A média do resultado é a quantidade de linhas que será utilizada para o deslocamento da porção da imagem correspondente à mama.

As Figuras 4-9 e 4-10 mostram em exemplo deste procedimento para um par de mamogramas. Na Figura 4-9 (a) é apresentada a imagem mamográfica após a segmentação e com os pontos de referência indicados. Após o cálculo de deslocamento citado acima, é encontrada a quantidade de linhas que deverá ser utilizada no deslocamento. A porção de imagem correspondente à mama é, então, transladada, conforme mostra a Figura 4-9 (b). O mesmo procedimento é aplicado ao mamograma esquerdo, sendo que a imagem original e o resultado final são apresentados na Figura 4-10 (a) e 4-10 (b), respectivamente.

Figura 4-9. (a) Imagem mostrando o cálculo dos pontos C1 e C2 da imagem direita.
(b) Imagem final com o deslocamento realizado

Figura 4-10. (a) Imagem mostrando o cálculo dos pontos C1 e C2 da imagem esquerda.
(b) Imagem final com o deslocamento realizado.

4.2.3. Translação Vertical

Na seqüência do alinhamento vertical, analisa-se o ponto C3 das duas imagens. Neste procedimento simplesmente verifica-se o lado (esquerdo e direito) que apresenta o menor ponto C3, ou seja, a menor coluna na imagem. Então, desloca-se a imagem correspondente ao outro lado para esta menor coluna encontrada.

As Figuras 4-11 e 4-12 mostram um exemplo da execução deste procedimento. Na Figura 4-11 são apresentadas as imagens com indicações dos pontos originais, comparando o ponto C3-D referente à imagem direita com o ponto C3-E referente à imagem esquerda. Na Figura 4-12 são mostradas as imagens das mamas direita e esquerda já alinhada verticalmente, indicando que neste exemplo a imagem esquerda é a que foi transladada.

Figura 4-11. Imagens originais mostrando a coluna dos pontos C3 das mamas direita e esquerda.

Figura 4-12. Imagens resultantes mostrando a coluna dos pontos C3 das mamas direita e esquerda alinhadas.

4.3. Cálculo da diferença de área

Após o alinhamento do par de mamogramas, as imagens já apresentam as condições adequadas para que sejam verificadas as possíveis diferenças entre as áreas correspondentes às mamas direita e esquerda.

A técnica aqui apresentada foi desenvolvida para demonstrar a diferença em porcentagens de área entre as imagens direita e esquerda, indicando possíveis anormalidades, considerando, assim, mamas normais ou assimétricas. Essas porcentagens são calculadas analisando-se cada pixel da imagem direita com relação à esquerda. Se um pixel da imagem direita é igual a zero e o pixel da mesma posição da imagem esquerda for diferente de zero, o pixel na imagem resultante é marcado com a cor azul, indicando que nesta posição a mama esquerda é maior que a direita. Da mesma forma, se o pixel da imagem direita for diferente de zero e o pixel da imagem esquerda for zero, o pixel na imagem resultante é marcado na cor vermelha indicando que, neste caso, a mama direita é maior que a esquerda. Se os pixels de ambas as imagens forem

diferentes de zero, o pixel na imagem resultante é marcado na cor verde, que indica porção correspondente das duas mamas.

Alguns resultados são ilustrados nas figuras 4-13 e 4-14. Na figura 4-13 foram processadas imagens de mamas consideradas simétricas, segundo o laudo médico. Neste caso o programa indicou uma diferença de 1% da mama direita em relação à esquerda e 6% da mama esquerda em relação à direita. Na figura 4-14 foram processadas imagens de mamas consideradas assimétricas no laudo médico, sendo que o programa indicou uma grande diferença da mama direita em relação à mama esquerda.

Figura 4-13 - Imagens direita e esquerda, alinhadas e processadas. Há uma diferença de 1% da mama direita para a esquerda (em vermelho) e 6% da mama esquerda para a direita (em azul).

Figura 4-14. Imagens direita e esquerda, alinhadas e processadas. Há uma diferença de 27% da mama direita para a esquerda (em azul) e 7% da mama esquerda para a direita (em vermelho).

4.4. Verificação da densidade

Além da verificação da existência da diferença de áreas das imagens mamográficas, é importante conhecer as possíveis diferenças de densidade, pois podem significar a presença de alguma anomalia. Para essa verificação foi construído um procedimento que analisa blocos de par de imagens e indica as diferenças entre as médias de cinza de blocos de posições correspondentes nas duas imagens. A figura 4-15 representa esquematicamente o procedimento. A seguir são explicadas as fases que compõem este método.

Figura 4-15. Diagrama esquematizado para detecção computadorizada de densidades assimétricas usando a divisão de blocos.

Inicialmente a imagem é dividida em regiões menores, com valores pré-determinados pelo usuário. O tamanho padrão sugerido é de blocos com 50 linhas e 50 colunas. Um bloco é considerado mais denso que seu correspondente se a média de níveis de cinza deste for maior que uma determinada porcentagem, também definida pelo usuário e com valor padrão de 2%. Esses parâmetros são fornecidos através da tela reproduzida na Figura 4-16.

Figura 4-16. Imagens da mama direita e esquerda usando a técnica de divisão de blocos. Tamanho dos blocos (50 x 50 pixels).

A partir dos parâmetros fornecidos, o procedimento é executado da seguinte maneira:

- 1) Encontra-se o primeiro bloco da imagem esquerda, considerando que a leitura de imagem é sempre executada da última para a primeira coluna, pois a porção da imagem correspondente à mama encontra-se na extremidade direita.
- 2) Se o bloco encontrado for composto somente de pixels pretos, este é descartado, pois corresponde à porção de fundo do

mamograma. Neste caso, executa-se um salto de linhas na leitura da imagem, retornando-se novamente para a última coluna.

- 3) Calcula-se a média de cinza para o bloco encontrado.
- 4) Executam-se os passos 1 a 3 para o bloco correspondente da imagem direita.
- 5) Comparam-se as médias obtidas para os blocos correspondentes. Caso um deles apresente valor maior que a porcentagem previamente determinada, o bloco é destacado na imagem, indicando que aquela área pode possuir alguma anomalia e, por isso, requer uma atenção especial do radiologista.

A figura 4-17 mostra imagens das mamas direita e esquerda, nas quais foram marcados apenas os blocos que atingiram o valor limite pré-estabelecido.

Figura 4-17. Imagens da mama direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (50 x 50 pixels), limite de nível de cinza de 6%.

Para definir as diferenças de densidades relacionadas aos blocos marcados nas imagens, foram implementadas diferentes cores de blocos, onde a cor vermelha indica que

há uma diferença de densidade maior naquela região, e essa densidade vai diminuindo em relação às cores do arco-íris (do vermelho ao violeta). Esse percentual de diferença entre as cores dos blocos marcados é de 1%, indicado na tela final do programa.

As figuras 4-18 e 4-19 mostram processamentos de imagens com marcações de blocos coloridos, sendo que na parte inferior da tela é marcada a variação de percentual de densidade a partir da diferença estabelecida no início do processamento.

Figura 4-18. Imagens da mama direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos coloridos. Tamanho dos blocos (50 x 50 pixels), limite de nível de cinza de 6%.

Figura 4-19. Imagens da mama direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos coloridos. Tamanho dos blocos (100 x 100 pixels), limite de nível de cinza de 4%.

Capítulo 5

Resultados e Discussões

Na figura 5-1 é apresentada a primeira tela do software desenvolvido. Os métodos propostos são divididos em duas análises:

- Assimetria em relação à forma das imagens, que envolve: digitalização dos mamogramas, rotação da mama esquerda, alinhamento das imagens da mama direita e esquerda em relação ao mamograma (realizado através da determinação dos pontos de referência marcados nas imagens), translação vertical e horizontal e subtração das imagens correspondentes de uma mesma paciente onde as diferenças entre as imagens das mamas são marcadas em porcentagem e então analisadas para classificá-las em simétricas ou assimétricas;
- Identificação de densidades assimétricas internas às imagens, que foi realizada pela divisão de blocos correspondentes em ambas as imagens, com cálculo da média de cinza de cada bloco e então, extração dos blocos com níveis de cinza diferentes entre as imagens da mama esquerda e direita, para mostrar o percentual de variação e classificar essas diferenças de densidades em normais ou assimétricas.

Figura 5-1. Apresentação da primeira tela do software desenvolvido.

5.1. Resultados da análise da comparação bilateral da mama

Os métodos propostos para análise de assimetria em relação à forma das imagens foram aplicados a 243 pares de imagens de mamogramas de projeções crânio-caudal e médio-lateral, onde 102 casos são considerados assimétricos e 141 casos são considerados simétricos segundo o laudo médico. Essas imagens foram selecionadas a partir de nossa base de dados em desenvolvimento, apresentando as características descritas no capítulo anterior.

No procedimento de análise na comparação bilateral foram verificados os resultados provenientes da comparação entre os mamogramas direito e esquerdo, para cada caso em relação às informações contidas nos respectivos laudos radiológicos. Os seguintes valores de limiar foram investigados para tal comparação: 10%, 11%, 12%, 13% e 14%. Esses valores correspondem à diferença percentual detectada entre as áreas

de mama direita e esquerda após o alinhamento. A tabela 5.1 mostra os resultados dessa análise.

Para obtenção dos dados dessa tabela, para imagens tanto crânio-caudais (CC) como médio-laterais (ML), foram consideradas simétricas imagens em que foi registrada porcentagem abaixo do valor de limiar, enquanto para registros de valores iguais ou acima desta porcentagem, imagens assimétricas.

Tabela 5-1. Resultados obtidos com o processamento de análise de comparação bilateral com diferentes valores de limiar.

Limiar	Tipo de imagem	VP	FN	VN	FP
10%	CC	90,2%	9,8%	75%	25%
	ML	86,3%	13,7%	78,7%	21,3%
11%	CC	90,2%	9,8%	85%	15%
	ML	84,3%	15,7%	83,6%	16,4%
12%	CC	90,2%	9,8%	91,3%	8,7%
	ML	84,3%	15,7%	88,5%	11,5%
13%	CC	76,5%	23,5%	93,8%	6,2%
	ML	68,6%	31,4%	90,2%	9,8%
14%	CC	69,7%	35,3%	97,5%	2,5%
	ML	60,8%	39,2%	93,4%	6,6%

A partir desses resultados, pôde-se verificar que o valor de 12% na diferença entre as áreas é que produziu a melhor relação acerto x erro do esquema de processamento.

O valor de corte foi encontrado através de cálculos de diferença de área encontradas nas imagens, onde foi somada a diferença em porcentual da imagem da mama esquerda e da mama direita e o total dividido por dois. Cada resultado deste teste foi analisado em relação ao laudo médico para identificar valor que produzisse a maior porcentagem de acertos.

Para o valor de corte de 12%, foi obtida uma taxa de classificação correta de 90,84% para imagens CC, sendo que 5 de 51 casos assimétricos e 7 de 80 casos simétricos não corresponderam ao laudo médico.

Na análise para imagens ML foi obtida uma taxa de classificação correta de 86,6%, com 8 de 51 casos assimétricos e 7 de 61 casos simétricos não correspondendo ao laudo do radiologista. Na tabela 5-2 são apresentados os índices de erro e acerto gerais para esse valor de corte.

Tabela 5-2. Taxa de acertos e erros obtidos com o processamento de análise na comparação bilateral.

Imagens	Nº Acertos	%	Nº Erros	%	Total
CC	119	90,84	12	9,16	131
ML	97	86,6	15	13,4	112

A taxa de erro registrada, mesmo com a porcentagem padrão de classificação escolhida, ocorre, na maioria dos casos, pelo mau posicionamento das imagens no mamograma durante sua aquisição, o que dificulta ou prejudica a comparação, mesmo com o método de alinhamento.

Com base nos resultados indicados pelos radiologistas especializados para cada par de mamogramas, em relação aos resultados oferecidos nesta técnica de processamento computadorizado, podemos constatar que, abaixo de 12%, os laudos consideram mamas normais, ainda que com pequenos desvios da simetria perfeita. Esses graus menores de assimetria são chamados de assimetria flutuante, podendo ocorrer pelo fato da mama ter passado por tensões ambientais ou fisiológicas, tais como radiação, presença de estrogênio ou testosterona, ou até mesmo mau posicionamento do filme radiográfico, como já citado no capítulo 2 [SCUTT-97]. Já acima daquele limiar podem ser consideradas assimetrias, um fator que indica a necessidade de uma investigação mais detalhada do caso.

A partir dos nossos testes, foi possível observar que a subtração bilateral tem a vantagem de eliminar rapidamente uma grande quantidade de informações desnecessárias à análise.

A seguir são apresentadas algumas imagens com comparação bilateral processadas (figura 5-2 a 5-7), com exemplos de subtração onde as diferenças bilaterais correspondem ao laudo médico, assim como algumas que não correspondem.

Figura 5-2. Imagens CC assimétricas (26,5% de diferença), resultado de processamento que corresponde ao laudo médico.

Figura 5-3. Imagens ML assimétricas (14,5% de diferença), resultado de processamento que corresponde ao laudo médico.

Figura 5-4. Imagens CC simétricas (4% de diferença), resultado de processamento que corresponde ao laudo médico.

Figura 5-5. Imagens ML simétricas (5% de diferença), resultado de processamento que corresponde ao laudo médico.

Figura 5-6. Imagens ML assimétricas (14% de diferença), resultado de processamento que não corresponde ao laudo médico.

Figura 5-7. Imagens CC simétricas (9% de diferença), resultado de processamento que não corresponde ao laudo médico.

Uma das dificuldades encontrada nesta técnica foi no alinhamento das imagens para encontrar as marcações dos pontos de referência correspondentes da mama direita em relação à mama esquerda, procurando a melhor maneira de alinhar as imagens para assim poder realizar a subtração dos pixels. A idéia da determinação dos pontos de referência foram tirados de [LAU91], que marca 3 pontos em cada imagem (um ponto no mamilo e dois pontos no canto entre o limite da mama e a parede do tórax). Neste caso foi marcado um ponto na parte mais externo à esquerda da mama e os outros dois nos cantos da imagem.

5.2. Resultados da análise de densidades assimétricas

Na análise de assimetria em relação às densidades internas das imagens, através de testes com pares de mamogramas, foi verificado que o valor limite em imagens de

mamas densas deve ser menor do que em imagens de mamas não densas, devido ao fato de que as primeiras são mais claras.

Para esta análise foram realizados vários processamentos com diferentes tamanhos de blocos e diversificação em relação ao percentual de diferenças entre as estruturas internas em ambas as imagens.

Em imagens não densas foram realizados no total 344 processamentos em 86 pares de mamogramas com blocos de 100x100 pixels com percentuais de 10%, 8%, 6% e 4% e um total de 344 processamentos com blocos de 50x50 pixels com os mesmos percentuais citados acima. Os resultados obtidos com blocos 100x100 pixels estão na tabela 5-3 e com blocos 50x50 pixels estão na tabela 5-4, onde temos VP (Verdadeiro-Positivo) e FN (Falso-Negativo).

Tabela 5-3. Resultados obtidos no processamento de imagens não densas com blocos de 100x100 pixels.

Variação local entre mama direita e mama esquerda.	VP	%	FN	%
10%	36	58,14	50	41,86
8%	51	59,3	35	40,7
6%	65	75,58	21	24,42
4%	76	88,37	10	11,63

Tabela 5-4. Resultados obtidos no processamento de imagens não densas com blocos de 50x50 pixels.

Variação local entre mama direita e mama esquerda.	VP	%	FN	%
10%	68	79,07	18	20,93
8%	75	87,2	11	12,8
6%	84	97,67	2	2,33
4%	86	100	0	0

As imagens submetidas ao processamento com a técnica de detecção automatizada de densidades assimétricas foram comparadas com relação a quantidade de casos verdadeiros-positivos (VP) e falsos-negativos (FN) resultantes para o conjunto de teste. O diagnóstico verdadeiro-positivo acontece quando o sistema identifica e detecta uma área mais densa (o que pode estar relacionado a uma anomalia) e realmente ela existe e o diagnóstico falso-negativo é quando o sistema não marca na imagem uma área densa que, mas na verdade, existe. Neste caso, uma imagem foi classificada como VP quando foi marcado algum bloco na região onde o laudo médico aponta haver uma densidade (para isso foram selecionadas só imagens com presença de nódulos, sabendo-se que eles correspondem necessariamente uma diferença de densidade). A classificação FN ocorreu quando não foi marcado nenhum bloco, embora no laudo médico conste presença de nódulo (região densa). Segundo as taxas apresentadas nas tabelas acima, os melhores resultados registrados são os da tabela 5-4, correspondente a tamanhos de blocos de 50x50 pixels. Os valores de limiares que apresentaram os melhores resultados para esses casos foram de 6% e 4% para imagens de mamas não densas. A utilização de valores acima desse limiar pode implicar ausência de identificação de blocos com diferenças de densidades significantes.

A seguir são apresentadas algumas imagens antes do processamento da divisão de blocos (mostrando onde estão localizadas anomalias – nesses exemplos, nódulos) e após o processamento (mostrando as diferenças de densidades através dos blocos) (figura 5-8 a figura 5-13).

(a)

(b)

Figura 5-8. Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (100 x 100 pixels), limite de nível de cinza de 10%; (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão.

(a)

(b)

Figura 5-9. Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (100 x 100 pixels), limite de nível de cinza de 6%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão.

(a)

(b)

Figura 5-10. Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (50 x 50 pixels), limite de nível de cinza de 8%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão.

(a)

(b)

Figura 5-11. Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (100 x 100 pixels), limite de nível de cinza de 6%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão.

(a)

(b)

Figura 5-12. Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (100 x 100 pixels), limite de nível de cinza de 2%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão.

(a)

(b)

Figura 5-13. Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (50 x 50 pixels), limite de nível de cinza de 10%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão.

Em imagens densas foram realizados no total 408 processamentos em 102 pares de mamogramas com blocos de 100x100 pixels com percentuais de 8%, 6%, 4% e 2% e um total de 303 processamentos com blocos de 50x50 pixels com percentuais de 6%, 4% e 2%. Os resultados obtidos com blocos 100x100 pixels estão na tabela 5-5 e com blocos 50x50 pixels estão na tabela 5-6, onde temos VP (Verdadeiro-Positivo) e FN (Falso-Negativo).

Tabela 5-5. Resultados obtidos no processamento de imagens densas com blocos de 100x100 pixels.

Variação local entre mama direita e mama esquerda.	VP	%	FN	%
8%	45	44,12	57	55,88
6%	53	51,97	49	48,03
4%	71	69,61	31	30,39
2%	93	91,18	9	8,82

Tabela 5-6. Resultados obtidos no processamento de imagens densas com blocos de 50x50 pixels.

Variação local entre mama direita e mama esquerda.	VP	%	FN	%
6%	79	77,45	23	22,55
4%	93	91,18	9	8,82
2%	101	99,02	1	0,98

Segundo as taxas apresentadas nas tabelas acima, os melhores resultados registrados são os da tabela 5-6, correspondente a tamanhos de blocos de 50x50 pixels, outra vez. O valor de limiar que apresentou o melhor resultado foi de 2% para imagens de mamas densas. A utilização de valores acima desse limiar pode implicar ausência de identificação de blocos com diferenças de densidades significantes.

A seguir, são apresentadas algumas imagens antes do processamento da divisão de blocos e após o processamento (mostrando as diferenças de densidades através dos blocos)

para imagens densas (figura 5-14 a figura 5- 19), analogamente ao que foi feito antes no caso das imagens mamográficas convencionais.

(a)

(b)

Figura 5-14. Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (100 x 100 pixels), limite de nível de cinza de 10%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão (VP).

(a)

(b)

Figura 5-15. Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (100 x 100 pixels), limite de nível de cinza de 2%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão (FN).

(a)

(b)

Figura 5-16. Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (100 x 100 pixels), limite de nível de cinza de 4%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão (VP).

(a)

(b)

Figura 5-17. Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (50 x 50 pixels), limite de nível de cinza de 8%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão (VP e FN).

(a)

(b)

Figura 5-18. Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (50 x 50 pixels), limite de nível de cinza de 8%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão (VP).

(a)

(b)

Figura 5-19. Imagens das mamas direita e esquerda usando a técnica de marcação de blocos. Tamanho dos blocos (50 x 50 pixels), limite de nível de cinza de 4%: (a) antes da divisão de blocos; (b) após a divisão (VP).

Uma das dificuldades encontradas nesta técnica de análise de densidade interna através da comparação dos blocos foi a de localizar a mesma posição deles em ambas as mamas. Para solucionar esse problema, foi necessário gravar cada posição do bloco (linha e coluna) para assim, estabelecer a localização nas duas imagens. Depois disso, surgiu o problema de não se encontrar blocos que comesçassem com a mesma linha e coluna, pelo fato da leitura ser da direita para esquerda (fim de imagem para o começo), e as imagens não terem a mesma quantidade de colunas. Por exemplo: para imagem direita com 1020 colunas e esquerda com 1021 colunas o bloco da mama direita gravado com início na linha 4 e coluna 1020 não tinha seu bloco correspondente na imagem esquerda gravado na linha 4 e coluna 1021; assim, não era marcado nenhum bloco em todo processamento daquelas imagens. Então, foi necessário destacar uma das imagens para estabelecer a formação dos blocos e gravar as mesmas posições na outra imagem.

Capítulo 6

Conclusões

O prognóstico do carcinoma de mama depende da fase em que é tratado. Por esse motivo todos os esforços devem ser realizados em busca de detecção precoce. A mamografia por raios-X é o método que produz os melhores resultados, por permitir o diagnóstico de pequenos nódulos, microcalcificações e distorções arquiteturais.

Análises computadorizadas de assimetria podem apresentar um modelo proveitoso no processo de auxiliar a identificação de anomalias e, dessa maneira, um resultado importante relacionado à ajuda ao radiologista, produzindo informações para o seu diagnóstico.

Através deste projeto, foi realizada uma análise para examinar a assimetria entre as imagens da mama direita e esquerda, e assim, foi avaliado o potencial da técnica de detecção computadorizada que mostrou desempenho satisfatório.

Os testes envolveram a análise de comparação bilateral das mamas de uma mesma paciente e a análise de densidade assimétrica, localizando possíveis massas em uma das imagens da mama. Todos os resultados do programa implementado foram analisados e depois comparados com o laudo médico obtido de cada mamograma nas incidências CC (crânio-caudal) e ML (médio-lateral).

Com base na implementação da técnica de comparação bilateral das imagens da mama direita e esquerda, o esquema de detecção computadorizado desenvolvido usando técnica de subtração bilateral. Foi apresentada no capítulo anterior, uma tabela de resultados obtidos com vários valores de limiar de corte, sendo que o que produziu melhores resultados foi o de 12%. Essa técnica de análise de comparação bilateral proposta foi capaz de segmentar com sucesso a maioria das imagens analisadas da base

de dados. A partir dos testes, foi possível observar que a subtração bilateral tem a vantagem de eliminar rapidamente uma grande quantidade de informações desnecessárias à análise.

Nos parágrafos seguintes são avaliados os resultados obtidos com o conjunto de imagens a fim de fornecer um maior embasamento para essas conclusões.

6.1. Desempenho do Sistema Desenvolvido

No intuito de comparar os resultados das imagens processadas, serão apresentadas as curvas ROC (*Receiver Operating Characteristic*) dos resultados obtidos modificando o valor do marcador da imagem, obtidas através do *software Origin 6.0* da *Microcalc*.

O método é definido por Evans [Evans-81] como um procedimento estatístico que leva em conta o aspecto subjetivo envolvido em um determinado evento. Esse método considera as discrepâncias e diferenças obtidas no resultado final de um experimento quando é computado o fator de incerteza introduzido por uma das etapas do processo. Seu objetivo é permitir a avaliação do desempenho de um evento, através da apresentação da relação percentual de acertos X percentual de erros. As curvas ROC tornaram-se parâmetro obrigatório na avaliação de observadores e sistemas, especialmente na avaliação de esquemas CAD, devido ao seu caráter gráfico, que muitas vezes pode trazer mais informações qualitativas para a análise final do que a quantidade de informações que eventualmente poderiam ser extraídas através de tabelas e índices.

O traçado da curva ROC é feito levando-se em conta as probabilidades de ocorrência de VP em função da probabilidade de ocorrência de FP para cada ponto de operação anotado na curva, escolhido através de um critério pré-determinado. 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.

Quanto mais o valor da área sob a curva (A_z) se aproximar da unidade, melhor será o comportamento do sistema. Isso significa que o sistema avaliado tem grande percentual de acertos (VP) com um baixo índice de falsas detecções, sendo um sistema de alta sensibilidade, que é uma situação sempre desejável.

No presente trabalho, o critério que foi variado para a construção das curvas ROC foi o valor do *limiar*, utilizando 5 valores para processar todas as imagens, separados apenas pelos tipos de projeções. A seguir são apresentados os valores nas Tabelas 6-1 e 6-2 e os gráficos das curvas nas Figuras 6-1 e 6-2.

Tabela 6-1 – Resultados obtidos com o processamento das imagens CC.

Limiar	VP (y)	FP (x)
14%	0,697	0,025
13%	0,765	0,062
12%	0,902	0,087
11%	0,902	0,15
10%	0,902	0,25
O valor da área da curva (AZ), foi igual a 0,91687.

Figura 6-1 – Curva ROC das Imagens CC processadas.

Tabela 6-2 – Resultados obtidos com o processamento das imagens ML.

Limiar	VP (y)	FP (x)
14%	0,608	0,066
13%	0,686	0,098
12%	0,843	0,115
11%	0,843	0,164
10%	0,863	0,213
O valor da área da curva (AZ), foi igual a 0,86996.

Figura 6-2 – Curva ROC das Imagens ML processadas.

As curvas ROC traçadas nas Figuras 6-1 e 6-2 mostram os resultados obtidos com o processamento completo das imagens, incluindo o pré-processamento. No caso de imagens CC (Figura 6-1), temos Az igual a 0,92 e para as imagens ML (Figura 6-2), Az é igual a 0,87. Para as imagens CC a área da curva se aproxima do valor 1, o que significa que o sistema tem um bom desempenho na detecção de assimetrias. Já nos casos ML, sua aproximação foi menor devido ao fato do mau posicionamento da

imagem no filme, de tal modo que, mesmo com a técnica de alinhamento, a diferença entre as imagens não corresponde tanto com a análise de assimetria indicada pelo laudo do radiologista.

Em seguida, as imagens foram submetidas a um outro processamento, que é a técnica de detecção automatizada de densidades assimétricas entre os mamogramas (esquerdo e direito) de uma mesma paciente. Essa técnica foi implementada através da divisão da imagem em blocos pré-definidos, e então analisados os blocos correspondentes em ambas as imagens das mamas, medindo sua assimetria interna. Seus resultados foram comparados com relação à quantidade de casos VP e FN resultantes para o conjunto de teste. Os números de VP e FN foram obtidos analisando as informações contidas nos laudos radiológicos que acompanham as imagens mamográficas.

Para a análise de resultados dessa técnica, a imagem foi dividida em quatro quadrantes (QSE – quadrante superior externo, QSI – quadrante superior interno, QIE – quadrante inferior externo e QII – quadrante inferior interno), divisão padronizada pelos radiologistas. Os casos VP ocorrem quando, no resultado do processamento, consta assimetria em um dos quadrantes da mama direita ou esquerda e este resultado corresponde ao laudo do radiologista. Já os casos FN ocorrem quando no programa consta que não existe densidade assimétrica, ao contrário do que diz o laudo do radiologista.

O objetivo dessa técnica foi de procurar zerar a taxa de FN através de limiar de densidade, de modo que, analisando os resultados dos testes, verificou-se um melhor desempenho nos percentuais de limiar de corte de 4% para imagens não densas e 2% para imagens densas, satisfatórios para detecção de assimetria.

Nesta técnica não foram analisados os FN e VN, devido às várias possibilidades de casos que teríamos que calcular.

Muitas dificuldades foram encontradas, principalmente para determinar as posições dos pontos de referência para alinhar as imagens das mamas ao mamograma, que é uma das principais etapas desse processamento, pois qualquer erro de alinhamento pode causar detecções de assimetrias em imagens simétricas, produzindo assim um alto índice de erros nas análises. Outra dificuldade encontrada foi a de comparar blocos da mesma posição em imagens da mama direita e esquerda de uma mesma paciente, no caso em que a relação entre os blocos não é correspondente. Isso pode levar o esquema

a classificá-los como blocos com densidades assimétricas em uma região que, na verdade, é simétrica.

Considerando os trabalhos da literatura, os índices de acertos (apresentados nas tabelas no capítulo 5), ficaram dentro de faixas consideradas satisfatórias, tanto para a análise de subtração bilateral, quanto para a análise de densidade em ambas as mamas.

Sendo assim, o sistema desenvolvido pode-se constituir numa ferramenta na detecção de assimetria em imagens mamográficas e auxílio no desempenho de esquemas CAD voltados à mamografia.

6.2. Sugestões para Trabalhos Futuros

- Método de análise de assimetrias com projeções de uma mesma mama durante diferentes períodos de tempo.
- Método para analisar a similaridade entre as estruturas internas das mamas direita e esquerda (tais como ductos e vasos) e a partir daí realizar o alinhamento.
- Análise para encontrar a posição do mamilo através de aproximações geométricas em imagens mamográficas.

Referências Bibliográficas

[ALMEIDA-98]

ALMEIDA, A. B. Usando o Computador para Processamento de Imagens Médicas. Revista Informática Médica, v.1, n. 6, Nov/Dez, 1998.

[BALLARD-82]

BALLARD, D. H.; BROWN, C. M.; Computer Vision. Prentice-Hall Inc, Englewood Cliffs, New Jersey, 1982.

[CURRY III-90]

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

[DENGLER-93]

DENGLER, J.; BEHRENS, S.; DESAGA, J.F. Segmentation of microcalcifications in mammograms. IEEE ML, v.12(4), p. 634-642, 1993.

[DOI-96]

DOI, K.; Perspectives on digital image analysis in medical image. Potencial usefulness of computer-aided diagnosis. Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, v. 2, p. 795-796, 1996.

[DOI-99]

DOI, K.; MACMAHON, H.; KATSURAGAWA, S.; NISHIKAWA, R. M.; JIANG, Y.
Computer-aided diagnosis in radiology: potential and pitfalls. *European Journal of Radiology*, v. 31, p. 97-109, 1999.

[DUDA-79]

DUDA, R. O.; NITZAN, D.; BARRET, P. Uses of Range and Reflectance Data to
Find Surface Regions. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine
Intelligence*, vol. PAMI-1, nº 3, July, pp. 259-271, 1979.

[EVANS-81]

EVANS, A. L. The evaluation of medical images. Adam Hilger Ltd, Bristol, Great
Britain, 1981.

[FACON-93]

FACON, J.; *Processamento e Análise de Imagens*. VI EBAI, 1993.

[FACON-96]

FACON, J.; *Morfologia Matemática: Teoria e Exemplos*, Editora Universitária
Champagnat da PUC-PR, Curitiba, 1996.

[GONZALEZ-87]

GONZALES, R. C.; WINTZ, P.; *Digital Image Processing*. Addison-Wesley Publishing
Company, United States of America, 1987.

[GONZALEZ-92]

GONZALES, R. C. & WOOD, R. E.; *Processamento de Imagens Digitais*. Editora
Edgard Blücher, 1992.

[KARSSEMEIJER-98]

KARSSEMEIJER, N. Automated classification of parenchymal patterns in
mammograms. *Physics in Medicine and Biology*, v.43 (2),p. 365-378, 1998.

[KOK-WILES-98]

KOK-WILES, S. L.; BRADY, M.; HIGHNAM, R. Comparing mammogram pairs for the detection of lesion. In Karssemeijer, N.; Thijssen, M.; Hendriks, J.; van Erning, L., editors, Proceedings of the 4th International Workshop on Digital Mammography, Nijmegen, The Netherlands, 1998.

[LE GAL-84]

LE GAL, M.; CHAVANNE, G.; PELLIER, D. Valeur diagnostique des microcalcifications groupées découvertes par mammographies. BULL Cancer, v. 71, p. 57-64, 1984.

[MANJUNATH-96]

MANJUNATH, B. S.; MA, W. Y. Texture features for browsing and retrieval of image data. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 11(7): p. 837-842, 1996.

[MARQUES-99]

MARQUES FILHO, O. & VIEIRA NETO, H. Processamento Digital de Imagens. Rio de Janeiro: Brasport, 1999.

[MASCARENHAS-89]

MASCARENHAS, N. D. A.; VELASCO, F. F. D. Processamento Digital de Imagens. Bueno Aires: Editorial Kapélusz, 1989.

[MÉNDEZ-96]

MÉNDEZ A. J.; TAHOCES, P. G.; LADO, M. J.; SOUTO, M.; CORREA, J. L.; VIDAL, J. J. Automatic detection of breast border and nipple in digital mammograms. Computer Methods and Programs in Biomedicine, v. 49, p. 253-262, 1996.

[MOBERG0-01]

MOBERG, K.; BJURSTAM, N.; WILCZEK, B.; ROSTGARD, L.; EGGE, E.; MUREN, C. Computed assisted detection of interval breast cancers. European Journal of Radiology, v. 39, p. 104-110, 2001.

[NISHIKAWA-00]

NISHIKAWA, R. M.; GIGER, M. L.; VYBORNÝ, C. J.; BICK, U.; DOI, K.; SCHMIDT, R. A. Prospective computer analysis of cancer missed on screening mammography. In Yaffe, M. J., editor, *Proceedings of the 5th International Workshop on Digital Mammography*, p.493-498, Toronto, ON, Canada, 2000.

[NUNES-97]

NUNES, F.L.S. Esquema de diagnóstico auxiliado por computador para detecção de agrupamentos de microcalcificações por processamento de imagens mamográficas. São Carlos, EESC/USP, 1997. Tese (mestrado).

[NUNES-00]

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

[NUNES-01]

NUNES, F.L.S. Investigação em processamento de imagens mamográficas para auxílio ao diagnóstico de mamas densas. São Carlos, EESC/USP, 2001. Tese (doutorado).

[NUNES-01]

NUNES, F.L.S.; SCHIABEL, H.; ESCARPINATI, M.C.; BENATTI, R. Comparisons of different contrast resolutions effects on a computer-aided detection system intended to clustered microcalcifications detection in dense breasts images. *Journal of Digital Imaging*, v.14 (2), p.217-219, 2001.

[OLSÉN-03]

OLSÉN, C.; GEORGSSON, F. The accuracy of geometric approximation of the mamilla in mammograms. *International Congress Series* 1256, p. 956-961, 2003.

[PATROCÍNIO-00]

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

[QI-00]

QI, H.; HEAD, J. F. Asymmetry Analysis Using Automatic Segmentetion and Classification for Breast Cancer Detection in Thermograms, 2000.

[RUSS-94}

RUSS, J. C.; The image processing handbook. 2 edition. CRC Press Inc., USA, 1994.

[SALLAM-94]

SALLAM, M. Y.; BOWYER, K. W. Registering time sequences of mammograms using a two-dimension image unwarping technique. In Gale, A. G.; Astley, S. M.; Dance, D. R.; Cairns, A. Y., editors, Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital mammography, v. 1069 of Excerpta Medica International Congress Series, p. 121-130, York, England, 1994.

[SALLAM-96]

SALLAM, M. Y.; BOWYER, K. W. Detecting abnormal densities in mammograms by comparison to previous screenings In Doi, K.; Giger, M. L.; Nishikawa, R. M.; Schmidt, R. A., editors, Proceedings of the 3rd International Workshop on Digital mammography, p. 417-420, Chicago, IL – USA, 1996.

[SALLAM-99]

SALLAM, M. Y.; BOWYER, K. W. Registration and difference analysis of corresponding mammogram images. Mediac Image Analysis, v. 3, number 2, p. 103-118, 1999.

[SCHIABEL-94]

SCHIABEL, H.; VENTURA, A.; FRÈRE, A.F. Formal study of lateral magnification and its effect on mammographic image sharpness. *Medical Physics*, v.21(2), p. 271-276, 1994.

[SCHIABEL-97]

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

[SCHIABEL-01]

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

[SERRA-82]

SERRA, J.; *Image analysis and mathematical morphology*. Academic Press, London, 1982.

[SHTERN-92]

SHTERN, F. Digital mammography and related technologies: A perspective from the national cancer institute. *Radiology*, v.183, p. 629-630, 1992.

[SICKLES-82]

SICKLES, E.A. Mammographic detectability of breast microcalcifications. *Am. J. Radiol.* V. 139, p. 913-918, 1982.

[SICKLES-86]

SICKLES, E.A. Breast calcifications: mammographic evaluation. *Radiology*, v. 160, p. 289-293, 1986.

[SKEA-93]

SKEA, D.; BARRODATE, I.; KUWAHARA, R.; POECKERT, R. A control point matching algorithm. *Pattern Recognition*, v. 26(2): p. 269-276, 1993.

[VUJOVIC-96]

VUJOVIC, N.; BAKIC, P.; BRZAKOVIC, D. Detection of potentially cancerous signs by mammograms followup. In Doi, K.; Giger, M. L.; Nishikawa, R. M.; Schmidt, R. A., editors, *Proceedings of the 3rd International Workshop on Digital mammography*, p. 421-424, Chicago, IL – USA, 1996.

[VUJOVIC-97]

VUJOVIC, N.; BAKIC, P.; BRZAKOVIC, D. Establishing the correspondence between control points in pairs of mammographic images. *IEEE Transactions on Image Processing*, v.6(10): p. 1388-1399, 1997.

[VYBORNYY-94]

VYBORNYY, C.J.; GIGER, M.L. Computer Vision and Artificial Intelligence in Mammography. *AJR*, v.162,p. 699-708, 1994.

[WOO-00]

WOO, J. H.; CHO, B. H.; KIM, S. I.; PARK, D. S.; MOON, W. K.; RO, Y. M. Evaluation of the architecture similarity between left and right breast. In Yaffe, M. J., editor, *Proceedings of the 5th International Workshop on Digital Mammography*, pages 402-407, Toronto, ON, Canada, 2000.

[YIN-91]

YIN, F.F.; GIGER, M.L.; DOI, K.; METZ, C.E.; VYBORNYY, C.J.; SCHMIDT, R.A. Computerized detection of masses in digital mammograms: Analysis of bilateral subtraction images. *Medical Physics*, v. 18,p. 955-963, 1991.

[YIN-93]

YIN, F.F.; GIGER, M.L.; DOI, K.; VYBORNÝ, C.J.; SCHMIDT, R.A. Comparison of Bilateral-Subtraction and Single-Image Processing Techniques in the Computerized Detection of Mammographic Masses. *Invest Radiol.*, v. 28, p. 473-481, 1993.

[YIN-94]

YIN, F.F.; GIGER, M.L.; DOI, K.; VYBORNÝ, C.J.; SCHMIDT, R.A. Computerized detection of masses in digital mammograms: Automated alignment of breast images and its effect on bilateral-subtraction technique. *Medical Physics*, v. 21, p. 445-452, 1994.

[YOSHIDA-98]

YOSHIDA, H.; Matching Pursuit with Optimally Weighted Wavelet Packets for Extraction of Microcalcifications in Mammograms. Biological Sciences Division the University of Chicago, 1998.

[ZOURAS-96]

ZOURAS, W. K.; GIGER, M. L.; LU, P.; WOLVERTON, D. E.; VYBORNÝ, C. J.; DOI, K. Investigation of a temporal subtraction scheme for computerized detection of breast masses in mammograms. In Doi, K.; Giger, M. L.; Nishikawa, R. M.; Schmidt, R. A., editors, *Proceedings of the 3rd International Workshop on Digital Mammography*, p.411-415, Chicago, IL – USA, 1996.