

**ANA CLÁUDIA MARTINEZ**

**Desenvolvimento de novas técnicas para redução de falso-positivo e definição automática de parâmetros em esquemas de diagnóstico auxiliado por computador em mamografia**

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

Orientador: Prof. Dr. Homero Schiabel

São Carlos

2007

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.



## *Dedico...*

Ao meu pai, José Roberto e minha  
mãe Palmira que me ensinaram quais são  
os valores da vida.

Ao Thiago que me fez perder o medo de  
amar.



# Agradecimentos

---

Primeiramente gostaria de agradecer a Deus, por me acompanhar em todos os passos da minha vida, se não fosse pela vontade dele nada disso teria acontecido.

Ao Prof. Dr. Homero Schiabel, meu orientador, pela confiança em mim depositada, ensinamentos, paciência com que me orientou e pelo grande apoio que me foi dado nos momentos difíceis.

A minha mãe e ao meu pai, pelo incentivo em todos os momentos, pelo amor e atenção quando mais precisei, meus maiores torcedores, e tudo que sou devo a eles.

Ao Thiago, pelo apoio, paciência, noites de trabalho ao meu lado, pelo amor demonstrado em todos os momentos.

Ao meu amigo e irmão Mauricio Escarpinati, que sempre esteve ao meu lado em todos os momentos (mesmo agora de longe), pessoais e profissionais, obrigada, pelas discussões e ajudas do trabalho, pela amizade. Como não tenho irmão, te considero o meu.

A Jú Escarpinati, pela amizade de tantos anos (amiga de república), e não da para falar dela sem falar dos filhos lindos que ela e o Mau tem, Matheus e João Vitor (meu afilhado lindo), obrigada pela paciência e por sempre cuidar de mim.

Ao meu amigo Marcelo Andrade da Costa Vieira (Mogi), pelas discussões de trabalho, escrita de artigos, trocas de idéias sobre o *Lost* e o *Friends*, e ainda mais pela ajuda no final deste trabalho nestes últimos meses.

A minha amiga Helien Gato, pela convivência todos estes anos, desde a faculdade estamos juntas.

A Renata Góes, Luciana Toro e Paula Zitko, amigas do último ano de laboratório, meninas de ouro, prontas para tudo.

Aos amigos, Cláudio, Patrícia, Eveline, Paulo e Leandro do laboratório de análise e processamento de imagens médicas e odontológicas – LAPIMO –

pelo carinho demonstrado nas diversas discussões e nos momentos de descontração durante estes anos de convivência.

Ao amigo Edson Baptista pela amizade e ensinamentos nestes anos de convivência.

Ao amigo Rogério Garcia, pelo carinho e amizade de tantos anos.

Ao amigo Silvio Tadao Fujisaki (*in memória*) que tanta falta faz e um dos melhores amigos que uma pessoa pode ter.

A minha família, tios (as), primos (as) e minha avó, que tanto me apóiam nestes anos de estudo.

A Lena, Valter e Rachel, por estarem fazendo parte da minha família.

Aos meus amigos Rodrigo e Lílian Benati, pelas constantes demonstrações de motivação e carinho.

Aos amigos conquistados, ao longo dos anos, em São Carlos e Ribeirão Preto e Presidente Prudente.

À Ivani, por proporcionar momentos agradáveis de conhecimento e descontração durante as aulas de inglês.

A todos os funcionários do departamento de Engenharia Elétrica pela disponibilidade e atenção com que me trataram. Em especial quero agradecer a Marisa, pela atenção em todos os momentos.

À Fapesp pelo apoio financeiro ao projeto.

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

## Resumo

---

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

O presente trabalho consiste na investigação das características da imagem mamográfica digitalizada para definir automaticamente parâmetros de processamento em um esquema de diagnóstico auxiliado por computador (CAD) para mamografia, com o objetivo de se obter o melhor desempenho possível. Além disso, com base na aplicação dos resultados dessa primeira investigação, propõe-se também uma técnica de redução dos índices de falso-positivo em esquemas CAD visando à redução do número de biópsias desnecessárias. Para a definição automática dos parâmetros de processamento nas técnicas de detecção de microcalcificações e nódulos, foram extraídas algumas características das imagens, como desvio padrão, terceiro momento e o limiar de binarização. Utilizando o método de automatização proposto, observou-se um aumento de 20% no desempenho do esquema CAD (Az da curva ROC) em relação ao método não automatizado com parâmetro fixo. Para que fosse possível o processamento da imagem mamográfica inteira pelo esquema CAD e as técnicas desenvolvidas, foi desenvolvida também uma técnica para seleção automática de regiões de interesses, que recorta partes relevantes da mama para a segmentação. O índice de falsos positivos foi tratado por técnica específica desenvolvida com base na comparação das duas incidências típicas do exame mamográfico que, juntamente com a avaliação automática da imagem no pré-processamento para detecção de microcalcificações produziu uma redução significativa de 86% daquela taxa em relação ao procedimento de parâmetro fixo.

**Palavras Chaves:** CAD, Mamografia, Redução de falso-positivo, Detecção automática de nódulos e microcalcificações, Seleção automática de regiões de interesse.



# Abstract

---

MARTINEZ, A. C. **Development of new technique for reduction of false-positive and automatic definition of parameters of Mammograms for CAD Schemes** 2007 Thesis (Doctoral) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007.

This present work consists on the investigation of mammographic image characteristics for automatic determination of image processing parameters for a mammography computer aided diagnosis scheme (CAD) in order to get optimal performance. Additionally, using the results obtained on this first investigation, it was also developed a new technique for the reduction of false-positive rates on CAD projects, which can result on the reduction of the number of unnecessary biopsies. For the automatic definition of the image processing parameters for the techniques of detection of microcalcifications and nodules, some image characteristics had been extracted, as standard deviation, third momentum and the thresholding value. Using the proposed automatization method it was reported an increase of 20% in the CAD performance (evaluated determining the ROC curve) in comparison to the non-automatic method (fixed parameter). Besides, for CAD schemes it is necessary to process the entire mammographic image. Thus, it was also developed a technique for automatic selection of regions of interests in the mammogram, which extracts better regions from breast image for further segmentation. False-positives rates was treated by a specific technique based on the comparison of the two typical incidences of mammographic examination that together with the automatic parameter determination method for microcalcification detection produced a significant reduction of 86% of that rate in relation to the procedure that uses fixed parameter.

**Key Words:** CAD, Mammography, Reduction of false-positive, Detection automatic of microcalcifications and nodules, Automatic selection of regions of interests.

## Lista de Figuras

---

Figura 1.1 - Taxas brutas de mortalidade de mulheres por tipo de cânceres (Fonte: INCA, 2004).....	2
Figura 2.1 - Diagrama representando a estrutura da mama (INCA, 2004). .....	9
Figura 2.2 - Diferença radiológica entre a mama de uma mulher jovem e de uma mulher idosa (INCA, 2004).....	10
Figura 2.3 – Imagens de mamogramas reais com diferentes densidades. (a) mamograma de uma mama considerada densa – mulher com 21 anos de idade; (b) mamograma de uma mama considerada não densa – mulher com 67 anos de idade.....	10
Figura 2.4 – Diagrama esquemático (a) e ilustração real (b) de um aparelho mamográfico (Fonte: <a href="http://www.uspar.com.br">http://www.uspar.com.br</a> ). .....	13
Figura 2.5 – Esquema de um aparelho mamográfico durante a realização de um exame (Wolbarst, 1993).....	14
Figura 2.6 – Ilustração de um exame mamográfico: (a) posição crânio-caudal; (b) posição médio-lateral-oblíqua (Fonte: <a href="http://www.ghc.com.br">http://www.ghc.com.br</a> ). .....	14
Figura 2.7 – Exemplo de imagens mamográficas nas incidências mais comuns: (a) crânio-caudal; (b) médio-lateral-oblíqua (Fonte: <a href="http://www.hps.com.br/medicinanuclear/mamoalta.htm">http://www.hps.com.br/medicinanuclear/mamoalta.htm</a> ). .....	15
Figura 2.8 – Diagrama esquemático das lesões da mama. ....	17
Figura 2.9 – Mamograma com duas lesões nodulares de bordas espiculadas. A maior na região retro-areolar e a menor localizada junto ao prolongamento axilar .....	19
(Fonte: <a href="http://www.hps.com.br/medicinanuclear/mamoalta.htm">http://www.hps.com.br/medicinanuclear/mamoalta.htm</a> ). .....	19
Figura 2.10 - Nódulo de contorno lobulado e limites bem definidos, com calcificações grosseiras no seu interior (Fibroadenoma). .....	19
Figura 2.11 – Mamogramas magnificados com microcalcificações: (a) mamograma com microcalcificações pleomórficas (variam em forma e	

tamanho); (b) mamograma com agrupamento de microcalcificações de potencial indeterminado (Fonte: <a href="http://www.hps.com.br/medicinanuclear/mamoalta.htm">http://www.hps.com.br/medicinanuclear/mamoalta.htm</a> ).....	23
Figura 2.12 – Esquema da densidade assimétrica na projeção dos quadrantes inferiores da mama esquerda (Fonte: <a href="http://www.hps.com.br/medicinanuclear/mamoalta.htm">http://www.hps.com.br/medicinanuclear/mamoalta.htm</a> ).....	24
Figura 2.13 – Esquema simplificado de um aparelho de mamografia digital. ....	28
Figura 2.14 – (A) Curva característica de um sistema de mamografia écran-filme; (B) Curva característica para um sistema digital. Na mamografia digital os processos de aquisição e exibição da imagem são tratados separadamente: a aquisição tem resposta linear em relação à intensidade de radiação, enquanto a exibição pode ser ajustada pelo usuário (Haus & Yaffe, 2000). ....	29
Figura 2.15 - Fatores que exercem influência na resolução espacial de um sistema mamográfico digital (Haus & Yaffe, 2000). ....	31
Figura 3.1 - Exemplo de imagem mamográfica (a esquerda) e seu espectro de Fourier em 3D (a direita).....	36
Figura 3.2 - Exemplo de imagem mamográfica suavizada por um filtro passa-baixas (a) e com as bordas detectadas por um filtro passa alta (b).....	40
Figura 3.3 - Exemplo de equalização. a) histograma antes da equalização e b) histograma após a equalização. ....	41
Figura 3.4 – (a) Imagem original, (b) Histograma obtido e (c) Imagem obtida após aplicação do limiar T. ....	42
Figura 4.1 – Esquema geral da detecção computadorizada de microcalcificações em mamogramas proposta por Chan <i>et al.</i> (1987). ....	50
Figura 4.2 – Filtro casado usado para realce de microcalcificações ... (Chan <i>et al.</i> , 1987).....	50
Figura 4.3 – Esquema para detecção automatizada de agrupamentos de microcalcificações proposto por Nishikawa <i>et al.</i> (1992). ....	52
Figura 4.4 – Uma representação da “transformação recursiva área-ponto” (Nishikawa, 1993) .....	53

Figura 4.5 –	Esquema CAD proposto por Davies&Dance (1990).....	55
Figura 4.6 –	Exemplo de um esquema CAD comercial. ....	61
Figura 4.7 –	Regiões suspeitas de um exame mamográfico marcadas com triângulos azuis (microcalcificações) e por asteriscos (nódulos) em um CAD comercial. (Astley & Gilbert, 2004).....	62
	.....	67
Figura 4.8 –	Exemplo da interface construída para a base de imagens (Benatti. 2003).....	67
Figura 4.9.-	Página principal do BancoWeb (Schiabel <i>et. al.</i> , 2006).....	68
Figura 5.1 -	(a) mamografia original e (b) mamografia recortada, onde foram retiradas as partes não importantes para o processamento. ....	71
Figura 5.2 –	Máscara utilizada no detector Laplaciano.....	71
Figura 5.3 –	(a) imagem recortada e (b) imagem com o filtro laplaciano. ....	72
Figura 5.4 –	Máscaras do filtro passa alta Sobel. ....	73
Figura 5.5 –	(a) imagem real, (b) imagem com o filtro passa-alta Sobel.....	73
Figura 5.6 –	(a) imagem binarizada (invertida, parte preta está branca e vice-versa) e (b) eliminação dos <i>pixels</i> de borda que ainda existiam (também invertida). ....	74
Figura 5.7 –	De todos os quadros formados na imagem, só serão armazenados os que estão em vermelho.....	75
Figura 5.8 –	Imagem da mama com os quadrantes selecionados.....	76
Figura 5.9 –	(a) representa o quadrante 1, (b) representa o quadrante 2 e (c) representa o quadrante 3.....	76
Figura 5.10 –	Exemplo da junção das regiões.....	78
Figura 5.11 –	Exemplo da junção das regiões ligadas.....	78
Figura 5.12 –	Exemplo da junção das regiões.....	79
Figura 5.13 –	(a) imagem real, (b) imagem equalizada .....	80
Figura 5.14 –	(a) imagem equalizada, (b) imagem limiarizada .....	80

Figura 5.15 – Imagem de mama densa resultante com as regiões marcadas automaticamente. ....	81
Figura 5.16 Diagrama esquemático do sistema para detecção de nódulos (Santos, 2002). ....	83
Figura 5.17– Exemplo do sistema desenvolvido para detecção de nódulos (Santos, 2002). ....	83
Figura 5.18– (a) imagem de uma região real, (b) imagem obtida após a aplicação do algoritmo de P-Tile na técnica de <i>Watershed</i> , (c) imagem obtida após a aplicação do algoritmo de Otsu na técnica de <i>Watershed</i> , (d) imagem obtida após a aplicação do algoritmo de Pun na técnica de <i>Watershed</i> . ....	84
Figura 5.19 Diagrama esquemático do sistema para detecção de nódulos com a inserção da escolha do limiar automaticamente. ....	86
Figura 5.20 – Região de interesse com achados (a) região de interesse com achados realçados (b). ....	87
Figura 5.21 - Diagrama do sistema para detecção de microcalcificações (GOES, 2002). ....	89
Figura 5.22 – (a) histograma de uma imagem de mama lipo substituída (b) histograma de uma imagem de mama densa. ....	91
Figura 5.23 – Regiões de interesse recortadas da mesma imagem de mama, com desvios padrões diferentes. (a) Desvio padrão: 3,130; (b) Desvio padrão 1,385 (ambas possuem terceiro momento negativo). ....	93
Figura 5.24 – Novo diagrama do sistema para detecção de microcalcificações. ....	101
Figura 5.25 – Nódulo encontrado nas duas incidências, (a) médio lateral e (b) crânio caudal. ....	103
Figura 5.26 – Determinação das coordenadas correspondentes do nódulo nas duas imagens: (a) incidência médio lateral (b) incidência crânio caudal. ....	104
Figura 5.27 – Esquematisação para obtenção de coordenadas correspondentes entre as imagens crânio caudal e médio lateral. ....	105

Figura 5.28 – Exemplo da tela do programa onde mostra a relação entre as duas imagens.....	106
Figura 5.29 – Regiões de interesse da mesma mama. (a) Imagem de região de interesse retirada da imagem crânio caudal e na (b) imagem resultante do programa de detecção de nódulos referente a (a) (Santos, 2002). (c) Imagem de região de interesse retirada da imagem médio lateral correspondente à crânio caudal anterior e na (d) imagem resultante do programa de detecção de nódulos referente à imagem (c). .....	107
Figura 6.1 – Região de interesse (a), resultado na técnica automatizada (b) e resultado na técnica manual (c).....	110
Figura 6.2 - Região de interesse (a), resultado na técnica automatizada (b) e resultado na técnica manual (c).....	111
Figura 6.3 – Curva ROC dos resultados da Tabela 6.11 – Az de 0,96. ....	119
Figura 6.4 – Curva ROC dos resultados da Tabela 6.12 – Az de 0,76. ....	119
Figura 6.5 – (a) Imagem crânio caudal e (b) imagem médio lateral da mama direita, após eliminação do fundo .....	120
Figura 6.6 – (a) Imagem crânio caudal e (b) imagem médio lateral da mama esquerda, após a eliminação do fundo. ....	121
Figura 6.7 – (a) Imagem crânio caudal e (b) imagem médio lateral da mama direita com regiões demarcadas. ....	122
Figura 6.8 – (a) Imagem crânio caudal e (b) imagem médio lateral da mama esquerda com regiões demarcadas.....	122
Figura 6.9 – Regiões de interesse retiradas da imagem em crânio caudal da mama direita ilustrada na Figura 6.7(a). ....	123
Figura 6.10 – Resultado do processamento das regiões da mama crânio caudal direita no sistema de detecção de nódulos. ....	124
Figura 6.11 – Regiões de interesse retiradas da mama médio lateral ilustrada na Figura 6.7(b). ....	124
Figura 6.12 – Resultado do processamento das regiões da mama médio lateral direita no sistema de detecção de nódulos. ....	125

Figura 6.13 – Região de interesse retiradas da imagem crânio caudal da mama esquerda ilustrada na Figura 6.7(c). .....	126
Figura 6.14 – Resultado do processamento das regiões da mama crânio caudal esquerda no sistema de detecção de nódulos.....	126
Figura 6.15 – Regiões de interesse extraídas da imagem médio lateral esquerda, ilustrada na Figura 6.7(d).....	127
Figura 6.15 – Resultado do processamento das regiões da imagem médio lateral esquerda no sistema de detecção de nódulos.....	127
Figura 6.16 – Resultado da comparação das imagens da mama direita no sistema de redução de falso positivo.....	127
Figura 6.17 – Resultado da comparação das imagens da mama esquerda no sistema de redução de falso positivo.....	128
Figura 6.18 – (a) Imagem crânio caudal e (b) imagem médio lateral da mama direita.....	129
Figura 6.19 – (a) Imagem crânio caudal e (b) imagem médio lateral da mama esquerda da mesma paciente das iamgens da Figura 6.18. ....	130
Figura 6.20 – (a) Imagem crânio caudal e (b) imagem médio lateral da mama direita com regiões demarcadas.....	131
Figura 6.21 – (a) Imagem crânio caudal e (b) imagem médio lateral da mama esquerda com regiões demarcadas.....	131
Figura 6.22 – Regiões de interesse retiradas da mama crânio caudal direita ilustrada na Figura 6.20(a) Imagem (a) com microcalcificação, (b) sem microcalcificação e (c) sem microcalcifição. ....	132
Figura 6.23 – Resultado do processamento das regiões extraídas da imagem crânio caudal direita no sistema de detecção de microcalcificações.....	132
Figura 6.24 – Região de interesse com microcalcificação retirada da imagem médio lateral direita ilustrada na Figura 6.20(b).....	133
Figura 6.25 – Resultado do processamento da região de interesse da imagem médio lateral direita no sistema de detecção de microcalcificações.....	133

Figura 6.26 – Regiões de interesse retiradas da imagem crânio caudal esquerda ilustrada na Figura 6.21(a), imagem (a) com microcalcificação, e (b) sem microcalcificação.....	133
Figura 6.27 – Regiões de interesse retiradas da imagem médio lateral esquerda ilustrada na Figura 6.21(b), imagem (a) com microcalcificação, e (b) sem microcalcificação.....	134
Figura 6.28 – Resultado do processamento das regiões da imagem crânio caudal esquerda no sistema de detecção de microcalcificações.....	134
Figura 6.29 – Resultado do processamento das regiões da imagem médio lateral esquerda no sistema de detecção de microcalcificações.....	134
Figura 6.30 – (a) Imagem crânio caudal e (b) imagem médio lateral da mama direita com regiões demarcadas.....	135
Figura 6.31 – (a) Imagem crânio caudal e (b) imagem médio lateral da mama esquerda com regiões demarcadas.....	135



## Lista de Tabelas

---

Tabela 5.1 – Resultados das imagens analisadas .....	85
Tabela 5.2 - Representação de uma tabela para avaliar o melhor desvio padrão para as técnicas do sistema para detecção de microcalcificações.....	93
Tabela 5.3 – Melhores desvios padrões para imagens com terceiro momento negativo do Mamógrafo 1.....	95
Tabela 5.4 – Melhores desvios padrões para imagens com terceiro momento positivo do Mamógrafo 1.....	96
Tabela 5.5 – Melhores desvios padrões para imagens com terceiro momento negativo do Mamógrafo 2.....	96
Tabela 5.6 – Melhores desvios padrões para imagens com terceiro momento positivo do Mamógrafo 2.....	97
Tabela 5.7 – Melhores desvios padrões para imagens com terceiro momento negativo do Mamógrafo 3.....	97
Tabela 5.8 – Melhores desvios padrões para imagens com terceiro momento positivo do Mamógrafo 3.....	98
Tabela 5.9 – Melhores desvios padrões para imagens com terceiro momento negativo do Mamógrafo 4.....	98
Tabela 5.10 – Melhores desvios padrões para imagens com terceiro momento positivo do Mamógrafo 4.....	99
Tabela 5.11 – Valores dos desvios padrões das técnicas do sistema de detecção de microcalcificações automatizado. ....	100
Tabela 6.1 – Resultados das imagens analisadas .....	110
Tabela 6.2 – Resultados obtidos para imagens com desvio padrão menor que 0,5 ..	112
Tabela 6.3 – Resultados obtidos para imagens com desvio padrão entre 0,51 e 1,0.	113
Tabela 6.4 – Resultados obtidos para imagens com desvio padrão entre 1,01 e 1,5.	113
Tabela 6.5 – Resultados obtidos para imagens com desvio padrão entre 1,51 e 2,0.	113
Tabela 6.6 – Resultados obtidos para imagens com desvio padrão entre 2,01 e 2,50. .....	114
Tabela 6.7 – Resultados obtidos para imagens com desvio padrão entre 2,51 e 3,0	114
Tabela 6.8 – Resultados obtidos para imagens com desvio padrão entre 3,01 e 3,50. .....	114
Tabela 6.9 – Resultados obtidos para imagens com desvio padrão entre 3,51 e 4,0.	115
Tabela 6.10 – Resultados obtidos para imagens com desvio padrão acima de 4,01.	115
Tabela 6.11 – Resultados com todos os intervalos .....	117
Tabela 6.12 – Resultados com todos os intervalos com desvio padrão fixo. ....	118
Tabela 6.13 – Resultados obtidos passando por todo o sistema de segmentação de imagens com nódulos. ....	128
Tabela 6.14 – Resultados obtidos passando por todo o sistema de segmentação de imagens com nódulos. ....	136

Tabela A1 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento negativo.....	158
Tabela A2 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento negativo.....	159
Tabela A3 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento negativo.....	159
Tabela A4 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento negativo.....	160
Tabela A5 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento negativo.....	160
Tabela A6 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento negativo.....	161
Tabela A7 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento negativo.....	161
Tabela A8 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento negativo.....	161
Tabela A9 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento positivo.....	162
Tabela A10 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento positivo.....	162
Tabela A11 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento positivo.....	162
Tabela A12 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento positivo.....	163
Tabela A13 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento positivo.....	163
Tabela A14 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento positivo.....	163
Tabela A15 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento positivo.....	163
Tabela A16 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento positivo.....	163
Tabela A17 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento negativo.....	164
Tabela A18 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento negativo.....	164
Tabela A19 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento negativo.....	164
Tabela A20 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento negativo.....	165
Tabela A21 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento negativo.....	165
Tabela A22 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento negativo.....	165

Tabela A23 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento negativo. ....	165
Tabela A24 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento negativo. ....	166
Tabela A25 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento positivo.....	166
Tabela A26 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento positivo.....	166
Tabela A27 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento positivo.....	166
Tabela A28 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento positivo.....	167
Tabela A29 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento positivo.....	167
Tabela A30 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento positivo.....	167
Tabela A31 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento positivo.....	167
Tabela A32 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento positivo.....	167
Tabela A33 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento negativo. ....	168
Tabela A34 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento negativo. ....	168
Tabela A35 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento negativo. ....	168
Tabela A36 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento negativo. ....	169
Tabela A37 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento negativo. ....	169
Tabela A38 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento negativo ....	169
Tabela A39 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento negativo ....	169
Tabela A40 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento negativo ....	170
Tabela A41 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento positivo.....	170
Tabela A42 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento positivo.....	170
Tabela A43 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento positivo.....	170
Tabela A44 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento positivo.....	171

Tabela A45 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento positivo. ....	171
Tabela A46 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento positivo. ....	171
Tabela A47 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento positivo. ....	171
Tabela A48 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento positivo. ....	172
Tabela A49 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento negativo.....	172
Tabela A50 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento negativo.....	172
Tabela A51 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento negativo.....	172
Tabela A52 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento negativo.....	173
Tabela A53 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento negativo.....	173
Tabela A54 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento negativo.....	173
Tabela A55 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento negativo.....	173
Tabela A56 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento negativo.....	174
Tabela A57 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento positivo. ....	174
Tabela A58 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento positivo. ....	174
Tabela A59 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento positivo. ....	174
Tabela A60 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento positivo. ....	175
Tabela A61 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento positivo. ....	175
Tabela A62 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento positivo. ....	175
Tabela A63 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento positivo. ....	175
Tabela A64 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento positivo. ....	176
Tabela A65 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento negativo.....	176
Tabela A66 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento negativo.....	176

Tabela A67 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento negativo. ....	177
Tabela A68 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento negativo. ....	177
Tabela A69 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento negativo. ....	177
Tabela A70 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento negativo. ....	177
Tabela A71 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento negativo. ....	177
Tabela A72 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento negativo. ....	178
Tabela A73 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento positivo.....	178
Tabela A74 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento positivo. ....	178
Tabela A75 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento positivo.....	178
Tabela A76 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento positivo.....	179
Tabela A77 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento positivo.....	179
Tabela A78 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento positivo. ....	179
Tabela A79 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento positivo.....	179
Tabela A80 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento positivo.....	180
Tabela A81 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento negativo. ....	180
Tabela A82 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento negativo. ....	180
Tabela A83 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento negativo. ....	181
Tabela A84 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento negativo. ....	181
Tabela A85 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento negativo. ....	181
Tabela A86 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento negativo. ....	182
Tabela A87 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento negativo. ....	182
Tabela A88 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento negativo. ....	182

Tabela A89 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento positivo. ....	182
Tabela A90 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento positivo. ....	182
Tabela A91 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento positivo. ....	183
Tabela A92 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento positivo. ....	183
Tabela A93 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento positivo. ....	183
Tabela A94 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento positivo. ....	183
Tabela A95 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento positivo. ....	184
Tabela A96 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento positivo. ....	184
Tabela A97 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento negativo. ....	184
Tabela A98 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento negativo. ....	185
Tabela A99 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento negativo. ....	185
Tabela A100 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento negativo. ....	185
Tabela A101 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento negativo. ....	185
Tabela A102 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento negativo. ....	185
Tabela A103 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento negativo. ....	186
Tabela A104 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento negativo. ....	186
Tabela A105 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento positivo. ....	186
Tabela A106 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento positivo. ....	186
Tabela A107 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento positivo. ....	187
Tabela A108 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento positivo. ....	187
Tabela A109 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento positivo. ....	187
Tabela A110 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento positivo. ....	187

Tabela A111 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento positivo.....	188
Tabela A112 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento positivo.....	188
Tabela A113 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento negativo. ....	188
Tabela A114 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento negativo. ....	189
Tabela A115 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento negativo. ....	189
Tabela A116 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento negativo. ....	189
Tabela A117 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento negativo. ....	189
Tabela A118 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento negativo. ....	189
Tabela A119 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento negativo. ....	190
Tabela A120 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento negativo. ....	190
Tabela A121 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento positivo.....	190
Tabela A122 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento positivo.....	190
Tabela A123 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento positivo.....	190
Tabela A124 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento positivo.....	190
Tabela A125 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento positivo.....	191
Tabela A126 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento positivo.....	191
Tabela A127 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento positivo.....	191
Tabela A128 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento positivo.....	191
Tabela A129 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento negativo.....	192
Tabela A130 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento negativo.....	192
Tabela A131 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento negativo.....	192
Tabela A132 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento negativo.....	193

Tabela A133 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento negativo. ....	193
Tabela A134 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento negativo. ....	193
Tabela A135 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento negativo. ....	193
Tabela A136 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento negativo. ....	193
Tabela A137 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento positivo.....	194
Tabela A138 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento positivo.....	194
Tabela A139 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento positivo.....	194
Tabela A140 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento positivo.....	195
Tabela A141 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento positivo.....	195
Tabela A142 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento positivo.....	195
Tabela A143 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento positivo.....	195
Tabela A144 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento positivo.....	195



# Sumário

---

<b>CAPÍTULO 1 – Introdução.....</b>	<b>1</b>
1.1. Considerações Iniciais .....	1
1.2. Motivação.....	3
1.3. Disposição do Trabalho .....	6
<b>CAPÍTULO 2 – Mamografia .....</b>	<b>7</b>
2.1 – A importância da mamografia .....	7
2.2 - A estrutura da mama .....	8
2.3 – Classificação da mama de acordo com a sua densidade .....	11
2.4 – O aparelho mamográfico.....	12
2.5 – O exame mamográfico .....	13
2.6 – O que procurar na mamografia .....	16
2.6.1 – Opacidade circunscrita.....	16
2.6.2 – Microcalcificações .....	20
2.6.3 – Densidade assimétrica focal ou difusa e neodensidade .....	23
2.7 – Mamas Densas .....	24
2.8 – Mamografia Digital .....	27
2.9 – Resolução Espacial e Resolução de Contraste .....	32
<b>CAPÍTULO 3 - Realce de Imagens Digitais .....</b>	<b>35</b>
3.1 – Introdução .....	35
3.2 – Métodos no Domínio da Frequência .....	36
3.3 – Métodos no Domínio Espacial.....	37
3.3.1 – Filtragem passa-baixas .....	37
3.3.2 – Filtragem passa-altas.....	39
3.3.3 – Equalização.....	40
3.4 – Limiarização .....	41
3.4.1 – P-Tile.....	42
3.4.2 – Método de Otsu.....	43
3.4.3 – Método de Pun.....	44
<b>CAPÍTULO 4 – Esquemas de Diagnóstico Auxiliado por Computador .....</b>	<b>45</b>
4.1 – Representação de uma imagem digital .....	45
4.2 – Esquemas CAD.....	46
4.2.1 – Esquema CAD do German Cancer Research Center.....	47
4.2.2 – Esquema CAD da Universidade de Chicago .....	49
4.2.3 – Esquema CAD do Institute of Cancer Research and The Royal Marsden Hospital .....	54
4.2.4 – Outros esquemas.....	55
4.3 – Base de imagens .....	65

<b>Capítulo 5 – Técnicas Implementadas e parametrizadas para composição do esquema CAD. ....</b>	<b>69</b>
5.1 – Introdução .....	69
5.2 – Seleção de Regiões de Interesse.....	70
5.3 – Parametrização dos sistemas de detecção .....	82
5.3.1 – Parametrização do sistema de detecção de nódulos.....	82
5.3.2 – Parametrização do sistema para detecção de microcalcificações .....	86
5.3.2.1 - Extração de características de imagens .....	90
5.3.2.1.1 - Análise do histograma da imagem.....	90
5.3.2.1.2 – Terceiro Momento .....	91
5.3.2.1.3 – Desvio Padrão da imagem.....	92
5.3.2.2 – Automatização da parametrização do Sistema de detecção de microcalcificações .....	93
5.4 – Técnica para Redução de Falsos Positivos para achados nodulares. ....	102
5.5 - Redução de Falsos Positivos para microcalcificações.....	108
<b>Capítulo 6 – Resultados .....</b>	<b>109</b>
6.1 - Resultados da automatização do sistema de detecção de nódulos.....	109
6.2 - Resultados da automatização do sistema de detecção de microcalcificações. ....	111
6.2.1 – Avaliação geral para a automatização paramétrica do esquema de detecção de microcalcificações.....	117
6.3 - Resultados utilizando imagens de mamografias completas.....	119
6.3.1 – Avaliação de imagens com nódulos .....	120
6.3.2 – Avaliação de imagens com microcalcificações .....	129
<b>Capítulo 7 – Discussões e Conclusões .....</b>	<b>137</b>
7.1 – Conclusões .....	143
7.2 – Sugestões para Trabalhos Futuros .....	144
<b>Anexo A - Tabelas para investigação do melhor desvio para técnicas do sistema de detecção de microcalcificações. ....</b>	<b>158</b>



# **CAPÍTULO 1 – Introdução**

---

## **1.1. Considerações Iniciais**

O câncer de mama é o tipo de câncer mais temido pelas mulheres, devido à sua alta frequência e, sobretudo pelos seus efeitos psicológicos, que afetam a percepção de sexualidade e a própria imagem pessoal. É relativamente raro antes dos 35 anos de idade, mas acima desta faixa etária sua incidência cresce rápida e progressivamente.

Nos países ocidentais este tipo de câncer representa uma das principais causas de morte em mulheres. As estatísticas indicam o aumento de sua frequência tanto nos países desenvolvidos quanto nos países em desenvolvimento. Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), nas décadas de 60 e 70 registrou-se um aumento de 10 vezes em suas taxas de incidência na base populacional de diversos continentes. Tem-se documentado também o aumento no risco de mulheres migrantes de áreas de baixo risco para áreas de alto risco. Nos Estados Unidos, a Sociedade Americana de Cancerologia indica que uma em cada 10 mulheres possui alta probabilidade de desenvolver câncer de mama (INCA, 2007).

No Brasil, pesquisas do Instituto Nacional do Câncer (INCA) indicam que a taxa de mortalidade devido a este tipo de câncer vem crescendo nos últimos anos conforme Figura 1.1, principalmente na faixa etária entre 40 e os 60 anos de idade. Dos 407.050 novos casos de câncer estimados em 2006, o câncer de

mama é o primeiro mais incidente entre a população feminina, sendo responsável por 49.000 novos.

Em muitos países são desenvolvidos programas de *screening* – rastreamento periódico, realizado principalmente em mulheres que fazem parte de grupos de risco – com a finalidade de aumentar a chance de detecção precoce da doença e, assim, diminuir a taxa de mortalidade. Os resultados desses programas têm mostrado que, quando detectado precocemente, a chance de cura do câncer aumenta em até 40% (Dengler *et al.*,1993). Ainda segundo o INCA, cerca de 80% dos tumores de mama são descobertos pela própria mulher, palpando suas mamas incidentalmente. Quando isto ocorre, eles já se apresentam em um estágio avançado, o que dificulta o tratamento. O que se pretende é a descoberta desses tumores quando ainda estão pequenos (de 1 a 3 cm), de maneira que a doença seja tratada em fase inicial. Os recursos terapêuticos são, então, mais eficazes, permitindo tratamentos menos mutiladores e com maiores probabilidades de controle.

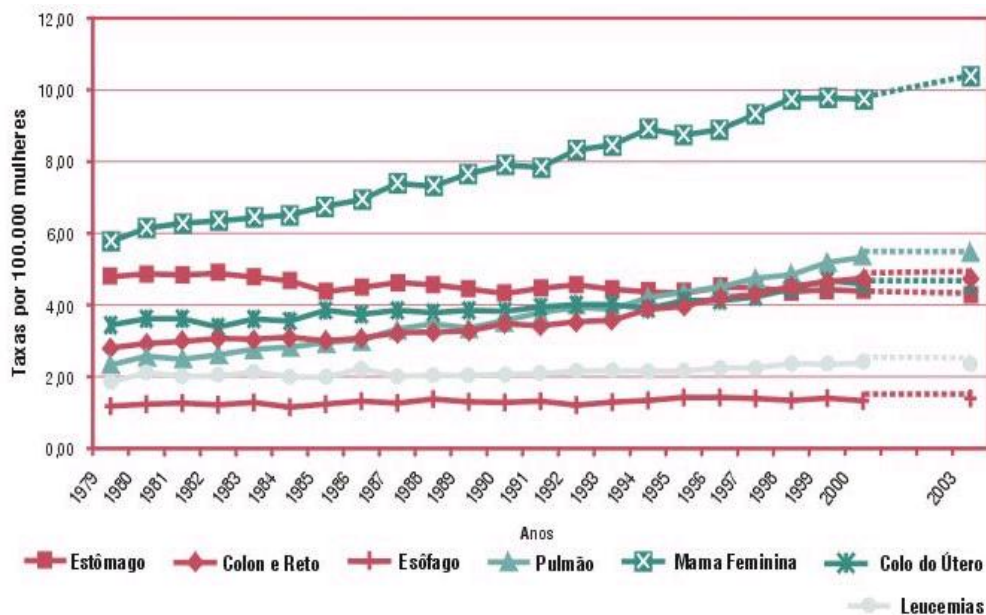


Figura 1.1 - Taxas brutas de mortalidade de mulheres por tipo de cânceres (Fonte: INCA, 2004).

São três os procedimentos básicos no rastreamento e no diagnóstico do câncer de mama:

- Auto-exame das mamas;
- Exame clínico das mamas;
- Mamografia.

## 1.2. Motivação

Esquemas de diagnóstico auxiliado por computador, ou simplesmente esquemas CAD (do inglês “Computer-aided diagnosis”) têm sido desenvolvidos por vários grupos de pesquisas, visando auxiliar na detecção precoce do câncer de mama, pois é sabido que a descoberta da doença na fase inicial favorece a sua cura. A maioria dos trabalhos nessa área é desenvolvida tendo as imagens geradas através de mamografia por raios X como fonte de dados. Devido a deficiências inerentes ao processo de obtenção da imagem através desta técnica, nem sempre o especialista consegue detectar sinais precoces da doença apenas através da inspeção visual sobre o mamograma. Giger (2000) afirma que de 10% a 30% de mulheres que tiveram câncer de mama e foram submetidas à mamografia tiveram mamogramas negativos, ou seja, o radiologista interpretou o exame como normal. Nesse sentido, os esquemas CAD podem ser úteis, pois, através da aplicação de técnicas de processamento de imagens, tentam emitir uma segunda opinião ao radiologista, chamando a atenção para áreas suspeitas da imagem.

O Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas (LAPIMO) vem desenvolvendo técnicas computacionais de processamento de imagens médicas com o objetivo de segmentar estruturas que possam indicar precocemente o câncer de mama. Nestes exames, a presença de microcalcificações agrupadas e nódulos são fortes indicadores da existência de câncer em formação. Neste sentido foram desenvolvidas técnicas computacionais que visam segmentar tais estruturas (Góes *et al.*, 2002; Nunes *et al.*, 2002; Santos, 2002). Todavia o bom funcionamento destes algoritmos depende de uma série de parâmetros a serem configurados, além do que, as

técnicas desenvolvidas atuam somente em regiões de interesse, o que se torna uma deficiência, uma vez que o ideal seria trabalhar com o mamograma inteiro.

Desta forma, este trabalho tem por objetivo desenvolver um conjunto de procedimentos de avaliação das características da imagem mamográfica digitalizada, que permitam, de um lado, obter uma nova técnica para redução dos índices de falso-positivo em esquemas CAD voltados à mamografia e projetar de forma automática os valores de diversos parâmetros envolvidos nas técnicas de processamento que são aplicadas às imagens visando a sua classificação. Esses parâmetros, aliás, tanto nos procedimentos já desenvolvidos em nosso grupo como em diversos outros em todo o mundo, necessitam ser redefinidos para cada tipo de imagem a ser processada, para cada técnica aplicada, e em função também dos objetivos do processamento. Propõe-se então com base, baseando-se no reconhecimento prévio das características da imagem digitalizada, um procedimento automático para definir os valores de cada parâmetro das técnicas pelas quais a imagem deve passar, desde pré-processamento para realce de contraste e qualidade, até a segmentação e detecção e classificação das estruturas de interesse.

Como consequência, o trabalho tem em vista a aplicação dos recursos em processar o mamograma inteiro, o que acaba inevitavelmente levando a um aumento das taxas de resultados falsos-positivos, degradando a performance do esquema. Com base nesse efeito, surgiu a necessidade de propor um método novo que possibilitasse reduzir ao máximo os índices de falso-positivo a fim de compor um esquema CAD completo e versátil em mamografia, tanto em termos de tipos de imagens a serem trabalhadas, estruturas procuradas, como também, a resposta final, para obter uma redução dos índices de biópsias desnecessários.

Particularmente, os índices de falso positivo são mais críticos, embora menos problemáticos que os de falso-negativo (a taxa desse último deve sempre tender a zero em qualquer esquema de boa performance, pois, todo processo de diagnóstico voltado a uma detecção de possível existência de câncer de mama privilegia evidentemente a certeza de tal modo que, em caso de dúvida, segue-se o caminho dos exames complementares ou da biópsia para confirmar efetivamente se há mesmo um carcinoma). Para uma imagem inteira, esse índice de detecções falsas tende a ser maior, pois há um aumento

muito grande de regiões similares a serem avaliadas, mas cuja maioria não corresponde a áreas suspeitas do ponto de vista médico.

Parte deste trabalho procura suprir a necessidade de reduzir os índices de detecções falsas que serão registradas pelas diversas técnicas ao atuarem sobre o mamograma completo. Para tanto, descreve-se um novo método desenvolvido que permite, atuando como técnica de pós-processamento, eliminar ao máximo esse tipo de detecção errada, a fim de manter os índices de falso-positivo dentro de parâmetros normalmente aceitos como bons pela literatura. Tal método, porém, deve ser alimentado pelas informações resultantes da etapa anterior, já que as variações de performance das técnicas de processamento afetam as aplicações a serem implementadas.

A base de imagens que serve de referência ao desenvolvimento do trabalho tem uma porcentagem significativa de casos envolvendo mamas densas, cujas características constituem um desafio para os esquemas CAD, dada a pobre relação de contraste entre o tecido normal e o lesado. A tendência de aumentar, nesse caso, a probabilidade de resultados falsos-positivos na avaliação tanto clínica como automática cresce significativamente. Primeiro, porque os médicos tendem a submeter a paciente nesses casos a um outro exame complementar (normalmente, ultra-som), que não são capazes de detectar estruturas pequenas ou lesões em estágio muito inicial (ideal para que as chances de cura cheguem próximas a 100%). Segundo, porque os esquemas automáticos, dependendo do nível de sensibilidade estabelecido, poderão apresentar quantidade grande de falsas detecções, o que poderia denegrir sua função de “segunda opinião” ao radiologista, sugerindo, então, o encaminhamento à biópsia ou outro exame uma quantidade ainda maior de pacientes. Desse modo, tendo em vista a finalidade mais importante desse tipo de esquema automático, é fundamental que ele seja capaz de retornar como resposta a partir da imagem original de entrada informações que ajudem o médico, por exemplo, a selecionar casos em que um outro tipo de exame (ou talvez até mesmo uma biópsia) seja necessário e casos em que a mulher necessite apenas de um acompanhamento rotineiro sem outra providência a tomar.



A inovação do trabalho, assim, espera se inserida não apenas na automatização das etapas de pré-processamento e segmentação, através da avaliação automática das características da imagem, mas também na integração desses procedimentos com a imagem mamográfica inteira e sua avaliação no pós-processamento com o procedimento de eliminação/redução das taxas de falsos-positivos.

### **1.3. Disposição do Trabalho**

Este trabalho está disposto em 7 capítulos, incluindo esta Introdução, e os assuntos estão abordados da seguinte forma:

No capítulo 2 é apresentada a importância da mamografia para a detecção do câncer de mama, a estrutura da mama, sua classificação de acordo com a densidade, o aparelho mamográfico juntamente com o exame mamográfico. O que procurar na mamografia e a mamografia digital.

No capítulo 3 é realizada uma descrição sobre o realce de imagens, métodos utilizados na tese para a execução das técnicas implementadas.

No capítulo 4 é apresentado um resumo sobre a representação de imagem digital e exemplos de sistemas CAD.

No capítulo 5 são apresentadas as técnicas implementadas e parametrizadas para composição do sistema CAD.

No capítulo 6 são apresentados os resultados obtidos com as técnicas implementadas e parametrizadas.

No capítulo 7 são apresentadas as conclusões e discussões sobre os resultados obtidos.

## **CAPÍTULO 2 – Mamografia**

---

### **2.1 – A importância da mamografia**

A mamografia constitui uma forma particular de radiografia, trabalhando com níveis de tensões em intervalos específicos, destinando-se a registrar imagens das mamas a fim de diagnosticar a eventual presença de estruturas indicativas de doenças, sobretudo de câncer.

De acordo com Vieira *et al.* (2001), a mamografia de alta resolução oferece uma sensibilidade média (possibilidade de visibilização de estruturas de interesse) de 91 a 96%, variando essas taxas em função da idade, do tipo de mama e do tamanho da lesão. Há uma taxa de falsos-negativos de 4 a 9%. 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, 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 falsos-negativos. As limitações técnicas podem ser minimizadas com incidências especiais e com a associação à ultra-sonografia, para reduzir a taxa de falsos-negativos.

Dadas suas características, a mamografia por raios X é, ainda hoje, a técnica mais indicada e mais empregada no diagnóstico precoce do câncer de mama (Dhawan *et al.* (1986), Dhawan & Royer (1988), Davies & Dance (1990), Dengler *et al.* (1993), Chan *et al.* (1994) e Giger (2000)). Nos Estados Unidos, organizações como o *American Cancer 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, sejam submetidas a um exame mamográfico anual. 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 de 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 risco e o custo-benefício de cada caso.

## 2.2 - A estrutura da mama

Para abordar a formação da imagem mamográfica é interessante entender, de antemão, a composição da mama. Na Figura 2.1 é possível visualizar um diagrama esquemático de uma mama (INCA, 2007), no qual se destacam as seguintes estruturas:

- **Ácino**: menor parte da glândula e responsável pela produção do leite durante a lactação;
- **Lóbulo mamário**: conjunto de ácinos;

- **Lobo mamário:** conjunto de lóbulos mamários que se liga à papila através de um ducto;
- **Ductos mamários:** em número de 15 a 20 canais, conduzem a secreção (leite) até a papila;
- **Tecido glandular:** conjunto de lobos e ductos;
- **Papila:** protuberância elástica onde desembocam os ductos mamários;
- **Aréola:** estrutura central da mama onde se projeta a papila;
- **Tecido adiposo:** todo o restante da mama é preenchido por tecido adiposo ou gorduroso, cuja quantidade varia com as características físicas, estado nutricional e idade da mulher.

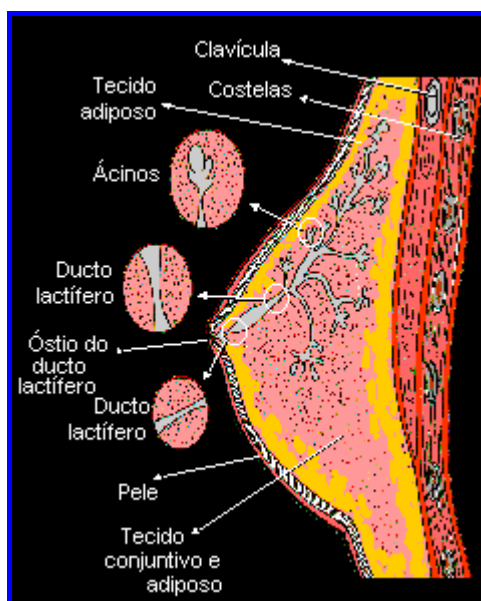
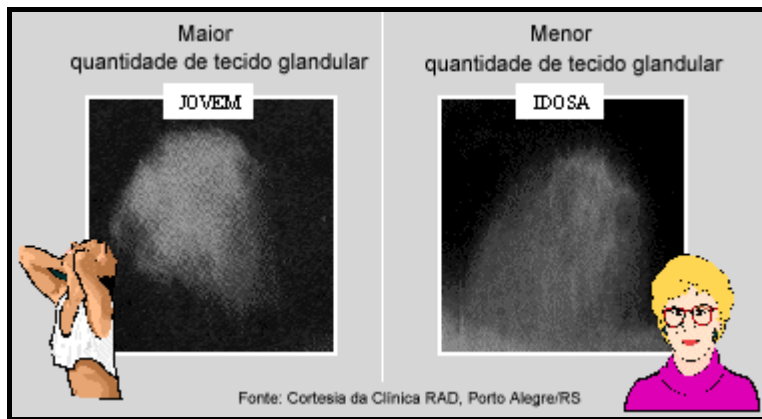


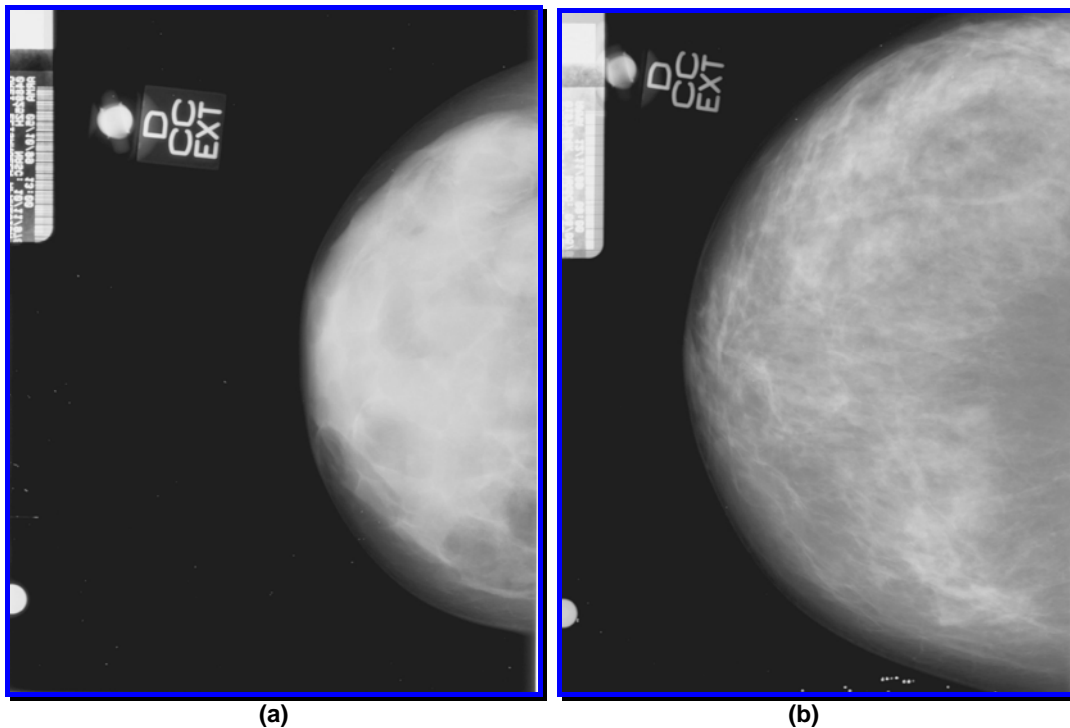
Figura 2.1 - Diagrama representando a estrutura da mama (INCA, 2004).

De acordo com o INCA (2004), as mulheres mais jovens apresentam mamas com maior quantidade de tecido glandular, o que torna esses órgãos mais densos e firmes. Ao se aproximar da menopausa, o tecido mamário vai se atrofiando e sendo substituído progressivamente por tecido gorduroso, até se constituir, quase que exclusivamente, de gordura e resquícios de tecido glandular na fase pós-menopausa. Essas mudanças de características

promovem uma nítida diferença entre as densidades radiológicas das mamas da mulher jovem e da mulher na pós-menopausa, como ilustrado na Figura 2.2. Na Figura 2.3 são apresentados dois mamogramas reais, de mulheres com idades distantes, a fim de que possa ser verificada a afirmação acima a respeito do relacionamento da densidade mamográfica com a idade da mulher.



**Figura 2.2 - Diferença radiológica entre a mama de uma mulher jovem e de uma mulher idosa (INCA, 2004).**



**Figura 2.3 – Imagens de mamogramas reais com diferentes densidades. (a) mamograma de uma mama considerada densa – mulher com 21 anos de idade; (b) mamograma de uma mama considerada não densa – mulher com 67 anos de idade.**

## 2.3 – Classificação da mama de acordo com a sua densidade

A densidade da mama é um fator decisivo na qualidade da imagem radiológica e, conseqüentemente, na exatidão do diagnóstico. Assim como acontece com outros conceitos usados em mamografia, não há um consenso sobre qual método usar quando a finalidade é classificar padrões mamográficos de parênquimas associados com o risco do câncer de mama, conforme afirmam Gram *et al.* (1997). Uma das mais citadas na literatura é a classificação de Wolfe (1976), que foi o primeiro pesquisador a descrever um esquema de classificação para densidade parenquimal, conforme afirmam Jackson *et al.* (1993). De acordo com Wolfe, há quatro categorias de densidade:

- **N1** – mama composta principalmente de gordura, com pequenas quantidades de displasia – apresentam baixo risco de ocorrência de câncer;
- **P1** – mama cujos dutos proeminentes ocupam um quarto ou menos do seu volume – apresentam risco intermediário de ocorrência de câncer;
- **P2** – dutos proeminentes ocupam mais que um quarto do volume da mama – apresentam risco intermediário de ocorrência de câncer;
- **DY** – mamas que têm alta displasia mamária – apresentam alto risco de ocorrência de câncer.

De acordo com Jackson *et al.* (1993), o Colégio Americano de Radiologia apresenta uma classificação mais recente de densidade mamária, na qual a quantidade de densidade está correlacionada com o potencial de sensibilidade da mamografia. Nesta classificação, uma mama pode ser enquadrada em uma das seguintes classes, de acordo com sua densidade:

- quase inteiramente gordurosa;
- elementos fibroglandulares espalhados que podem obscurecer uma lesão;

- heterogeneamente densa, podendo diminuir a sensibilidade da mamografia;
- extremamente densa, com baixa sensibilidade mamográfica.

A classificação Tábar, apresentada por Gram *et al.* (1997), sugere um esquema classificatório com base em correlações anatômicas-mamográficas, dividindo os mamogramas em 5 categorias:

- **Categoria I** – possui três características principais: contornos enrugados e ligamentos de Cooper, unidades lobulares ductais terminais espalhadas, áreas transparentes de forma oval correspondente à formação de gorduras;
- **Categoria II** – representam formações completas de gordura;
- **Categoria III** – combinação de padrão ductal proeminente retro-areolar devido elastose peridutal e interiorização de gordura;
- **Categoria IV** – demonstra densidades lineares e nodulares extensivas ao longo da mama;
- **Categoria V** – consiste em fibroses sem estruturas, homogêneas, parecidas com vidro, com contorno convexo.

## 2.4 – O aparelho mamográfico

Nos últimos 25 anos, os equipamentos mamográficos e os sistemas de registro écran-filme sofreram grandes avanços. Antigamente as imagens mamográficas eram obtidas através de equipamentos originalmente projetados para aquisição de imagens de outros órgãos, como o pulmão. Com o passar do tempo, acessórios foram acrescentados ou modificados a fim de que os aparelhos se tornassem adequados para registrar a imagem da mama. Além dos dispositivos comuns aos aparelhos convencionais de radiografia, o mamógrafo possui um compartimento de compressão, composto por duas placas de plástico, cuja finalidade é homogeneizar ao máximo a densidade a ser radiografada, além de garantir a imobilidade da paciente durante o exame.

Na Figura 2.4 são apresentados um diagrama esquemático de um aparelho mamográfico e a ilustração de um mamógrafo real, em que se destaca o compartimento de compressão.

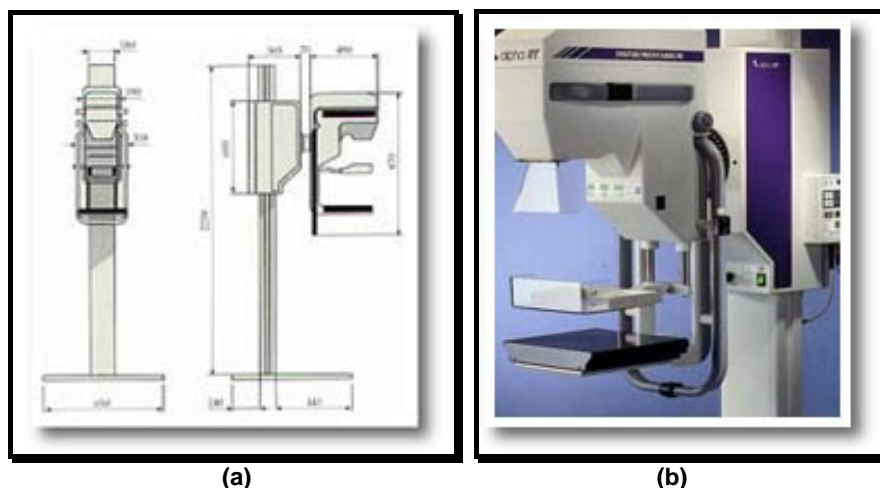


Figura 2.4 – Diagrama esquemático (a) e ilustração real (b) de um aparelho mamográfico (Fonte: <http://www.uspar.com.br>).

## 2.5 – O exame mamográfico

Geralmente o exame mamográfico inclui quatro aquisições de imagem, que fornecem duas incidências de cada mama: uma lateral ou oblíqua e uma crânio-caudal. A incidência médio-lateral-oblíqua é a mais eficaz, pois mostra uma quantidade maior de tecido mamário e inclui estruturas mais profundas do quadrante superior externo e do prolongamento axilar, enquanto que a crânio-caudal tem como objetivo incluir todo o material póstero-medial, complementando a médio-lateral-oblíqua (MITCHELL, 1988). Na Figura 2.5 é apresentado um esquema do aparelho mamográfico durante a realização de um exame e na Figura 2.6 é possível observar o posicionamento de uma paciente para a realização das duas principais incidências utilizadas na mamografia. Na Figura 2.7 é apresentado exemplos de imagens mamográficas resultantes do exame.



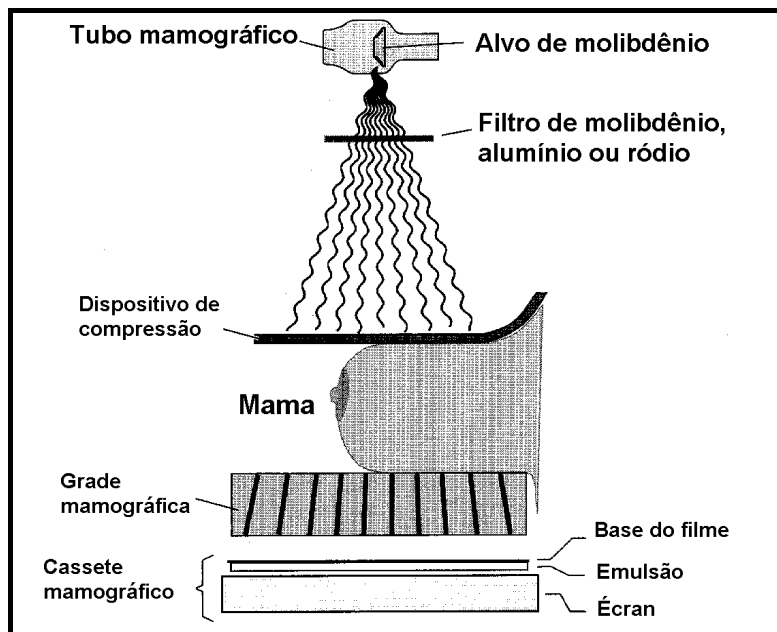


Figura 2.5 – Esquema de um aparelho mamográfico durante a realização de um exame (Wolbarst, 1993).

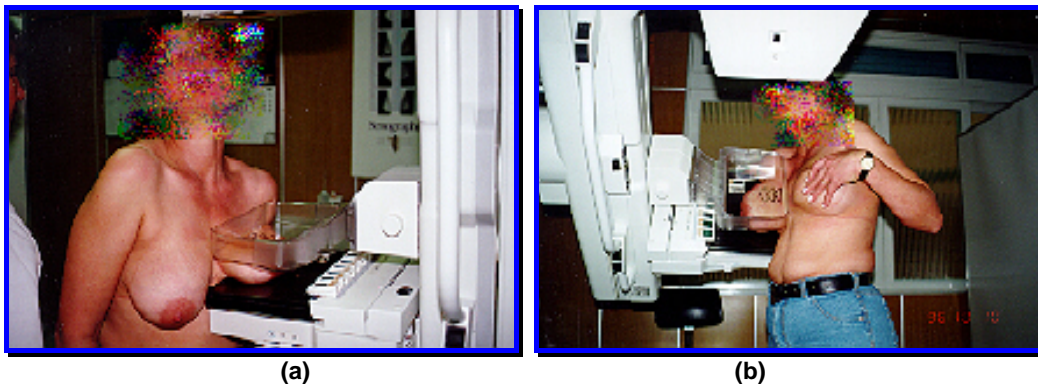
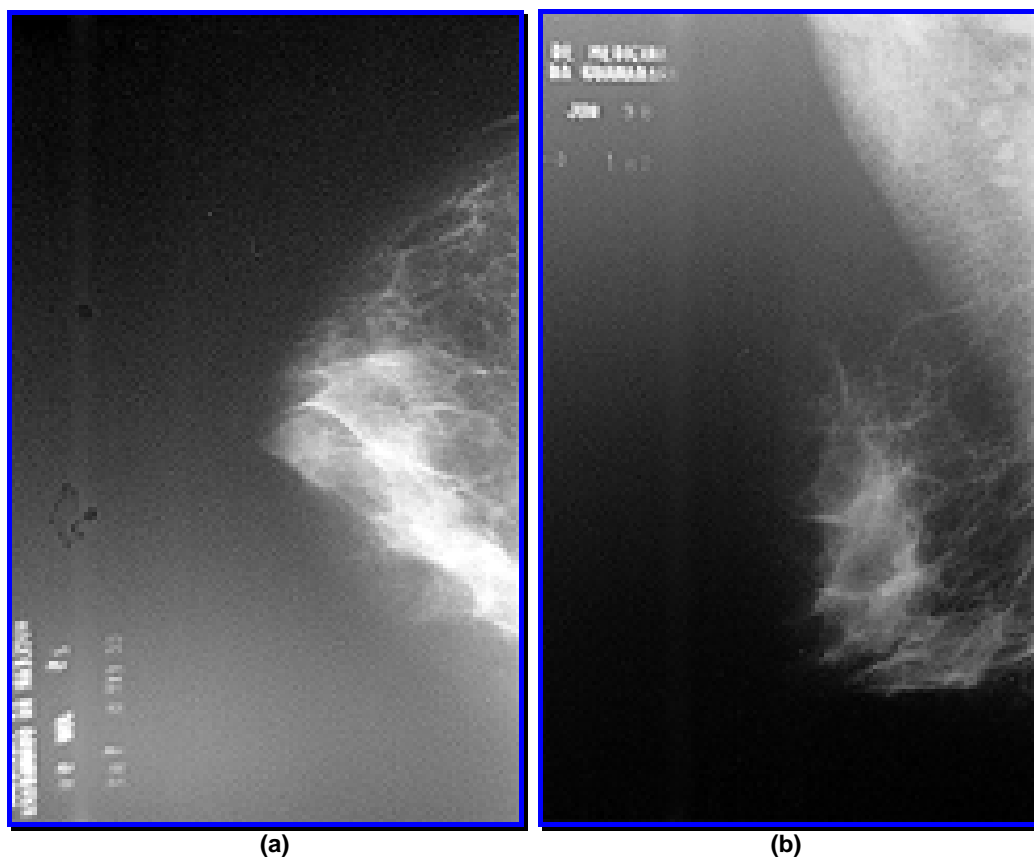


Figura 2.6 – Ilustração de um exame mamográfico: (a) posição crânio-caudal; (b) posição médio-lateral-oblíqua (Fonte: <http://www.ghc.com.br>).



**Figura 2.7 – Exemplo de imagens mamográficas nas incidências mais comuns: (a) crânio-caudal; (b) médio-lateral-oblíqua**  
(Fonte: <http://www.hps.com.br/medicinanuclear/mamoalta.htm>).

O feixe de raios X é disparado e a imagem é registrada em filme. Após a revelação do filme, um radiologista interpreta o mamograma a fim de determinar se nele existe alguma área suspeita. Caso haja necessidade, uma nova mamografia pode ser solicitada com enfoque maior na região de interesse ou utilizando-se novas projeções e, caso o médico julgue necessário, uma biópsia é solicitada. No entanto, a título de prevenção, muitas pacientes acabam submetendo-se a biópsias desnecessárias. Estatísticas indicam que, para obter-se uma segurança no diagnóstico, para cada câncer removido, de 5 a 10 mulheres são submetidas a biópsias. A diminuição das biópsias desnecessárias vem a ser um dos objetivos dos esquemas computadorizados de detecção precoce do câncer de mama, conforme afirmam Chan *et al.* (1987).

## 2.6 – O que procurar na mamografia

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

### 2.6.1 – Opacidade circunscrita

O limite da normalidade no tecido mamário é difícil de ser definido devido às modificações dinâmicas verificadas nas mamas ao longo da vida das mulheres. Diante disso, surgiu o conceito de alterações funcionais benignas da mama, antigamente denominadas doença fibrocística ou displasia mamária (Kopans, 2000). Embora tais termos antigos ainda sejam utilizados pelos médicos, é importante entender que eles são sinônimos.

Estes termos, clinicamente, têm sido aplicados a uma condição na qual existem alterações na palpação, associadas ou não à dor, e sensibilidade aumentada, principalmente no período pré-menstrual. A maioria das mulheres apresenta mamas irregulares à palpação, sendo que estas irregularidades podem ser confundidas com tumores (INCA, 2004) (Figura 2.8).

Algumas dessas irregularidades são:

- *cistos mamários*: são tumores de conteúdo líquido, facilmente palpados, de consistência amolecida e podem atingir grandes volumes. Existem cistos pequenos, chamados microcistos, que não são palpáveis e que são detectados pela ultra-sonografia. Quase sempre são múltiplos, não representam problema clínico e não precisam receber qualquer atenção específica.

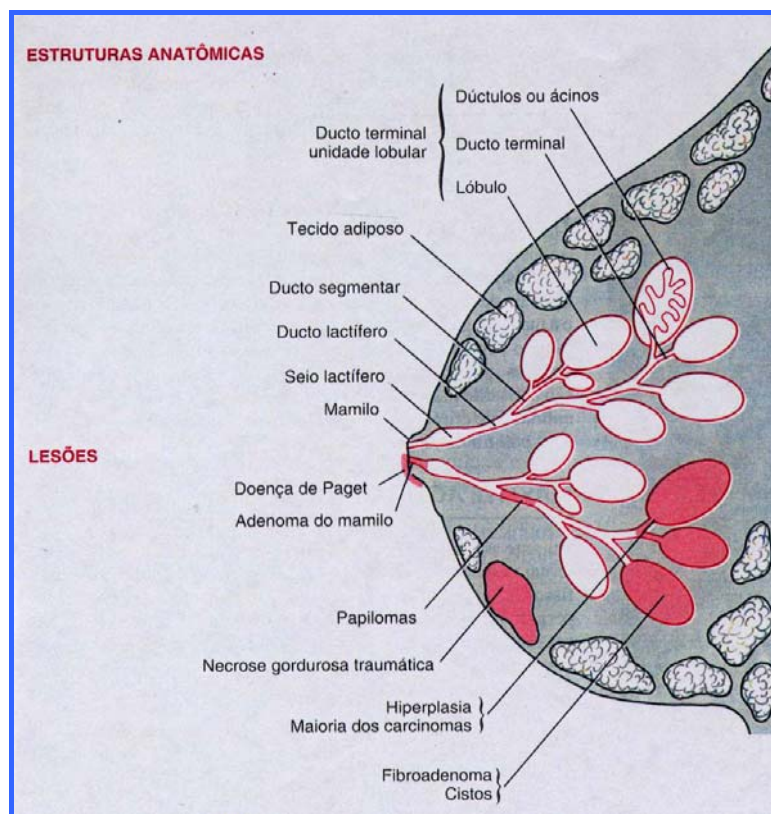


Figura 2.8 – Diagrama esquemático das lesões da mama.

- *fibroadenoma*: apresenta-se como um nódulo duro e elástico, sólido, não doloroso, móvel à palpação, de limites precisos e mede de 1 a 3 cm. Surge principalmente na mulher jovem, entre 15 a 30 anos. Trata-se de uma lesão sem potencial de malignidade. Certos tipos de cânceres, chamados tumores circunscritos, podem simular um fibroadenoma sendo, portanto, prudente que os fibroadenomas sejam submetidos à confirmação histopatológica.
- *processos inflamatórios*: as mamas podem ser sede de infecções ocasionadas por germes que habitam a superfície da pele, as quais são mais freqüentes no período da amamentação e desencadeadas pela penetração de tais germes através das aréolas ou papilas. As mastites caracterizam-se pelo aumento do volume da mama, pela presença de vermelhidão da pele, calor local e edema, acompanhados de pus e dor local.

- *densidades assimétricas*: as densidades assimétricas podem ser confundidas com nódulos, já que apresentam características semelhantes. Podem ser causadas por cicatrizes pós-operatórias ou inflamações.

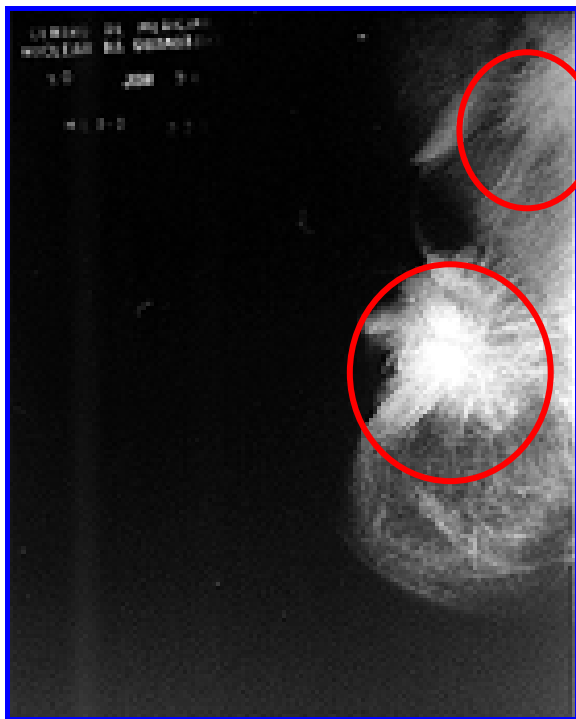
O carcinoma mamário possui diversas faces, devido à variedade de sinais com que se pode apresentar, divididos em diretos ou indiretos.

Sinais Diretos:

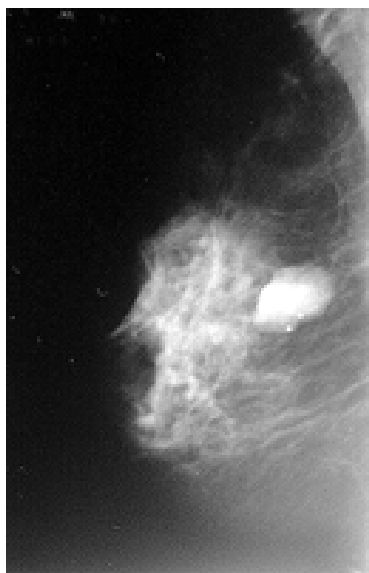
- *opacidade circunscrita*: corresponde ao nódulo, sendo o achado mamográfico encontrado em 39% dos casos de câncer não palpáveis. Os nódulos devem ser analisados de acordo com o tamanho, densidade e contorno.
- *contorno espiculado ou estrelado*: nódulo de alta densidade com bordas espiculadas, diagnosticado como carcinoma como ilustrado na Figura 2.9.
- *contorno lobulado*: o aspecto lobulado representa um crescimento tumoral e essa característica indica uma suspeição de malignidade, sobretudo se parte do contorno é atenuada ou mal definida.
- *contorno bem definido*: os tumores do tipo medular, colóide e mucinoso podem apresentar contorno bem definido, uma característica de benignidade como demonstrado na Figura 2.10. Para o diagnóstico com cistos, a complementação com ecografia (ultra-sonografia) é imprescindível, até mesmo para se afastar a possibilidade de carcinoma intracístico.

Os sinais indiretos são a dilatação monoductal, contração ou retração tecidual, vascularização aumentada regionalmente, padrão ductal proeminente setorial, espessamento da pele e outros (INCA, 2004). Todos esses sinais, quando percebidos, pedem uma maior atenção na área envolvida:

- *densidade*: os carcinomas têm densidade média ou elevada. Raramente apresentam densidade baixa.
- *tamanho*: avalia-se que os nódulos mamários tornam-se palpáveis a partir de 1 cm de diâmetro.



**Figura 2.9 – Mamograma com duas lesões nodulares de bordas espiculadas. A maior na região retro-areolar e a menor localizada junto ao prolongamento axilar (Fonte: <http://www.hps.com.br/medicinanuclear/mamoalta.htm>).**



**Figura 2.10 - Nódulo de contorno lobulado e limites bem definidos, com calcificações grosseiras no seu interior (Fibroadenoma).**

## 2.6.2 – Microcalcificações

Uma das estruturas encontradas na mama são as calcificações. Segundo Nappi *et al.* (1999), as calcificações são pequenos depósitos de cálcio, difíceis de serem visualizadas em imagens mamográficas pelo fato do tamanho. Mais de 20% das calcificações de mama são produzidas por lesões de doenças malignas. Por meio de uma avaliação cuidadosa dos formatos, texturas e distribuições dessas calcificações, torna-se fácil identificar a sua procedência. As microcalcificações são artefatos de grande valor para a identificação precoce do câncer de mama (Mitchell, 1988). Por definição, as microcalcificações são partículas opacas menores que 0,5 mm. Quando suspeitas de malignidade devem estar em grande número (mais de 5 por centímetro cúbico), exibir variedade de forma (pontos, linhas, ramificações) e variação de densidade no interior da partícula ou entre as partículas.

A ausência de padronização de conceitos é uma das dificuldades a ser superada na área. As definições a respeito de calcificações, microcalcificações e outros termos utilizados pelos especialistas apresentam grande variação na literatura. O interesse pelas microcalcificações é justificado pelo fato de que essas estruturas associadas aos tumores mamários revelam-se cada vez mais como fatores determinantes no diagnóstico, conforme as pesquisas desenvolvidas por Le Gal *et al.* (1984), que relacionam o formato das microcalcificações com a malignidade dos tumores.

O tamanho das microcalcificações pode variar dentro de um determinado intervalo, como mostram os trabalhos de Egan *et al.* (1980) e Sickles (1982). Após pesquisarem 42.888 estudos clínicos e radiográficos, concluíram que as calcificações apresentavam tamanho que variavam de 2 a 3mm. Sickles (1982) fez um estudo da detectabilidade de microcalcificações utilizando diversas técnicas de formação de imagens. As microcalcificações, nesse estudo, foram simuladas e seus tamanhos variavam de 0,15 a 0,55 mm. Sickles (1982) em um trabalho posterior definiu as calcificações como sendo as menores estruturas identificadas em um mamograma, sendo vistas em cânceres de mama como aglomerações de minúsculas partículas (inferiores a 0,5 mm), apresentando formas lineares, curvilineares ou ramificações.

As microcalcificações agrupadas em *clusters* constituem um indício importante para a investigação do câncer de mama, pois, de acordo com Le Gal *et al.* (1984), quando se observam mais que 10 estruturas na mesma região, a probabilidade de se tratar de um carcinoma é maior que 60%. Lanyi *et al.* (1986) afirmam que os agrupamentos de microcalcificações são freqüentemente o primeiro sinal do câncer de mama visível em mamogramas.

A definição da quantidade mínima de microcalcificações que definem um *cluster* e do tamanho da área consultada para tal definição também apresenta alguma variação na literatura. Egan *et al.* (1980) definiu um *cluster* com três ou mais calcificações em uma área máxima de 0,5 cm<sup>2</sup>. Sickles (1982) afirmou que muitos radiologistas suspeitam da malignidade quando encontram um grupo de calcificações dentro de 1 cm<sup>3</sup> de volume comprimido com, no mínimo, 5 partículas menores que 0,5 mm. Salientou ainda que, para outros especialistas, três ou quatro pequenas calcificações são consideradas significativas. Fam *et al.* (1988) utilizou a definição de três ou mais calcificações em uma área de 1 cm<sup>2</sup> em um esquema automatizado que desenvolveu. Nishikawa (1993) utilizou a definição de *cluster* como três ou mais sinais dentro de uma área de 3,2 mm<sup>2</sup>.

A qualidade da imagem é um fator crítico importantíssimo nos diagnósticos de diferenciações de microcalcificações mamárias. O diagnóstico correto não depende apenas da percepção destas pequenas partículas de cálcio, mas também de interpretações. Portanto, somente por uma análise minuciosa dos formatos individuais de cada calcificação e seus *clusters* é possível diferenciar casos malignos ou suspeitos, ou ainda benignos.

Segundo Lanyi (1986), a patogênese das microcalcificações intramamárias não é uniforme. Ela pode estar associada com inflamações, degeneração e processo de metabolismo tóxico; ou ela pode resultar de feridas (lesões) inclusive mecânicas. As calcificações de doenças tipicamente malignas geralmente são múltiplas e são uniformemente distribuídas no tecido. Elas são granulares e têm uma intensidade relativamente baixa e formam-se dentro de dutos lactares dilatados que contêm resíduos celulares.



Por outro lado, estudos mostram que depósitos de cálcio em carcinoma de mama não ocorrem apenas entre as células de câncer, mas também dentro de tumores de células e em estromas vizinhos.

Algumas características radiográficas que levam a suspeita de malignidade:

- microcalcificações de 0,1 a 0,3 mm de diâmetro;
- pouca intensidade;
- formatos irregulares e densidades não uniformes;
- agrupamentos ovais de 2 a 5 mm de diâmetro.

Segundo Mitchell (1988), a mamografia é considerada o exame mais eficaz de rastreamento do câncer de mama com a busca por estruturas que possam indicar a presença de anormalidades ou tumores. Dentre estes elementos podemos destacar as microcalcificações que, segundo vários autores (Shen *et al.*, 1993; Tao *et al.*, 1998; Canella, 1999; Nagel *et al.*, 1998; entre outros), freqüentemente estão associadas a tumores de mama. No entanto, devido ao tamanho reduzido destas estruturas (da ordem de 0,5 mm de diâmetro), sua visualização é muito difícil e exige grande experiência do examinador e mesmo assim, muitas vezes são passadas despercebidas, visto que o sistema de raios X pode apresentar várias limitações que prejudicam a nitidez da imagem, ruídos randômicos, variações nas características do filme e ponto focal com dimensões fora das especificações necessárias, entre outros (Shen *et al.*, 1993). Na Figura 2.11 são ilustrados alguns mamogramas com microcalcificações.

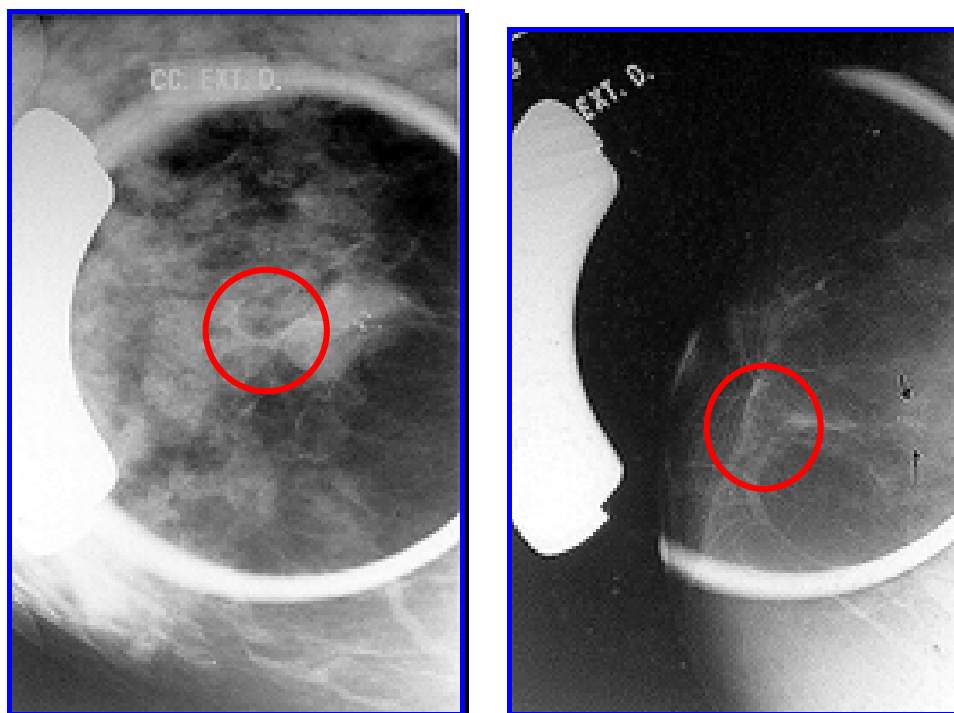


Figura 2.11 – Mamogramas magnificados com microcalcificações: (a) mamograma com microcalcificações pleomórficas (variam em forma e tamanho); (b) mamograma com agrupamento de microcalcificações de potencial indeterminado (Fonte: <http://www.hps.com.br/medicinanuclear/mamoalta.htm>).

### 2.6.3 – Densidade assimétrica focal ou difusa e neodensidade

São áreas densas e isoladas, sem correspondência na mama contralateral. A densidade assimétrica é detectada através da comparação entre a imagem das duas mamas e representa malignidade em 3% das lesões não palpáveis. Pode ser difusa, quando abrange um grande segmento da mama e focal, quando se encontra num pequeno setor da mama. A neodensidade, por ser um elemento novo, é detectada através da comparação cuidadosa com as mamografias anteriores, correspondendo ao câncer em 6% de todas as lesões não palpáveis. Na Figura 2.12 é exemplificado um desenho esquemático para apresentar esses achados.

Entre os sinais indiretos do câncer de mama, destaca: distorção parenquimatosa (consiste na desorganização de uma pequena área da mama, expressando-se radiologicamente como lesão espiculada), dilatação ductal

isolada (é a imagem de um único ducto dilatado), espessamento cutâneo (clássico sinal clínico de pele em "casca de laranja"), retração de pele e/ou complexo areolopapilar, aumento unilateral da vascularização e Linfonodopatia axilar. Todos esses sinais, quando percebidos, pedem uma maior atenção na área envolvida.



Figura 2.12 – Esquema da densidade assimétrica na projeção dos quadrantes inferiores da mama esquerda (Fonte: <http://www.hps.com.br/medicinanuclear/mamoalta.htm>).

## 2.7 – Mamas Densas

Os diversos padrões do parênquima mamário têm sido debatidos no contexto da estimativa dos riscos do câncer de mama, através de investigações da etiologia desse câncer, de estratégias de prevenção, bem como de estratégias de aquisição de imagens (Gram *et al.*, 1997). Um padrão de parênquima mamário denso, significa que ele é formado, predominantemente, por tecidos fibroglandulares, cuja absorção de raios X é pequena e, mamograficamente, produz uma imagem de contraste ainda menor e de aparência bastante clara.

O tecido denso é encontrado em uma alta porcentagem em mulheres com menos de 40 anos de idade e com uma frequência decrescente em

mulheres com mais de 50 anos de idade. O problema da mama mamograficamente densa é a inerente relação inversa entre a sensibilidade mamográfica de detectar carcinomas sem microcalcificações e o aumento da densidade mamária.

Os especialistas na prática clínica têm usado a seguinte estratégia para este tipo de padrão de parênquima mamário:

- A análise é um pouco mais complexa, há vários tipos de mama densa e para cada um tem-se uma estratégia diferenciada;
- Em mulheres assintomáticas com menos de 40 anos, sem risco aumentado, o rastreamento com mamografia não é recomendado por várias razões, entre elas, a baixa sensibilidade do exame causada pelo parênquima mamário denso; e baixa incidência de câncer de mama nesta faixa etária;
- O rastreamento em mulheres com 40 a 50 anos recomenda mamografias a cada 1 ou 2 anos. Mulheres acima de 50 anos devem ser submetidas a mamografias anualmente.

O rastreamento em mamas densas tem valor, pois é possível mesmo nas mamas muito densas detectar microcalcificações e tumores densos. Quando o nódulo não é calcificado ou ainda a sua densidade relativa é menor que o tecido circundante, a detecção torna-se bem mais difícil, e nestes casos o exame de palpação pode ser um grande aliado.

Em pacientes assintomáticas, métodos complementares como ecografia e ressonância não são indicados.

Se uma paciente assintomática se tornar sintomática por causa de um achado palpável ou mamográfico, é indicado procedimento complementar;

Mama densa em mulheres assintomáticas de alto risco: se o risco de desenvolvimento de um carcinoma aumentar por causa da história clínica, então é apropriado que se faça uma investigação individualizada;

Mama densa com achado: os achados palpáveis necessitam ser avaliados para verificação de sua importância clínica; somente 20% das massas palpáveis incisadas são malignas (Heywang-Köbrunner *et al.* 1999).

A densidade da mama é um fator decisivo na qualidade da imagem radiológica e, conseqüentemente, na exatidão do diagnóstico.

A dificuldade em analisar mamogramas de mamas densas, segundo Jackson *et al.* (1993) se deve a vários fatores físicos: as lesões mamárias têm propriedade de atenuação de raios X similares àquelas de tecidos glandulares e fibrosos, o que torna sua detecção mais difícil:

- A mama radiograficamente densa produz mais radiação espalhada, resultando em menor contraste na imagem;
- A mama radiograficamente densa tem mais tecidos não homogêneos e um grande intervalo de atenuações, tornando difícil expor, de forma ótima, todas as suas áreas.

O grau de densidade que uma mama apresenta também é um problema para ser determinado e é uma característica importante para os especialistas.

Uma das primeiras classificações de densidade de mama foi proposta do Wolfe *et al.* (1976) e consiste em 4 categorias: *N1* – mama composta predominantemente por tecido gorduroso; *P1* – mama composta principalmente por tecido gorduroso, com ductos proeminentes representando até 25% do parênquima mamário; *P2* – dutos proeminentes ocupam mais que um quarto do volume da mama e *DY* – que tem alta densidade; (Gram *et al.*,1997). Mais recentemente, a padronização BI-RAD<sup>SM</sup> tem classificado em:

- Padrão I - Nível de densidade menor que 25%;
- Padrão II - Nível de densidade entre 25% e 50%;
- Padrão III - Nível de densidade entre 50% e 75%;
- Padrão IV - Nível de densidade acima de 75%.

I. Gordurosa – lipo substituída; II. parcialmente lipo-substituída; III. densa heterogênea; e IV. densa.

De acordo com a literatura, cada um dos padrões de densidade tem um risco associado ao desenvolvimento do câncer de mama (Chan *et al.* 1999).

## 2.8 – Mamografia Digital

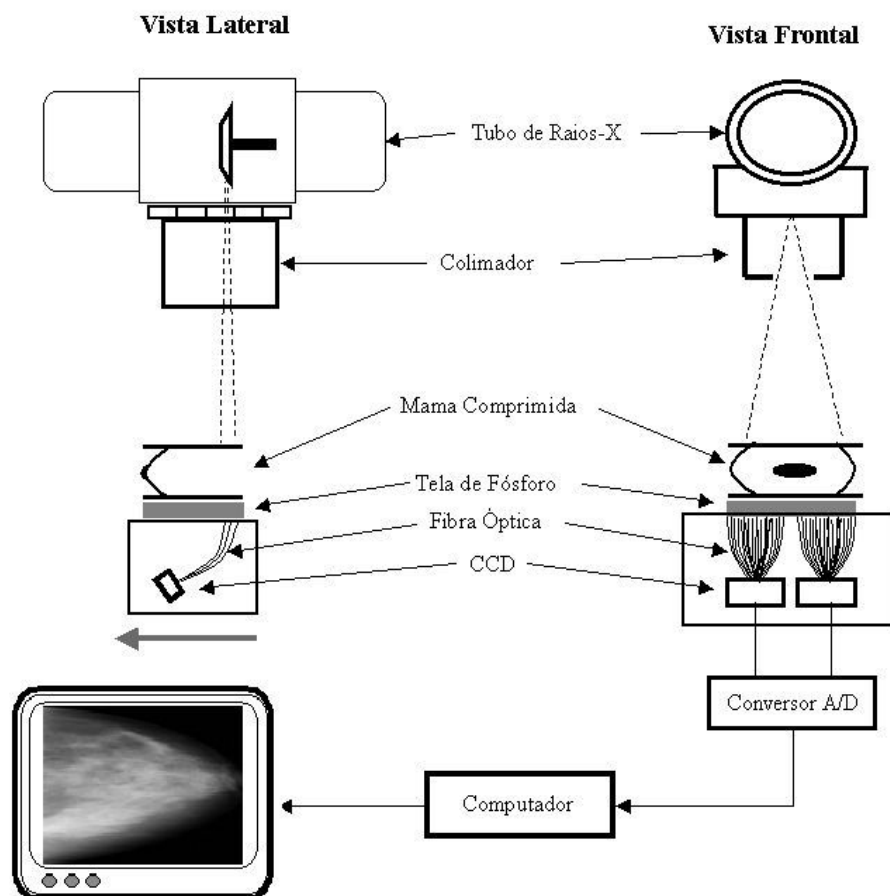
A mamografia convencional utiliza o filme radiográfico não só como detector dos raios X (ou fótons de luz quando utilizado um écran), mas também como meio de armazenamento e exibição da imagem mamográfica. Segundo Nishikawa *et al.* (1987), a detecção de pequenas estruturas em uma mamografia convencional estará sempre limitada pela resposta sensitométrica do sistema tela-filme, que pode apresentar uma região de latitude insuficiente para produzir um bom contraste na imagem. Dessa forma, variações nos níveis de exposição que atingem o sistema de registro não produzirão grandes variações nas densidades ópticas da imagem, ou por saturação (se atingida a região de patamar da curva sensitométrica) ou por sub-exposição (se atingida a região de base da curva), prejudicando o contraste e a qualidade da imagem mamográfica. Além disso, a magnitude do ruído provocado pela granularidade do filme é muito próxima ao ruído quântico dos raios X, o que prejudica a detecção de estruturas que apresentam pouco contraste aos raios X, caso de imagens de mama densa, por exemplo. Para altas frequências (pequenos objetos), o ruído do sistema tela filme acaba excedendo o ruído quântico dos raios X, dificultando também a detecção de microcalcificações (Maidment & Yaffe, 1994). Essas limitações dos sistemas analógicos de aquisição de imagem mamográfica podem ser minimizadas quando utilizado um aparelho de mamografia digital, onde o processo de aquisição, exibição e armazenamento da imagem são tratados independentemente.

Os mamógrafos digitais começaram a surgir no final da década de 80 (Nishikawa *et al.*, 1987). Apenas no ano 2000 foi aprovado o primeiro equipamento de mamografia digital, pelo departamento de saúde do FDA<sup>1</sup>. O mamógrafo digital consiste de um aparelho muito semelhante ao aparelho de mamografia convencional (tubo de raios X, dispositivo de compressão, colimadores, etc.), com exceção do sistema de registro, onde o filme e o écran

---

<sup>1</sup> Fonte: FDA (Food and Drug Administration – EUA).  
Disponível em: <<http://www.fda.gov>>. Acessado em: 20/05/2004.

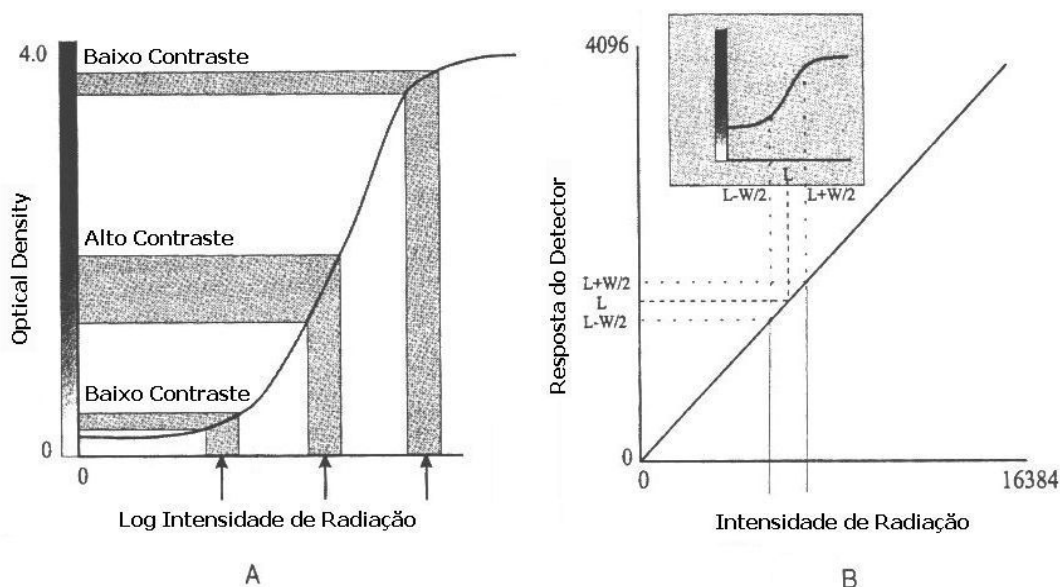
são substituídos por detectores semicondutores sensíveis aos raios X, conforme ilustrado na Figura 2.13. O processo de aquisição da imagem é feito diretamente pelos detectores, que convertem a radiação recebida em sinal elétrico, proporcional à intensidade de radiação detectada. Esse sinal é quantizado e convertido em sinal digital por um conversor analógico-digital (A/D), formando a imagem digital. A resolução espacial do mamógrafo digital é função do tamanho dos detectores, do espaçamento entre eles e da taxa de amostragem do conversor A/D. A resolução de contraste é função da sensibilidade dos sensores e do número de bits do conversor A/D. Basicamente, os mamógrafos digitais utilizam uma tela de fósforo para a detecção dos raios X acoplada a uma matriz CCD (*Charged Coupled Device*) através de fibras ópticas.



**Figura 2.13 – Esquema simplificado de um aparelho de mamografia digital.**

Na mamografia convencional, o sistema de aquisição da imagem possui limitações devido a sua resposta logarítmica à variação da intensidade da

radiação que o irradia. Além disso, existem faixas de exposição, correspondentes à base e ao patamar da curva característica, que promovem baixo contraste na imagem. Na mamografia digital, o sinal armazenado é proporcional à intensidade de radiação que atinge os detectores, para toda a faixa de intensidade (Figura 2.14). Portanto, a imagem digital reflete com muito mais precisão o contraste subjetivo presente nas estruturas internas da mama. Além disso, após a detecção e o processamento da imagem pelo computador, ela pode ser visualizada através de um monitor de alta resolução ou através da impressão da imagem digital em filme mamográfico especial (Hemminger *et al.*, 1999). Para isso, utiliza-se alguma tabela de associação (*lookup table*) para transformar as intensidades detectadas em densidades ópticas para o filme impresso, ou em brilho para o monitor de vídeo (Figura 2.14b). Esse ajuste pode ser feito pelo usuário antes da impressão ou durante sua análise com um monitor de vídeo, promovendo uma maior interatividade entre o médico e o tratamento da imagem.



**Figura 2.14 – (A) Curva característica de um sistema de mamografia écran-filme; (B) Curva característica para um sistema digital. Na mamografia digital os processos de aquisição e exibição da imagem são tratados separadamente: a aquisição tem resposta linear em relação à intensidade de radiação, enquanto a exibição pode ser ajustada pelo usuário (Haus & Yaffe, 2000).**

Diversos trabalhos vêm sendo desenvolvidos para os diferentes tipos de meios de exibição disponíveis para a mamografia digital, a fim de determinar as características ideais de cada um para promover um melhor desempenho no



diagnóstico médico (Krupinski *et al.*, 1999; Mohapatra *et al.*, 1999). No caso dos monitores de vídeo, é importante salientar que sua faixa dinâmica de densidades ópticas é menor do que a encontrada nos filmes mamográficos, além dos negatoscópios mamográficos possuírem melhor luminosidade. Isto implica um cuidado especial no ajuste das características do monitor durante a análise da imagem por parte do radiologista, já que uma imagem obtida uma única vez pode ser manipulada e exibida de diferentes maneiras. O mesmo ocorre para os filmes utilizados na impressão da imagem digital, que não possuem as mesmas características dos filmes mamográficos convencionais e também necessitam de ajustes prévios por parte do radiologista antes da impressão da imagem.

Em função da possibilidade desses ajustes computacionais no brilho e contraste da imagem, a mamografia digital possibilita a obtenção de imagens com melhor relação sinal-ruído do que no sistema tela-filme. Além disso, nos sistemas digitais, a sensibilidade dos detectores de radiação pode ser controlada eletronicamente, o que faz com que o espalhamento devido ao efeito Compton tenha seu efeito minimizado como fator de degradação da imagem. Com isso, alguns sistemas de mamografia digital não necessitam de grade para diminuir o ruído da imagem, permitindo a utilização de taxas menores de dose do que utilizadas nos sistemas analógicos.

Como todos os tipos de detectores utilizados em mamografia digital possuem tela de fósforo para absorção e conversão dos raios X, a difusão da luz que ocorre neste processo também é um fator limitante de resolução espacial, como nos sistemas tela-filme, pois provoca um borramento na imagem mamográfica. Segundo Haus & Yaffe (2000), três fatores definem o limite de resolução espacial dos sistemas de aquisição de imagem mamográfica digital: difusão do sinal entre os detectores; área efetiva de absorção do sinal em cada elemento (abertura) e o espaçamento entre cada elemento detector, conforme ilustrado na Figura 2.15.

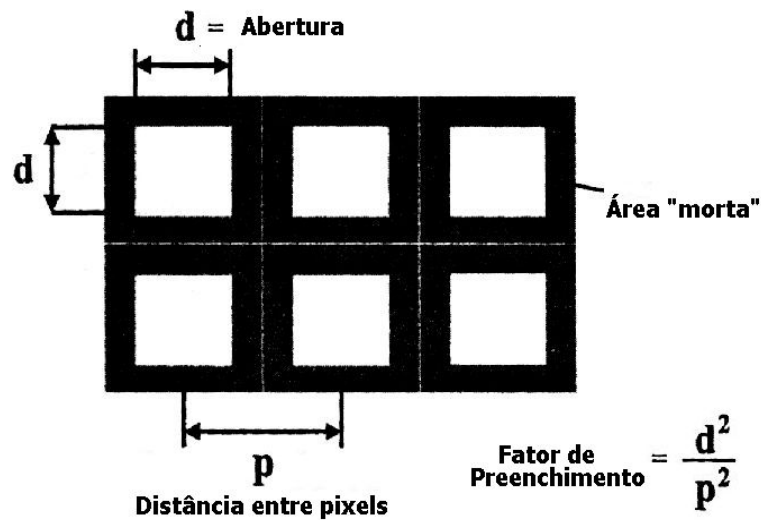


Figura 2.15 - Fatores que exercem influência na resolução espacial de um sistema mamográfico digital (Haus & Yaffe, 2000).

O tamanho de abertura  $d$  de um elemento detector define a resolução espacial máxima que um sistema de registro digital oferece. Por exemplo, para um detector quadrado com abertura de 0,1 mm, o limite de resolução é de  $(0,1)^{-1} = 10$  ciclos/mm. Porém, existe outro fator limitante que pode exercer influência significativa na resolução do sistema: o espaçamento  $p$  entre os detectores, que determina o número de amostras por unidade de espaço que o sistema consegue adquirir. Se o espaçamento não é suficientemente pequeno, pode ocorrer o fenômeno de sub-amostragem do sinal (*aliasing*), que acaba degradando a qualidade da imagem. O menor objeto que pode ser reproduzido corretamente, sem *aliasing*, por um sistema digital com espaçamento  $p$  é  $2p$ . Assim, um detector com espaçamento 0,1 mm permitiria representar corretamente somente objetos maiores que 0,2 mm, ou seja, objetos com até 5,0 ciclos/mm de frequência espacial (Haus & Yaffe, 2000).

Considerando que alguns elementos detectores possuem parte de sua superfície de absorção preenchida por componentes eletrônicos e condutores, apenas uma parcela da área total do detector acaba sendo sensível à radiação incidente. Assim, pode ser definido um parâmetro chamado de fator de preenchimento, que é a razão entre a área do detector e a área definida pelo espaçamento entre os detectores nas direções x e y, conforme ilustrado na Figura 2.15. Os aparelhos comerciais geralmente possuem detectores com

resolução espacial entre 50  $\mu\text{m}$  e 100  $\mu\text{m}$  (abertura e espaçamento) (Haus & Yaffe, 2000).

Os aparelhos mamográficos digitais não foram projetados com a intenção de se obter um sistema com resolução espacial mais alta do que os aparelhos analógicos, principalmente por problemas relacionados ao alto custo envolvido. A principal vantagem está relacionada ao melhor contraste e melhor relação sinal-ruído, geralmente obtidas pela manipulação de parâmetros eletrônicos na aquisição da imagem. Além disso, a possibilidade de alteração no contraste da imagem digital pós-aquisição permite uma melhor visualização das estruturas de interesse no mamograma melhorando o desempenho do exame na detecção precoce do câncer de mama.

## 2.9 – Resolução Espacial e Resolução de Contraste

A resolução espacial pode ser entendida como a informação disponível na imagem digitalizada por unidade de área da imagem original. Sendo assim, em imagens mamográficas, onde se busca observar pequenas estruturas, normalmente utiliza-se a maior resolução espacial possível. Esse fato implica a digitalização de filmes com tamanhos de *pixel* (unidade de informação na imagem) cada vez menores, justificando, assim, o uso de *scanners* laser para esse fim.

No entanto, estudos anteriores (Nunes, 2001) mostraram que a partir de um certo limite, o aumento na resolução espacial da imagem acrescenta pouco ao desempenho do processamento, apresentando ainda a desvantagem de acrescentar ruídos indesejáveis à mesma. No caso de algoritmos de processamento relacionados à detecção de microcalcificações mamárias ou de quaisquer outras estruturas de pequeno tamanho, a presença de ruído eleva consideravelmente a taxa de detecções falso-positivas, deteriorando o desempenho do esquema de processamento.

O estabelecimento de um limite no tamanho mínimo do *pixel* também apresenta vantagens consideráveis para o armazenamento das imagens, uma

vez que os arquivos gerados por imagens digitais geralmente são de grande tamanho. Outro ponto que deve ser destacado diz respeito à velocidade de processamento em imagens com grande resolução espacial, já que o aumento da resolução espacial implica aumento no número de *pixels* a serem lidos e interpretados pelo sistema computacional desenvolvido.

Com relação ao contraste, este é definido por Cameron & Skofronick (1978), pela diferença de densidade óptica (grau de escurecimento) entre diferentes áreas da imagem, ou entre uma anormalidade e os tecidos adjacentes. A exposição à radiação resulta no escurecimento do filme ou aumento da densidade óptica, e é proporcional ao produto da corrente do tubo de Raios x pelo tempo de exposição (Curry III *et al.* 1990).

O contraste da imagem é importantíssimo, pois para que um detalhe, mesmo que grande o bastante, seja visto, é preciso que haja diferentes graus de densidade óptica entre os tecidos ao seu redor. Dessa forma, pode-se afirmar que quanto maior a diferença entre os tecidos, maior será o contraste da imagem, influenciando no desempenho dos sistemas de processamento. Esta diferença no desempenho do processamento pode ser melhor observada e avaliada nos casos em que são utilizadas imagens de baixo contraste entre o que é considerado fundo da imagem e as estruturas de interesse.

O baixo contraste, nas imagens mamográficas, apresenta-se principalmente quando são analisadas imagens de mamas densas, uma vez que nestes casos o tecido mamário é composto em sua maioria por tecido fibroglandular, que absorve mais raios X, causando um menor escurecimento no filme. Este tipo de comportamento é semelhante ao de estruturas como microcalcificações ou nódulos. Sendo assim, pode haver um possível mascaramento de eventuais estruturas de interesse presentes na mama, dificultando a precisão do diagnóstico.

Ao analisar diversas imagens médicas utilizadas em processamento, observa-se que são, em sua maioria, digitalizadas com resolução de contraste de 10 ou 12 bits, embora os formatos digitais nos quais as imagens são armazenadas apresentem suporte para arquivos com até 16 bits/*pixel* de níveis de cinza. É necessário destacar que, apesar do olho humano não conseguir diferenciar mais do que 32 níveis de cinza em uma imagem, para uma análise

digital, realizada no computador, *pixel* a *pixel* o incremento na resolução de contraste pode ser determinante na segmentação e detecção de estruturas que apresentem níveis de cinza próximos.

## **CAPÍTULO 3 - Realce de Imagens Digitais**

---

### **3.1 – Introdução**

Na área de processamento de imagens, o principal objetivo das técnicas de realce é processar uma imagem de modo que o resultado final seja mais apropriado que a imagem original para uma aplicação. A manipulação do contraste de uma imagem tem como objetivo melhorar a sua qualidade visual sob critérios subjetivos ao olho humano. Esse processo não aumenta a quantidade de informação contida na imagem, mas torna mais fácil a sua percepção. É normalmente utilizada como uma etapa de pré-processamento (Marques Filho & Vieira Neto, 1999).

As abordagens em realce de imagem envolvem duas categorias principais: métodos que operam no domínio espacial e métodos que operam no domínio da frequência. O *domínio espacial* refere-se ao próprio plano da imagem, e as técnicas nesta categoria são baseadas na manipulação direta dos *pixels* de uma imagem. As técnicas de processamento no *domínio da frequência* se baseiam na modificação da imagem convertida para o domínio da frequência. Embora existam várias transformadas diferentes com esta finalidade, a mais conhecida e utilizada são as transformadas de Fourier.

## 3.2 – Métodos no Domínio da Frequência

O realce no domínio da frequência, em princípio, é imediato. Simplesmente computamos a transformada de Fourier da imagem a ser realçada, multiplicamos o resultado por uma função filtro de transferência, e tomamos a transformada inversa para produzir a imagem realçada.

As idéias de borramento, através da redução do conteúdo de alta frequência ou do aguçamento através do aumento da magnitude dos componentes de alta frequência relativamente aos componentes de baixa frequência, originam-se dos conceitos diretamente relacionados à transformada de Fourier. De fato, a idéia da filtragem linear é consideravelmente mais atraente e intuitiva no domínio da frequência. Na prática, pequenas máscaras espaciais são mais freqüentemente usadas do que a transformada de Fourier, por causa da sua simplicidade de implementação e velocidade. Entretanto, uma compreensão dos conceitos do domínio da frequência é essencial para a solução de muitos problemas que não são facilmente tratáveis por técnicas espaciais. Exemplos incluem a abordagem por filtragem passa-alta ou passa-baixa, assim como várias técnicas de restauração de imagens. A Figura 3.1 ilustra um exemplo de um espectro de frequência em 3D de uma imagem mamográfica.

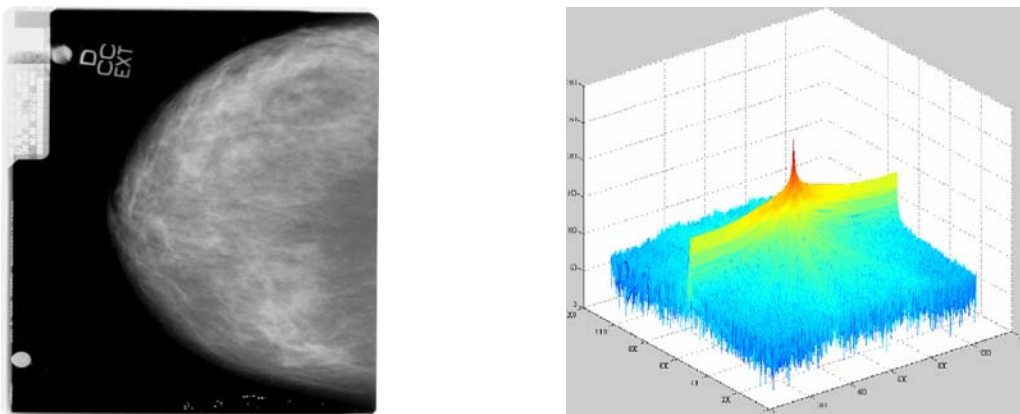


Figura 3.1 - Exemplo de imagem mamográfica (a esquerda) e seu espectro de Fourier em 3D (a direita).

### 3.3 – Métodos no Domínio Espacial

O termo domínio espacial refere-se ao agregado de *pixels* que compõem uma imagem, e métodos no domínio espacial são procedimentos que operam diretamente sobre estes *pixels*. Funções de processamento de imagens no domínio espacial podem ser expressas como:

$$g(x, y) = T[f(x, y)] \quad (3.1)$$

em que  $f(x, y)$  é a imagem de entrada,  $g(x, y)$  é a imagem processada, e  $T$  é um operador sobre  $f$ , definido sobre alguma vizinhança de  $(x, y)$ . Além disso,  $T$  pode também operar sobre um conjunto de imagens de entrada, tal como no desempenho de somas *pixel a pixel* de  $M$  imagens para redução de ruído.

Algumas abordagens de processamento razoavelmente simples, ainda que poderosas, podem ser formuladas com transformações de níveis de cinza. Como o realce de qualquer ponto numa imagem depende apenas do nível de cinza naquele ponto, as técnicas nesta categoria freqüentemente são denominadas processamento ponto-a-ponto.

#### 3.3.1 – Filtragem passa-baixas

As bordas e outras transições abruptas (tal como ruído) nos níveis de cinza de uma imagem contribuem significativamente para o conteúdo de alta freqüência da sua respectiva transformada de Fourier. Assim, o borramento (suavização) é alcançado no domínio da freqüência através da atenuação de um intervalo específico de componentes de alta freqüência na transformada de uma dada imagem.  $G(u, v) = H(u, v) \cdot F(u, v)$  onde  $F(u, v)$  é a transformada de Fourier de uma imagem a ser suavizada. O problema é escolher uma função de transferência do filtro  $H(u, v)$  que produza  $G(u, v)$  através da atenuação dos componentes de alta freqüência de  $F(u, v)$ . A transformada inversa então resultará a imagem suavizada desejada  $g(x, y)$ .



Um filtro passa-baixas ideal bidimensional é aquele cuja função de transferência satisfaz a relação:

$$H(u, v) = \begin{cases} 1 & \text{se } D(u, v) \leq D_0 \\ 0 & \text{se } D(u, v) > D_0 \end{cases} \quad (3.2)$$

em que  $D_0$  é um valor não-negativo específico, e  $D(u, v)$  é a distância do ponto  $(u, v)$  à origem do plano da freqüência; isto é,

$$D(u, v) = (u^2 + v^2)^{1/2} \quad (3.3)$$

Os filtros passa-baixas considerados são radicalmente simétricos em torno da origem. Para esse tipo de filtro, é suficiente especificar uma seção transversal em termos da distância da origem ao longo de uma linha radical. A função completa de transferência do filtro pode ser então gerada a partir da rotação da seção ao longo de  $360^\circ$  em torno da origem.

Para a seção transversal do filtro passa-baixas ideal, o ponto de transição entre  $H(u, v)=1$  e  $H(u, v)=0$  é freqüentemente denominado de freqüência de corte. O conceito de freqüência de corte é bastante útil na especificação de características de filtros. Ele também serve como base para comparar o comportamento de diferentes tipos de filtros.

As propriedades do borramento e anelamento do filtro passa-baixas podem ser facilmente explicadas utilizando-se o teorema da convolução. Como as transformadas de Fourier das imagens original e borrada estão relacionadas no domínio da freqüência pela equação:

$$G(u, v) = H(u, v) \cdot F(u, v) \quad (3.4)$$

o uso do teorema da convolução leva à seguinte expressão no domínio espacial:

$$g(x, y) = h(x, y) * f(x, y) \quad (3.5)$$

em que  $h(x, y)$  é a transformada inversa de Fourier da função de transferência do filtro  $H(u, v)$ .

### 3.3.2 – Filtragem passa-altas

Um filtro passa-altas ideal bidimensional é aquele cuja função de transferência satisfaz a relação:

$$H(u, v) = \begin{cases} 0 & \text{se } D(u, v) \leq D_0 \\ 1 & \text{se } D(u, v) > D_0 \end{cases} \quad (3.6)$$

em que  $D_0$  é a distância de corte medida a partir da origem do plano da frequência, e  $D(u, v)$  é dada pela Equação (2.4). Esse filtro é o oposto do filtro passa-baixas ideal porque ele atenua completamente todas as frequências dentro de um círculo de raio  $D_0$ , enquanto deixa passar, sem atenuação, todas as frequência fora do círculo.

A Figura 3.2 ilustra um exemplo de uma imagem mamográfica realçada por um filtro passa-altas.

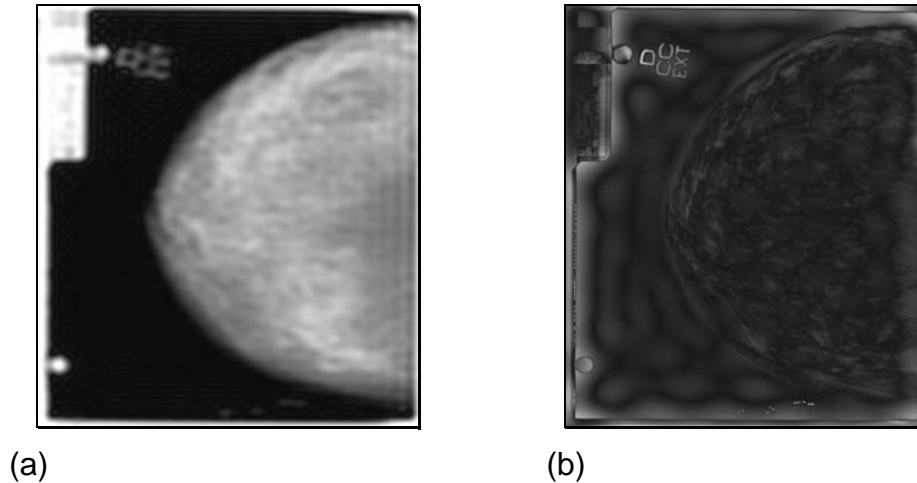


Figura 3.2 - Exemplo de imagem mamográfica suavizada por um filtro passa-baixas (a) e com as bordas detectadas por um filtro passa alta (b).

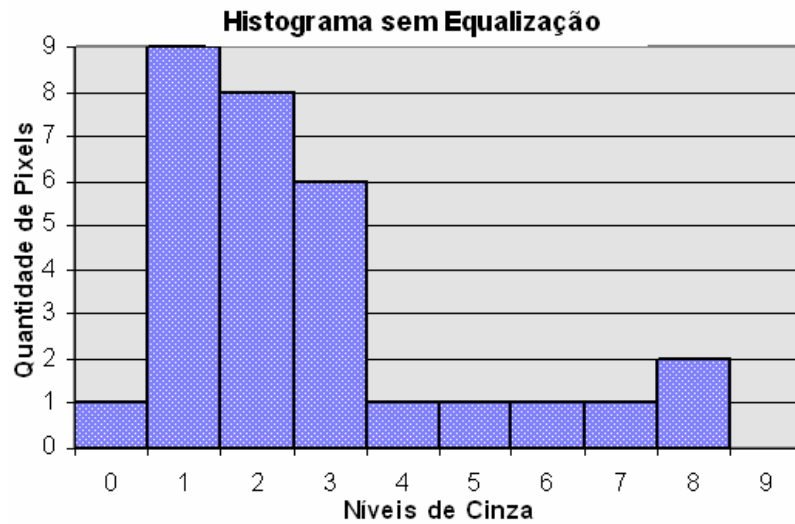
### 3.3.3 – Equalização

Também conhecida como “Limiarização de Histograma”, esta técnica se preocupa em redistribuir os valores de tons de cinza dos *pixels* em uma imagem, com a finalidade de obter um histograma uniforme, através do espalhamento da distribuição dos níveis de cinza. Aparentemente comum, esta operação é muito importante, conseguindo, muitas vezes recuperar imagens consideradas perdidas. Há vários métodos empregados para a realização da equalização, sendo que muitos deles são baseados em distribuições estatísticas. Utilizando uma função de distribuição acumulada da distribuição de probabilidades original, que pode ser expressa por:

$$s_k = T(r_k) = \sum_{j=0}^k \frac{n_j}{n} = \sum_{j=0}^k p_r(r_j) \quad (3.7)$$

onde:  $0 \leq r_k \leq 1$  e  $k = 0, 1, \dots, L-1$ .

Um exemplo de um histograma equalizado pode ser observado na Figura 3.3 (Gonzalez & Woods, 2002; Ballard & Brown, 1982).



(a)

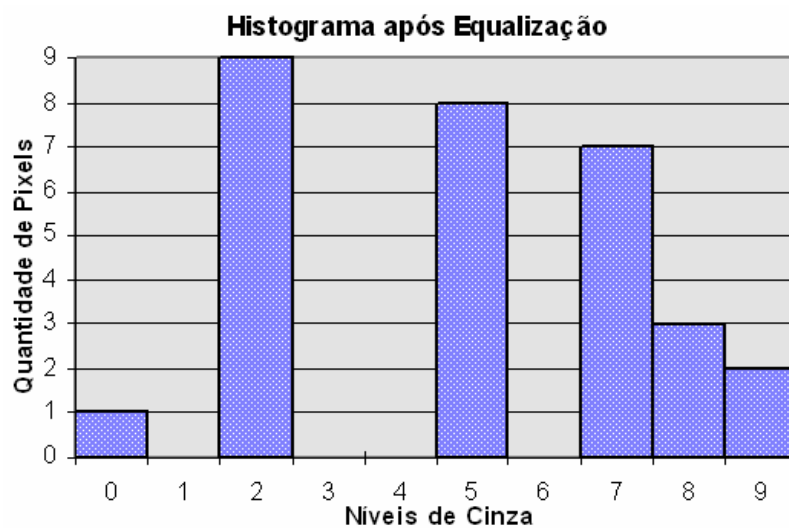


Figura 3.3 - Exemplo de equalização. a) histograma antes da equalização e b) histograma após a equalização.

### 3.4 – Limiarização

Um método eficiente de limiarização deve ser capaz de fornecer automaticamente um valor (limiar), para o qual todos os *pixels* com valor de

brilho inferior a este limiar devem ser eliminados (magnitude igual a zero, e sem direção).

Existe um conjunto muito grande de técnicas para obtenção de um valor limiar, e observa-se que cada uma delas utiliza algum critério que considera importante para obter o valor do melhor valor limiar (Sahoo *et al.*, 1988). A seguir são descritos alguns métodos utilizados para a obtenção deste limiar procurado.

### 3.4.1 – P-Tile

O método mais simples para a obtenção do limiar é conhecido por Método *p-tile* (Sahoo *et al.*, 1988), sendo baseado na condição de que se conhece a área de ocupação do objeto na imagem. Por este método, sabendo-se que o objeto ocupa  $p\%$  da imagem, então o limiar é definido pelo valor que resulta em  $p\%$  da imagem acima deste valor (supõe-se que o objeto possui valores altos enquanto que o fundo possui valores baixos). Este método é adequado apenas para situações restritas, quando o objeto a ser isolado possui cor distinta do fundo da imagem, ou seja, possui um histograma bimodal, como o que aparece na Figura 3.4.

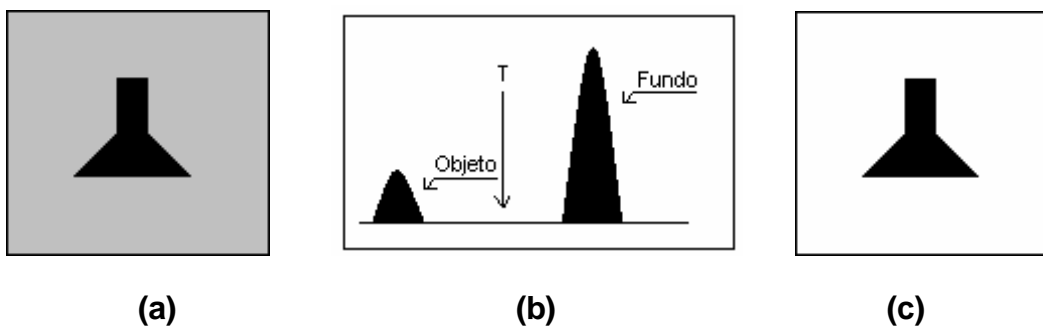


Figura 3.4 – (a) Imagem original, (b) Histograma obtido e (c) Imagem obtida após aplicação do limiar T.

Em mamografias este método não funciona bem, pois não existe uma boa definição de objeto de fundo (mama e microcalcificações).

### 3.4.2 – Método de Otsu

Este método é baseado na análise discriminante (Sahoo *et al.*, 1988), e o valor do limiar é obtido supondo que os *pixels* da imagem podem ser classificados em duas classes ( $C_0$  e  $C_1$ ) que são o objeto e o fundo, tomando  $\sigma_B^2$  e  $\sigma_T^2$  as variâncias entre as classes e total respectivamente.

A variância entre as classes (Packer, 1996), (Sahoo *et al.*, 1988) é dada por:

$$\sigma_B^2 = \omega_0 \omega_1 (\mu_0 - \mu_1)^2 \quad (3.8)$$

onde:

$$\omega_0 = \sum_{i=0}^t p_i \quad (3.9)$$

$$\omega_1 = 1 - \omega_0 \quad (3.10)$$

$$\mu_0 = \frac{\mu_t}{\omega_0} \quad (3.11)$$

com

$$\mu_t = \sum_{i=0}^t i \cdot p_i \quad (3.12)$$

e

$$p_i = \frac{n_i}{n} \quad (3.13)$$

enquanto que a variância total entre as classes (Packer, 1996; Sahoo *et al.*, 1988) é dada por:

$$\sigma_T^2 = \sum_{i=0}^{l-1} (i - \mu_T)^2 \cdot p_i \quad (3.14)$$

onde:

$$\mu_T = \sum_{i=0}^{l-1} i \cdot p_i \quad (3.15)$$

e  $n_i$  é a freqüência que o valor  $i$  ocorre na imagem e  $n$  o valor total de *pixels* na imagem. O valor ótimo para o limiar, segundo este método, é dado pelo valor de  $t$ , tal que  $n$  seja mínimo em:

$$n = \frac{\sigma_B^2}{\sigma_T^2} \quad (3.16)$$

### 3.4.3 – Método de Pun

Este método é baseado na teoria da informação, que se baseia na premissa de que a geração de informações pode ser modelada como um processo probabilístico (Gonzalez & Woods, 2002). Por esta teoria define-se a entropia (quantidade de código necessário para representar um símbolo) de cada *pixel* da imagem por:

$$\text{Entropia}(x) = x \cdot \log(x) \quad (3.17)$$

pelo método, para cada possível valor de limiar são definidas duas entropias a posteriori (do objeto e do fundo da imagem), dada por:

$$H_b = - \sum_{i=0}^t p_i \log_e p_i \quad (3.18)$$

$$H_w = - \sum_{i=t+1}^{l-1} p_i \log_e p_i \quad (3.19)$$

e o valor do limiar ótimo é dado por

$$T = \text{Arg máximo}\{H_b(t) + H_w(t)\} \quad (3.20)$$

## **CAPÍTULO 4 – Esquemas de Diagnóstico Auxiliado por Computador**

---

Na intenção de colaborar na difícil tarefa de avaliação e análise de estruturas de interesse visualizadas em mamogramas digitalizados, diversos trabalhos vêm sendo desenvolvidos utilizando sistemas computacionais que empregam técnicas de pré-processamento e processamento de imagens, com o objetivo de detectar precocemente o câncer de mama. Estes sistemas são os chamados esquemas CAD (*Computer-Aided Diagnosis*).

### **4.1 – Representação de uma imagem digital**

As imagens utilizadas em um esquema CAD são digitais. Os filmes, geralmente, são digitalizados com equipamentos de alta resolução e seguem certos critérios com as técnicas de digitalização. A imagem digitalizada é constituída por uma unidade básica que é o *pixel* (*picture element*), e deve ter uma resolução espacial boa, acima de 300 DPI (pontos por polegada), que indica o tamanho de cada *pixel* da imagem. Além disso, uma resolução de contraste com uma quantidade suficiente de níveis de cinza deve ser utilizada a fim de representar as diferenças entre os tecidos e estruturas presentes na imagem (Doi, 1996).



As imagens em escala de cinza possuem mais do que apenas dois valores de intensidade. As imagens radiográficas são digitalizadas em escala de cinza, comumente em 256 níveis (8 bits) ou até 4096 níveis (12 bits), na qual a cor preta é representada pelo valor 0 e o branco pelo valor máximo.

A resolução de níveis de cinza é responsável, entre outras, pelo contraste da imagem. Mas esta deve estar combinada com a resolução espacial que, na prática, é dada pelo número de pontos por polegada que a imagem possui, quantos  $f(x,y)$  estão contidos numa área de 1 polegada quadrada do plano da imagem (Gonzalez & Woods, 2002).

## 4.2 – Esquemas CAD

Nos últimos vinte anos, o avanço tecnológico nos equipamentos de aquisição de imagens, na área médica, introduziu novas necessidades em termos de tratamento desse tipo de informação. Várias especialidades médicas utilizam o recurso das imagens na elaboração do diagnóstico.

O processo de tomada de decisão dos especialistas pode ser uma árdua tarefa quando os fatores e os recursos disponíveis e conhecidos não são tão claros. Diagnosticar é uma situação complexa, pois depende de informação de várias naturezas tais como a experiência médica, indicadores clínicos vindos de imagens, sintomas, laudos patológicos. Nesse ato de diagnosticar, muitas vezes se cometem erros, devidos à falha na interpretação da imagem, má qualidade da imagem, entre outros. Isto acaba tendo que submeter paciente a novos exames complementares desnecessários. Estes exames, além de invasivos, são traumáticos, e possuem um alto custo financeiro.

Na tentativa de ajudar a resolver algumas das sobrecargas de informações contidas nas imagens, pesquisadores de diversas universidades e empresas em todo mundo estão desenvolvendo esquemas de diagnóstico auxiliado por computador (CAD). Esquema CAD é um conceito relativamente novo que foi desenvolvido amplamente nos últimos dez anos e está crescendo rapidamente em diagnóstico radiológico. Estes esquemas trabalham juntamente com o radiologista, ou especialista, identificando características que

poderiam ser omitidas, tornando assim o diagnóstico mais eficiente, objetivando a reduzir o número de casos falsos-positivos e falsos-negativos.

Os esquemas CAD buscam auxiliar os especialistas, atuando como uma segunda opinião no momento do diagnóstico médico. Giger (2000) dá a seguinte definição para esquemas CAD: “Um diagnóstico que o radiologista faz utilizando a resposta de uma análise computadorizada de imagens médicas como uma segunda opinião na detecção de lesões”.

O principal objetivo desses esquemas é a de aumentar a eficiência do exame mamográfico, diminuir o número de erros no diagnóstico (perdas ou biópsias desnecessárias), diminuindo o número de mortes por câncer de mama em todo o mundo (Chan *et al.*, 1990; Vyborny *et al.*, 2000; Giger, 2004).

Estes esquemas empregam técnicas de processamento de imagens e informações para uma análise computacional quantitativa. É preciso entender a relevância médica das imagens com base nas suas características. Técnicas como Redes Neurais, análise fractal, transformadas Wavelet, entre outras, são freqüentemente utilizadas nos CAD, o que normalmente exige computadores de alta velocidade (Doi, 1996).

Para avaliar a performance dos esquemas CAD existem algumas técnicas que analisam percentuais de acerto do esquema, como o uso das Curvas ROC (“Receiver Operating Characteristic”) (Metz, 1986).

#### **4.2.1 – Esquema CAD do German Cancer Research Center**

Pesquisadores da Alemanha propuseram um algoritmo para detecção e segmentação de microcalcificações em mamogramas, enfatizando a preservação do tamanho e da forma das estruturas segmentadas. No primeiro passo do processo proposto por Dengler *et al.* (1993) foi construído um detector de pontos tendo como linhas-base as seguintes características: (a) não influenciável pela variação das intensidades do fundo da imagem; (b)

adaptativo ao nível de ruído em uma determinada vizinhança e (c) adaptativo a um tamanho esperado das estruturas procuradas, mas de tal forma que não fosse específico a um único tamanho. Com esses critérios, o primeiro passo do procedimento foi tornar o método independente do nível de cinza do fundo, aplicando-se um filtro passa-alta que foi executado subtraindo-se a imagem original de uma imagem resultante de filtro passa-baixa, usando um filtro gaussiano  $G_\sigma$  de largura  $\sigma$ . Essa largura foi escolhida como sendo maior que o tamanho máximo esperado para os objetos. A imagem processada resultou da seguinte equação:

$$I_1(x, y) = I(x, y) - G_\sigma * I(x, y) \quad (4.1)$$

onde:

$I_1(x, y)$  = imagem resultante;

$I(x, y)$  = imagem original;

$G_\sigma$  = filtro gaussiano.

Em seguida foi aplicado um filtro gaussiano que usa o conhecimento a respeito do tamanho aproximado dos pontos detectados e a distância entre os pontos para estabelecer diferenças entre os pesos do núcleo a ser usado no filtro. A idéia básica era que a média dos valores de cinza dentro de um ponto deveria ser significativamente maior que a média em torno do ponto. A fim de tornar o método independente do nível de ruído local, foi usado um método adaptativo para as variações locais de nível de cinza, atribuindo pesos diferentes aos dois núcleos de convolução gaussiana. Na imagem resultante do filtro gaussiano, a forma dos pontos ficava distorcida, pois suas bordas eram suavizadas. A reconstrução foi executada com um filtro morfológico, que utilizou as operações de erosão e dilatação. Após o processo, uma limiarização foi executada para eliminar ruídos.

A avaliação do método foi realizada através da comparação com o diagnóstico de radiologistas, chegando-se à conclusão de que atingiu a sensibilidade de 97%. Entre as conclusões, os pesquisadores destacaram que a preservação da forma é menos importante para as microcalcificações com

formato arredondado, mas muito importante para as microcalcificações com formatos alongados, ramificados ou angulares, pois essas últimas caracterizam um processo de malignidade. Os autores observaram ainda que os radiologistas conseguem reconhecer mais microcalcificações após olhar as imagens segmentadas automaticamente.

## 4.2.2 – Esquema CAD da Universidade de Chicago

Pesquisadores do *Kurt Rossman Laboratories for Radiologic Image Research*, na Universidade de Chicago, possuem uma vasta lista de trabalhos publicados nos quais descrevem a construção de um esquema CAD completo para detecção de microcalcificações e massas em mamogramas. Aqui, serão citados alguns dos trabalhos do grupo, relacionados à detecção de microcalcificações.

Chan *et al.* (1987) apresentaram o sistema esquematizado na Figura 4.1. Para realçar as microcalcificações foi usado um filtro casado, com tamanho e variações de contraste de uma típica microcalcificação de mama, que, de acordo com os pesquisadores, difere dos convencionais por dois motivos: (1) não leva em conta o conteúdo da frequência do ruído da imagem de fundo e (2) não é possível projetar filtros que coincidam exatamente com cada microcalcificação, pois a forma e o tamanho dessas estruturas são enormemente variáveis. Foi usado, então, um modelo simplificado no qual o filtro tinha um núcleo quadrado de  $n \times n$  pixels ( $n$  ímpar), aplicado sobre a imagem de entrada. A variação de contraste foi construída através de fatores de peso para o filtro, aplicados às diversas camadas da vizinhança. Um exemplo deste filtro é mostrado na Figura 4.2.

Para a identificação do sinal, foram testados dois tipos de filtros: o primeiro consistia em uma filtragem mediana e o segundo, denominado contraste-reverso, foi descrito pela equação:

$$F(u) = [2F_A(u) - 1]F_B(u) \quad (4.2)$$

onde:

$F_A(u)$  = filtro de suavização passa-baixa;

$F_B(u)$  = filtro que suprime ruído de alta freqüência.



Figura 4.1 – Esquema geral da detecção computadorizada de microcalcificações em mamogramas proposta por Chan *et al.* (1987).

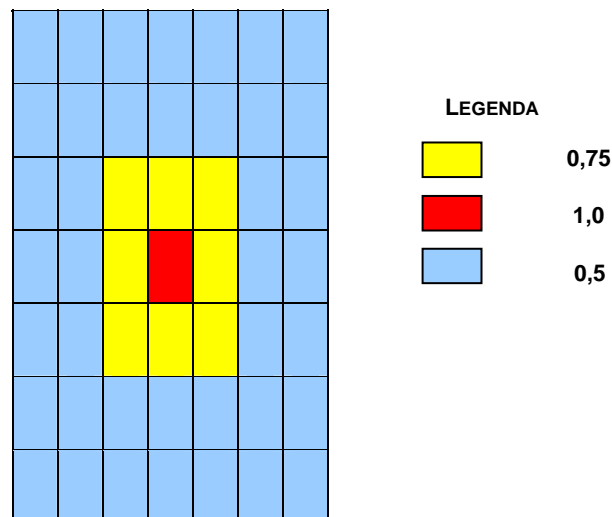


Figura 4.2 – Filtro casado usado para realce de microcalcificações (Chan *et al.*, 1987).

Após a aplicação desses filtros para realce, a extração computadorizada do sinal foi realizada aplicando-se, inicialmente, um programa de detecção de bordas no mamograma original para determinar a região da mama. Então,

dava-se início à procura de sinais considerando-se localização, área e contraste de cada estrutura detectada. Finalmente, realizava-se a identificação de agrupamentos de microcalcificações, selecionando-se áreas que contivessem mais que um número pré-selecionado de sinais dentro de uma região com diâmetro também pré-estabelecido.

Mais tarde (Chan, 1988), o grupo de pesquisadores estudou as características físicas das microcalcificações a fim de auxiliar no desenvolvimento do incremento da relação sinal-ruído e técnicas de extração para detecção automatizada de microcalcificações em mamogramas. De acordo com os autores, as melhorias no sistema desenvolvido permitiu que o esquema computadorizado localizasse corretamente 90% dos *clusters*.

Nishikawa *et al.* (1992) publicaram aperfeiçoamentos do esquema desenvolvido, conforme ilustra a Figura 4.3. O esquema passou, então, a constituir-se de três fases: pré-processamento, extração do sinal e extração de atributos. Operações baseadas em limiarização e “operadores morfológicos” foram aplicadas para extração de sinais da imagem. A limiarização foi realizada com base no histograma de níveis de cinza da imagem completa, sendo escolhidos valores de tal forma que 98% dos *pixels* fossem ajustados para um valor de fundo. Foi aplicada uma erosão morfológica através dos elementos estruturados, que tiveram a função de eliminar sinais com tamanho menor que 3 *pixels*. A fase de extração dos aspectos executava análise de textura, análise de contraste, análise do tamanho do objeto em relação ao fundo e agrupamento de sinais.

O método foi testado com um conjunto de 78 mamogramas, dos quais metade não apresentava *clusters* visíveis e a outra metade apresentava pelo menos um *cluster*. A performance do esquema foi testada utilizando-se diversos valores de limiarização local. A técnica foi capaz de detectar 85% dos *clusters* verdadeiros, com uma média de duas detecções falso-positivas por imagem.

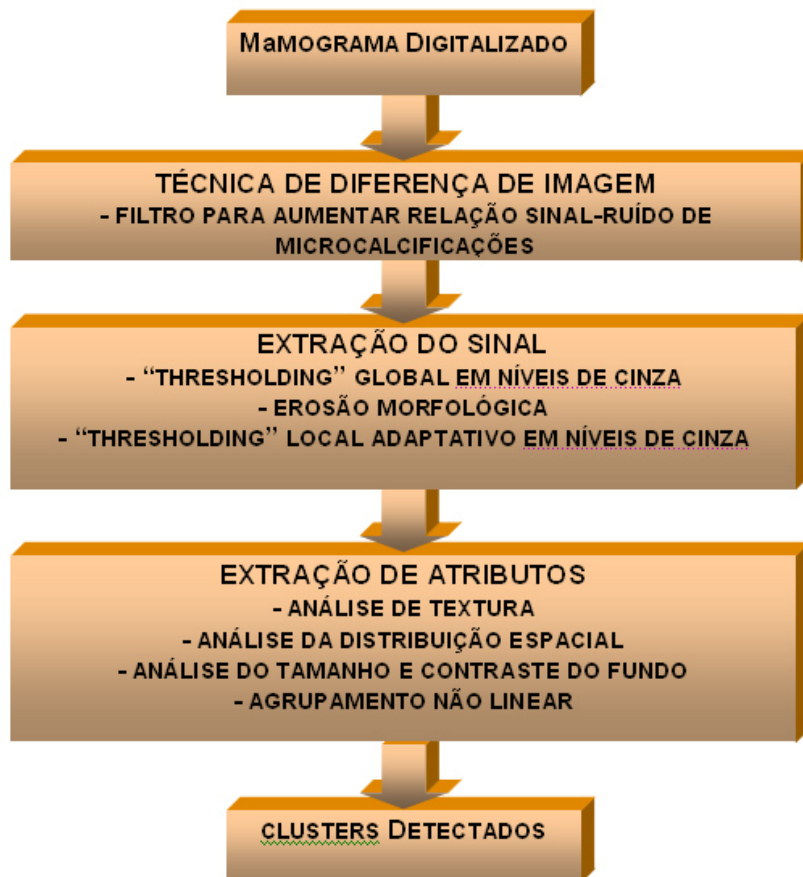


Figura 4.3 – Esquema para detecção automatizada de agrupamentos de microcalcificações proposto por Nishikawa *et al.* (1992).

Com a finalidade de transformar uma microcalcificação em um único *pixel* a fim de facilitar a contagem no momento da identificação de *clusters*, um novo método, denominado “transformação recursiva área-ponto” - ou transformação AP - foi apresentado por esses pesquisadores (Nishikawa *et al.*, 1993). Essa transformação é realizada da seguinte maneira: uma máscara de 3 x 3 *pixels* é posicionada sobre a imagem segmentada, começando-se do canto superior esquerdo. Para cada posição, é contabilizado o número de *pixels* com nível de cinza superior ao do fundo da imagem. Havendo dois ou mais *pixels* com essa característica, todos os *pixels* sob a máscara são ajustados para um valor igual ao do fundo, com exceção do *pixel* do canto inferior direito do núcleo, que é ajustado para o valor máximo. O núcleo é, então, movido 2 *pixels* para a direita e o processo é repetido. O procedimento salta de 2 em 2 linhas até atingir o fim da imagem. Um esquema de execução da técnica é mostrado na Figura 4.4, na qual os retângulos escuros

representam os *pixels* constituintes de uma microcalcificação. A cada passo - numerados de 1 a 6 - os *pixels* têm seu valor alterado (na figura, transformam-se em retângulos azuis) e, quando o processo termina, a microcalcificação transforma-se em um único *pixel*. Segundo os autores, testes após a inclusão desta nova técnica indicaram que o esquema para detecção de *clusters* atingiu uma taxa de acerto de 90%.

O sistema computacional desenvolvido por este grupo de pesquisadores foi expandido, mais tarde, incluindo também um classificador de estruturas usando redes neurais artificiais (RNA). De acordo com os pesquisadores, em 1994 a parte de detecção de agrupamentos de microcalcificações já havia sido testada o suficiente para que pudesse ser usada clinicamente. A parte de classificação, no entanto, deveria ser submetida a testes mais exaustivos (Nishikawa *et al.*, 1994). Em 1998 (Anastacio *et al.*, 1998), a equipe desenvolveu um algoritmo genético com o objetivo de determinar os melhores valores para os diversos parâmetros necessários ao bom desempenho do sistema. Os valores encontrados são aqueles que minimizam uma função custo que mede o desempenho do esquema CAD. Sabe-se que atualmente este é o único esquema CAD em mamografia que tem autorização do *FDA (Food and Drugs Administration)* para utilização clínica (Roehrig, 1998).

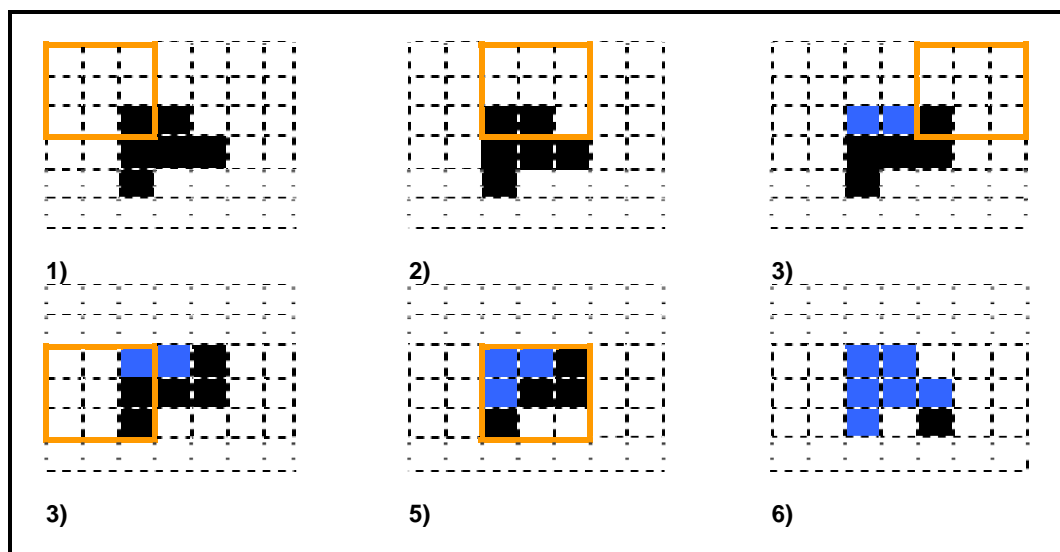


Figura 4.4 – Uma representação da “transformação recursiva área-ponto” (Nishikawa, 1993).



### 4.2.3 – Esquema CAD do Institute of Cancer Research and The Royal Marsden Hospital

A detecção de microcalcificações agrupadas também constituiu objeto de estudo de Davies & Dance (1990), pesquisadores de Londres, que propuseram o algoritmo esquematizado na Figura 4.5. Inicialmente, um pré-processamento do mamograma foi executado a fim de produzir um fundo uniforme na imagem. Na seqüência, a execução de uma limiarização local encarregou-se de segmentar a imagem a fim de identificar as possíveis calcificações. Uma análise das propriedades das estruturas encontradas na imagem segmentada transportava para uma nova imagem somente os sinais considerados como prováveis calcificações. As características observadas para classificar um objeto como uma calcificação foram: área, média do nível de cinza, razão da área para o quadrado da dimensão linear máxima, parâmetro de forma e comprimento da borda.

O método foi testado com 50 mamogramas e, de acordo com os pesquisadores, o esquema reconheceu acertadamente 47 dos 49 *clusters* indicados por radiologistas nos mamogramas. Encontrou também 9 *clusters* falsos. Foram classificados corretamente 46 casos (dos 50 existentes), apresentando, segundo os pesquisadores, 92% de classificação correta.

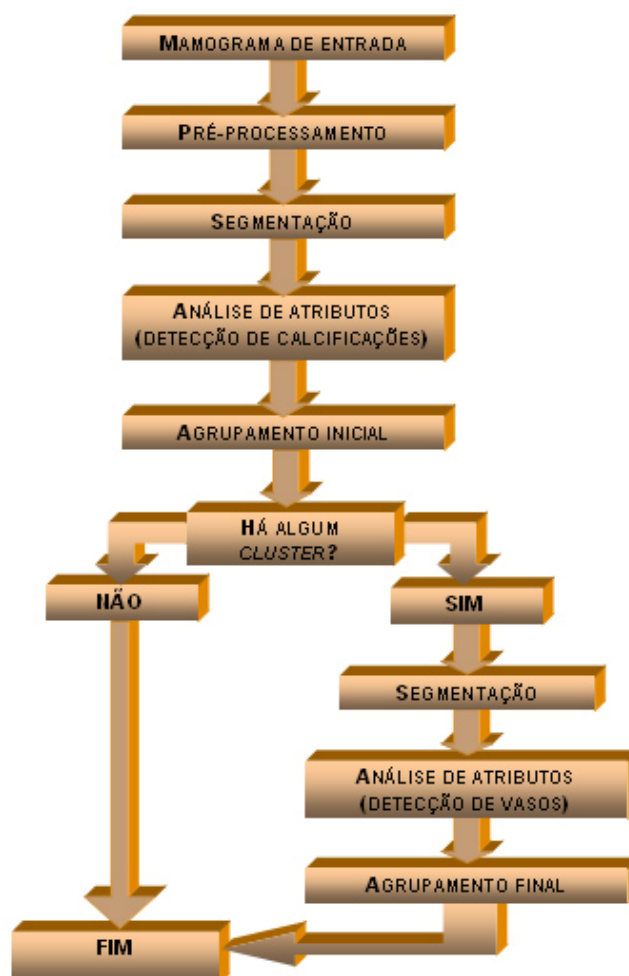


Figura 4.5 – Esquema CAD proposto por Davies&Dance (1990).

#### 4.2.4 – Outros esquemas

Além dos esquemas CAD descritos nos itens anteriores, outros métodos foram desenvolvidos por diversos centros de pesquisa. Alguns deles são descritos a seguir, genericamente, em ordem cronológica.

Fam *et al.* (1988) desenvolveram algoritmos para a detecção de calcificações finas em mamogramas cujos casos foram comprovados através de biópsias. O primeiro passo aplicado foi identificar, nas imagens digitalizadas, *pixels* correspondentes a áreas que potencialmente continham cálcio. Após a identificação, foi realizado um processo que agrupou *pixels* de cálcio adjacentes em estruturas simples de calcificação. Foi aplicada uma segunda bateria de testes nas estruturas a fim de eliminar aquelas que não se

enquadravam nos critérios definidos para calcificações, os quais foram desenvolvidos a partir de critérios clínicos e observações das imagens digitais. As estruturas de interesse foram identificadas através de técnicas de crescimento de região para definir a calcificação e detecção de bordas através de gradientes para a segmentação. A detecção de *clusters* foi executada da seguinte forma: os *pixels* identificados como parte de uma calcificação foram marcados com um nível único de cinza; os centros das calcificações com mais de um *pixel* e as calcificações formadas por somente um *pixel* foram marcadas por outro nível de intensidade. A partir disso, aplicou-se um filtro para identificar o *cluster*, caracterizado pela existência de três ou mais calcificações em um volume de 1 cm<sup>3</sup>.

Yabashi *et al.* (1989), pesquisadores da Universidade de Nagoya, Japão, descreveram um processo para identificação de microcalcificações e estimação de lesões malignas em mamogramas. No método apresentado, a imagem é realçada por operadores laplacianos e depois é efetuada uma suavização através de um filtro bidimensional para representar a estrutura interna da mama. A finalidade desse procedimento foi observar a opacidade do tumor e a opacidade radial, bem como as estruturas internas dos tumores. Após essas operações foi aplicado um procedimento de limiarização para extrair as microcalcificações. Verificaram, então, que apesar de existir opacidade da microcalcificação tanto para casos benignos como para malignos, esta opacidade diferia em termos de configurações na distribuição e no número de pontos opacos. Para quantificar esses aspectos, a imagem foi dividida em células; as células com microcalcificações agregadas foram extraídas através de limiarização. Para esta extração foram utilizados dois parâmetros: distância efetiva entre células e taxa de mudança do número de células com a mudança do valor de limiar. O trabalho não apresentou conclusões definitivas, mas os pesquisadores afirmaram que as características levantadas poderiam auxiliar esquemas automatizados na classificação de imagens em "câncer" e "não câncer".

A utilização de filtros morfológicos para segmentar microcalcificações em mamogramas foi apresentada por Jin & Kobatake (1993). O filtro proposto para a detecção utilizou elementos de estruturas múltiplas e multiescalares,

apresentando, segundo os pesquisadores, as seguintes características: eficiência na extração das microcalcificações, insensibilidade ao fundo da imagem e preservação da forma, isto é, a extração de microcalcificações não apresentou muitas distorções.

O esquema CAD para detecção de microcalcificações proposto por Ibrahim *et al.* (1997) realiza, inicialmente, a identificação da fronteira da mama para que regiões externas a ela sejam eliminadas da imagem mamográfica. Após este passo, é executada uma correção de contraste através de uma função específica derivada de estudos realizados sobre 20 mamogramas contendo 423 microcalcificações verdadeiras. Um filtro Sobel e um filtro denominado anel-triplo foram utilizados para identificar as microcalcificações. Uma vez detectados, os sinais passaram por uma análise de atributos com a finalidade de eliminar da imagem as estruturas falsas. Segundo os autores, o método proposto atingiu 95,8% de sensibilidade, com taxa de 1,8 *clusters* falsos-positivos por imagem.

Martí *et al.* (1998) estudaram características baseadas nas formas de microcalcificações agrupadas para avaliar essas estruturas. Inicialmente foram pesquisados 18 aspectos dos agrupamentos a fim de facilitar a divisão dos mesmos em malignos e benignos. Após a seleção dos atributos um modelo estatístico preditivo foi empregado para fazer a classificação final. Ainda no mesmo ano, Tao *et al.* (1998) propuseram um esquema para detectar microcalcificações, composto de pré-processamento, extração de características, seleção genética dos melhores sub-conjuntos de atributos para classificação e um classificador estatístico para eliminar candidatos falsos-positivos.

Schmidt *et al.* (1999) descreveram um esquema CAD para identificação e interpretação de microcalcificações agrupadas, composto de três fases: pré-processamento, identificação de aglomerações de microcalcificações e classificação das estruturas identificadas. Na fase de pré-processamento, primeiramente é aplicado um método de correção de fundo, através de uma função polinomial de grau três. A imagem resultante é subtraída da imagem original realçada através de um filtro passa-alta simples. Na imagem resultante, os *pixels* conectados são agrupados para formar objetos. Algumas medidas

estatísticas (mínimo, máximo, média e variância) são calculadas sobre os níveis de cinza dos objetos identificados a fim eliminar sinais falsos-positivos. Os sinais não eliminados são agrupados em *clusters* e, então, uma RNA é utilizada para interpretá-los. Os autores concluíram que se o sistema for usado como uma segunda opinião ao diagnóstico, seriam eliminadas 20% de biópsias desnecessárias.

Um método estatístico de análise de textura para detectar e classificar agrupamentos de microcalcificações em mamogramas foi apresentado por Kim & Park (1999). O método possui bases teóricas no histograma de segunda-ordem e suas regiões vizinhas. O diferencial, segundo os autores, é a utilização da análise de textura dependente da vizinhança. A técnica foi comparada com outros processamentos que também utilizam análise de textura e mostrou-se, de acordo com os pesquisadores, superior aos outros métodos no que diz respeito à precisão na classificação e complexidade computacional.

Gavrielides *et al.* (2000) propuseram um esquema CAD multiestágio para detectar *clusters* de microcalcificações suspeitas em mamogramas digitais, consistindo, basicamente em três passos: (1) segmentação da região da mama e realce dos componentes de alta frequência, (2) segmentação de microcalcificações individuais através da análise do histograma e sobreposição de sub-imagens e (3) eliminação de falsos *clusters* através de um classificador fuzzy. De acordo com os autores, o método apresentado atingiu em torno de 93% de acerto no diagnóstico de estruturas verdadeiras-positivas.

Assinaturas do espaço escalar foram usadas por Netsch & Peitgen (1999) com o mesmo objetivo: detectar *clusters* de microcalcificações em mamogramas. No método proposto, as prováveis microcalcificações são identificadas como máximos locais em uma imagem resultante após a aplicação de um filtro laplaciano. O tamanho de cada estrutura encontrada é calculado como a sua assinatura no espaço-escalar, que corresponde à resposta laplaciana de um ponto. Então, o contraste de cada sinal é calculado para definir se ele permanece ou não na imagem – permanecem na imagem final apenas as estruturas cujo contraste é maior que um determinado valor de limiar. Segundo os pesquisadores, o esquema proposto atingiu 84% de sensibilidade, com uma taxa de um *cluster* falso-positivo por imagem.

Boccignome *et al.* (2000) utilizaram transformada *wavelet* para detectar pontos em fundos heterogêneos. Apesar do método proposto ser genérico, a exemplificação da técnica foi feita através da detecção de microcalcificação em mamogramas. O método consiste em decompor a imagem em uma base *wavelet* e usar a limiarização dos coeficientes *wavelet* para obter diferentes estimativas dependentes de escala para os objetos de interesse. Para cada escala, os candidatos a microcalcificações são identificados através de limiarização. A novidade do modelo, conforme afirmam os pesquisadores, é que a função de limiarização é determinada automaticamente através de uma ferramenta denominada *informação de Reny*. Os pontos detectados em cada escala são combinados para formar a detecção final. Os pesquisadores afirmaram que os resultados obtidos são encorajadores.

A transformada *wavelet* também foi utilizada por Yu & Guan (2000) com o mesmo objetivo. Além da transformada foram utilizados atributos estatísticos extraídos dos níveis de cinza e redes neurais. Os pesquisadores afirmaram que o método atingiu 90% de taxa de acerto, precisando, porém, de confirmações de tais resultados, visto que uma parte do conjunto de imagens de treinamento também foi usada para testes.

Em 1998, o FDA aprovou o primeiro CAD comercial para uso clínico em mamografia, o *ImageChecker®* da *R2 Technology, Inc.* (Los Altos, EUA). Desde então, mais dois CADs comerciais foram aprovados e muitos outros estão sob análise do FDA no momento. Estima-se que mais de 1.500 CADs estão sendo atualmente utilizados em clínicas e hospitais nos EUA para o auxílio no rastreamento do câncer de mama (Doi, 2004). Trabalhos recentes têm mostrado um aumento significativo no desempenho dos radiologistas quando assistidos por um esquema CAD. Freer & Ulissey (2001) avaliaram seus próprios diagnósticos em mamografia quando utilizaram um CAD por um período de um ano na rotina clínica. Nesse período, os autores analisaram 12.860 mamogramas seguindo o procedimento de primeiro fornecer o diagnóstico sem o auxílio do CAD e, em seguida, rever o diagnóstico baseado no resultado fornecido pelo esquema. Os resultados da pesquisa mostraram um aumento de 19,5% no número de casos corretamente detectados de câncer de mama quando assistidos pelo CAD, sem um aumento significativo no

número de biópsias desnecessariamente realizadas. Karssemeijer *et al.* (2003) avaliaram o desempenho de 10 radiologistas na interpretação de 500 exames mamográficos utilizando, além de um esquema CAD, o procedimento de duplo diagnóstico, ou seja, diagnóstico elaborado conjuntamente por dois radiologistas. A partir das taxas de acerto obtidas com o diagnóstico individual, houve um acréscimo de 7,0% na detecção de câncer quando os radiologistas foram assistidos pelo CAD, e um aumento de 10,5% nos casos onde o diagnóstico foi elaborado por dois radiologistas. Além disso, foi observada uma pequena diminuição na taxa de falsos-positivos nos diagnósticos assistidos pelo CAD, o que significa que um número menor de pacientes foi submetido à biópsia sem necessidade.

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

Assim, pesquisas recentes têm mostrado uma grande expectativa em relação ao uso de esquemas CAD no rastreamento do câncer de mama e na detecção precoce da doença. O uso de esquemas CAD como uma “segunda opinião” na mamografia tem elevado o número de cânceres de mama detectados precocemente e melhorado o desempenho dos radiologistas, principalmente no caso dos menos experientes, em que o diagnóstico assistido pelo CAD atingiu níveis de acerto próximos aos obtidos com radiologistas mais experientes. Além disso, o uso do CAD no diagnóstico do câncer de mama tem mostrado resultados próximos aos obtidos com o duplo diagnóstico, com a vantagem de ser um procedimento mais prático e mais barato. (Freer & Ulisse, 2001; Karssemeijer *et al.*, 2003; Astley & Gilbert, 2004; Giger, 2004).

A Figura 4.6 mostra uma imagem do CAD comercial *ImageChecker®*. Neste caso, também está presente um digitalizador laser para a aquisição da imagem digital a partir do mamograma original. A Figura 4.7 mostra a tela de saída deste mesmo CAD após a análise computacional dos mamogramas. As

regiões suspeitas são marcadas com um triângulo, no caso de agrupamento de microcalcificações, e com um asterisco, quando algum nódulo suspeito é detectado.



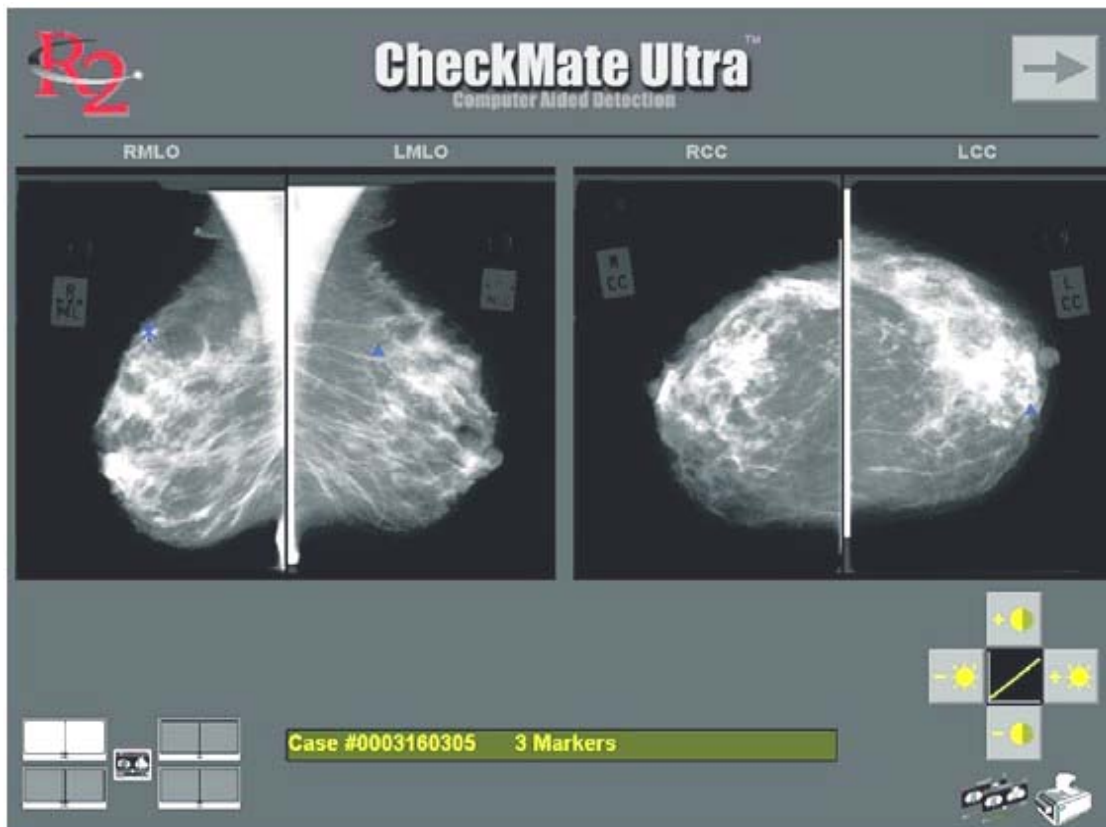
**Figura 4.6 – Exemplo de um esquema CAD comercial<sup>2</sup>.**

Os métodos computacionais utilizados nos esquemas CAD geralmente incluem técnicas de visão computacional e processamento de imagens, para detecção de estruturas suspeitas na imagem mamográfica, e inteligência artificial, para sua classificação em benignos ou malignos (Vyborny *et al.*, 2000; Cheng *et al.*, 2003). A análise computacional requer, primeiramente, que a imagem mamográfica esteja na forma digital. Atualmente, a forma mais comum de obtenção das imagens mamográficas digitais é através da digitalização dos mamogramas originais utilizando-se os *scanners* específicos para tal fim.

---

<sup>2</sup> Fonte: R2 Technology, Inc. (2005). Disponível em: <<http://www.r2tech.com>>. Acessado em: 15/05/2005.





**Figura 4.7 – Regiões suspeitas de um exame mamográfico marcadas com triângulos azuis (microcalcificações) e por asteriscos (nódulos) em um CAD comercial. (Astley & Gilbert, 2004).**

Por outro lado, a partir de 2002, a análise por CAD de imagens obtidas diretamente por mamógrafos digitais começaram a ganhar espaço em sistemas comerciais a partir da aprovação, pelo FDA, do primeiro sistema completo para análise digital de imagens mamográficas, com um mamógrafo digital e um esquema CAD incorporados em um só produto<sup>3</sup>, o aparelho *GE Senographe 2000D*<sup>®</sup> (*GE Medical Systems*, Sunnyvale, EUA) integrado ao CAD *ImageChecker*<sup>®</sup> da *R2*. Estudos preliminares mostraram uma pequena melhora no desempenho do esquema CAD quando utilizadas imagens do mamógrafo digital, comparado ao desempenho obtido com imagens digitalizadas provenientes de equipamentos mamográficos analógicos, não só pelo aumento na detecção, como também na diminuição do número de falsos-positivos (Baum *et al.*, 2002). Além disso, destaca-se a praticidade e a velocidade de um sistema mamográfico digital integrado com o CAD, por não necessitar de filmes radiográficos e reveladoras para a aquisição dos mamogramas e,

<sup>3</sup> Fonte: FDA (Food and Drug Administration – EUA). Disponível em: <<http://www.fda.gov>>. Acessado em: 15/05/2005.

principalmente, por dispensar o uso dos *scanners* de filmes para a digitalização das imagens, já que sua aquisição é feita diretamente na forma digital (Baum *et al.*, 2002).

A detecção de lesões mamárias nos esquemas CAD geralmente começa com a segmentação da região que contém especificamente a mama na imagem (Bick *et al.*, 1995; Vieira *et al.*, 2001), seguida da segmentação automática ou semi-automática das regiões de interesse (Nishikawa *et al.*, 1993; Giger & Macmahon, 1996; Gavrielides *et al.*, 2000). Além disso, em alguns casos, é também feito um realce no contraste da região de interesse para facilitar a visualização da lesão (Bick *et al.*, 1996; Byng *et al.*, 1997; Nunes *et al.*, 2002). Assim, o computador indica algumas regiões e estruturas na imagem consideradas suspeitas, deixando o diagnóstico sob total responsabilidade do radiologista.

Alguns esquemas CAD, ainda sem uso comercial, também são capazes de classificar as lesões detectadas de acordo com seu grau de suspeitabilidade (Astley & Gilbert, 2004; Doi, 2004). De modo geral, a classificação leva em conta as características intrínsecas da lesão (nódulos ou microcalcificações) para determinar a chance dela ser benigna ou maligna. Para isso, diversas técnicas computacionais vêm sendo utilizadas, em particular as técnicas baseadas em redes neurais artificiais (Papadopoulos *et al.*, 2002; Patrocínio *et al.*, 2003), lógica *fuzzy* (Gavrielides *et al.*, 2000) e transformada *wavelet* (Diekmann *et al.*, 2004).

#### **4.2.5 – Esquema CAD-LAPIMO**

Há alguns anos o Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas (LAPIMO) no Depto. de Engenharia Elétrica EESC/USP vem desenvolvendo técnicas de processamento de imagens com o objetivo de detectar estruturas que podem indicar precocemente a formação de um câncer de mama na avaliação dos mamogramas. Dentro desse contexto já foram desenvolvidas técnicas para segmentar microcalcificações, identificar agrupamentos desses sinais e classificar tais estruturas (Schiabel *et al.*, 1997),

(Nunes & Schiabel, 2000), (Patrocínio *et al.*, 2000), detectar massas e nódulos, bem como proceder à sua classificação automática (Nunes & Schiabel, 2001), (Patrocino & Schiabel, 2001). Com a finalidade de fornecer suporte a esses processos, também foram desenvolvidos estudos sobre os equipamentos digitalizadores, gerando técnicas para armazenar imagens em diversos formatos e com resoluções espacial e de contraste diversas (Nunes *et al.*, 1999), (Escarpinati *et al.*, 2002).

As pesquisas do LAPIMO atentaram desde o princípio 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. 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* (Vieira *et al.*, 2001), (Patrocino & Schiabel, 2001). 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 (Nunes *et al.*, 2001a). Todos esses trabalhos têm o objetivo de compor um conjunto completo para produzir informações úteis ao diagnóstico médico em investigação mamográfica.

Uma das dificuldades no desenvolvimento dessas técnicas está na avaliação dos processos. Não é fácil saber se uma determinada técnica é eficiente ou não, pois os resultados podem variar de acordo com o conjunto de imagens utilizado nos testes. Para se atestar a viabilidade do uso de uma técnica, são necessários testes com um vasto conjunto de imagens que tenham, preferencialmente, características de aquisição variadas e que atendam aos requisitos da finalidade da técnica, isto é, conter as estruturas procuradas na detecção. Isso envolve uma pesquisa intensa junto a hospitais e clínicas para obtenção dos filmes radiográficos e dos respectivos laudos médicos, a tarefa de digitalizar essas imagens e uma catalogação sistemática e eficiente que permita uma recuperação rápida e precisa das imagens de acordo com as suas características. O LAPIMO também tem atuado nessa atividade, formando uma base de imagens local, que tem sido utilizada nos testes das técnicas desenvolvidas (Schiabel *et al.*, 2006). Atualmente essa base é

composta por aproximadamente 2000 imagens de mamogramas provenientes de hospitais e clínicas parceiros das pesquisas em andamento.

Hoje, as técnicas implementadas no esquema atuam separadamente em regiões de interesse das imagens investigadas (Nunes, 2001; Góes, 2002; Santos, 2002; Patrocínio, 2004), com base em seleções manuais ou, no máximo, semi-automáticas, geralmente como função de informações de especialistas (radiologistas ou mastologistas). Além disso, são parametrizadas, ou seja, cada uma tem um número de parâmetros que precisam ser definidos pelo usuário em função de determinadas características do conjunto de imagens sob processamento.

### **4.3 – Base de imagens**

A base de imagens utilizada no desenvolvimento e na avaliação de um esquema CAD deve ser formada por imagens representativas do universo de casos que serão investigados, ou seja, não só deve conter imagens de diferentes tipos de lesões mamárias, como também imagens que representem a inexistência de achados. Isso implica, portanto, obter imagens de pacientes numa larga faixa de idades e com características diversas, de modo a englobar o maior número de casos possíveis e ser considerada estatisticamente significativa. Por conseguinte, as imagens acabam sendo muitas vezes obtidas de diversos mamógrafos, em diversas instituições, sob diferentes condições técnicas. Garante-se, assim, a representatividade estatística dos casos, mas a qualidade das imagens pode ser prejudicada, dada a grande heterogeneidade de características relacionadas ao seu processo de aquisição (Schiabel *et al.*, 2004).

Sabe-se que as características da base de imagens podem afetar significativamente o desempenho de um esquema CAD ou de uma técnica particular de processamento (Nishikawa *et al.*, 1994; Nishikawa & Yaruso, 1998; Schiabel *et al.*, 2001). Isso não só impede que se possa fazer a devida comparação de desempenho entre diferentes esquemas CAD, como também pode levar um mesmo esquema a apresentar diferentes desempenhos

dependendo do elenco de casos escolhidos, em função da sua origem. Assim, as imagens que compõem uma base de dados para avaliação de esquemas CAD deveriam obedecer a um conjunto significativo de critérios de qualidade, desde o processo de aquisição no mamógrafo até sua digitalização.

As bases de dados existentes, disponíveis ou não, geralmente não oferecem uma padronização que permita uma comparação confiável entre o desempenho de diferentes técnicas ou esquemas CAD.

Por outro lado, não se pode desenvolver um esquema CAD sem uma base de imagens que permita testar sua eficácia. Assim, os diferentes centros de pesquisas que atuam no assunto acabam providenciando bases próprias com características particulares (Karssemeijer, 1993; Chang *et al.*, 1997; Amendolia *et al.*, 2001; Benatti, 2003, Schiabel *et al.*, 2006). O problema é que exatamente isso pode influenciar decisivamente no desempenho do esquema de processamento, pois, dependendo das características do conjunto de imagens de testes, as taxas de acerto e erro podem variar muito.

Um primeiro sistema de gerenciamento da base de imagens do LAPIMO foi implementado (Benatti, 2003) com o objetivo de dar suporte ao desenvolvimento de sistemas dedicados ao processamento de imagens e ser abrangente, de forma que as principais patologias e estruturas de interesse estejam representadas, a fim de validar os testes de processamento e proporcionar buscas por imagens com determinadas características. Opções de seleção por característica de pacientes também foram inseridas no sistema.

A interface gráfica desenvolvida para facilitar o acesso às imagens e agilizar a busca e recuperação de imagens ou regiões de interesse, de acordo com características da paciente ou da mama, é ilustrada na Figura 4.8.

As imagens armazenadas na base foram obtidas nos seguintes hospitais: Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (FMRP-USP), Santa Casa de Misericórdia de São Carlos, Hospital São Paulo e Hospital Pérola Byington, em São Paulo, e Hospital das Clínicas da UNESP em Botucatu.

Todos os mamogramas (a maioria registrada em filme Kodak Min-R M ou 2000) foram digitalizados em *scanners* laser do tipo Lumiscan (*Lumisys*,

Inc.), com 12 bits e 0,075-0,150 mm de resoluções de contraste e espacial, respectivamente. Os arquivos armazenados estão no formato TIFF.

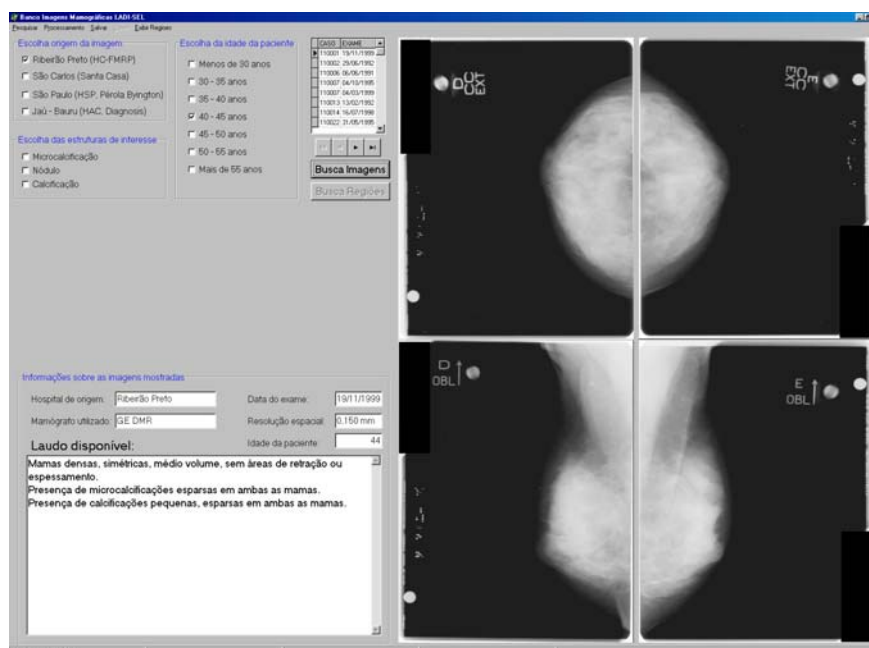


Figura 4.8 – Exemplo da interface construída para a base de imagens (Benatti. 2003).

Dando continuidade ao trabalho, Schiabel *et. al.*, (2006) foi desenvolvida uma ferramenta para gerenciar uma base de imagens mamográficas via-Internet, que pode ser acessada através do endereço: <http://lapimo.sel.eesc.usp.br/bancoweb/>. O BancoWeb (Figura 3.9) possui atualmente aproximadamente 400 imagens, provenientes de 80 pacientes, obtidas de hospitais públicos e algumas clínicas particulares do Estado de São Paulo. A maior parte destas imagens (90%) apresenta os respectivos laudos radiológicos acompanhados dos laudos anátomo patológicos e citológicos (quando realizados).

:Usuário: silva      [PhpInfo](#)      Sair do Sistema      :Data: 30/11/2005      :Hora: 15:04

**Paciente**  
Cadastrar  
Editar/Remover

**Aparelho de Raio-X**  
Cadastrar  
Editar/Remover

**Tipo de Achado**  
Cadastrar  
Editar/Remover

**Exames**  
Cadastrar  
Editar/Remover

**Hospital**  
Cadastrar  
Editar/Remover

**Patologia**  
Cadastrar  
Editar/Remover

**Pesquisa de Imagens**  
Por imagem  
Por Paciente  
Por Aparelho Raio-X  
Por Aparelho Scanner

**Painel Pessoal**  
Editar Senha  
Editar E-mail  
Remover Conta

**Divulgação**  
Convide uma pessoa

**Scanner**  
Cadastrar  
Editar/Remover

**Birads**  
Cadastrar  
Editar/Remover

**Perfil das Imagens**  
Conhecer

**LAPIMO**  
*Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas.*

Figura 4.9.- Página principal do BancoWeb (Schiabel et. al., 2006).

## Capítulo 5 – Técnicas Implementadas e parametrizadas para composição do esquema CAD.

---

### 5.1 – Introdução

Atualmente, as técnicas implementadas em nosso esquema atuam separadamente em regiões de interesse das imagens investigadas, com base em seleções manuais ou, no máximo, semi-automáticas, geralmente como função de informações de especialistas (radiologistas ou mastologistas). Além disso, elas são parametrizadas, ou seja, cada uma tem um número de parâmetros que precisam ser definidos pelo usuário em função de determinadas características do conjunto de imagens sob processamento. Entre esses parâmetros, por exemplo, estão os desvios-padrões para definição dos limites de níveis de cinza, que estabeleceriam a possível segmentação de estruturas mais claras como microcalcificações em destaque em relação ao fundo do mamograma, os coeficientes de atenuação lineares a serem utilizados em técnica específica de realce de contraste para imagens de mamas densas, os níveis de *threshold* de diversas técnicas de segmentação, os pontos de separabilidade entre sinal e ruído para diferenciação na classificação de atributos, etc. Esse mesmo tipo de abordagem, aliás, é comum no desenvolvimento de esquemas CAD, em particular para mamografia, dadas as diferenças bastante grandes nas características das imagens a ser processadas, seja pelo tipo de estrutura (sobretudo quanto à densidade da



mama), seja em função dos procedimentos de aquisição e digitalização das imagens, que podem produzir resultados muito discrepantes em termos de qualidade dependendo de sua eficácia (Nunes *et al.*, 2001b; Schiabel *et al.*, 2001; Patrocínio *et al.*, 2004; Schiabel *et al.*, 2005).

## 5.2 – Seleção de Regiões de Interesse

O projeto tem como objetivo projetar de forma automática os valores de diversos parâmetros envolvidos nas técnicas de processamento que são aplicadas de forma automática sobre as imagens, visando a sua classificação. Para isso, o ideal é que se trabalhe com o mamograma inteiro. Como, porém, todos os procedimentos desenvolvidos previamente por nosso grupo de pesquisa são aplicados a regiões de interesse pré-selecionadas, tornou-se necessário desenvolver uma técnica para a seleção automática dessas regiões e determinar os valores dos diversos parâmetros.

O procedimento, então, consiste em recortar a parte que representa a mama da imagem mamográfica completa, em que foi corrigida a resolução de contraste, retirando as partes que não são necessárias para o processamento, para deixar somente a mama na imagem, conforme exemplificado na Figura 5.1. (Nunes *et al.* 2001b).

Em seguida, foram estudados filtros para ressaltar as altas frequências da imagem para assim poder segmentá-la, e destacar, as partes mais claras. Os filtros estudados foram laplaciano e sobel, que são baseados na utilização de uma máscara a qual é convoluída com a imagem.

O filtro laplaciano é baseado na aplicação de uma máscara sobre a imagem de tal forma que a posição central da máscara corresponda ao *pixel* que está sendo processado. Para cada ponto, multiplica-se cada *pixel* pelos valores da máscara e a soma destas multiplicações é atribuída ao ponto central. A máscara do filtro laplaciano é ilustrada na Figura 5.2. Na Figura 5.3(b) tem-se a imagem resultante da aplicação do filtro sobre a imagem real.

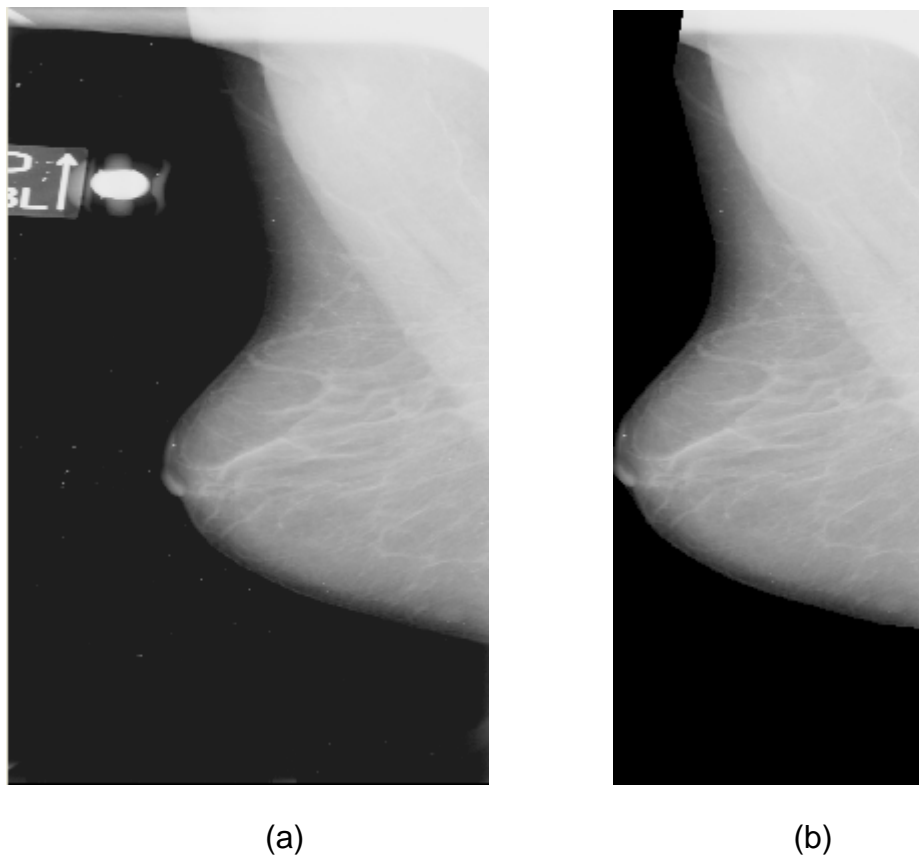


Figura 5.1 - (a) mamografia original e (b) mamografia recortada, onde foram retiradas as partes não importantes para o processamento.

0	-1	0
-1	4	-1
0	-1	0

Figura 5.2 – Máscara utilizada no detector Laplaciano

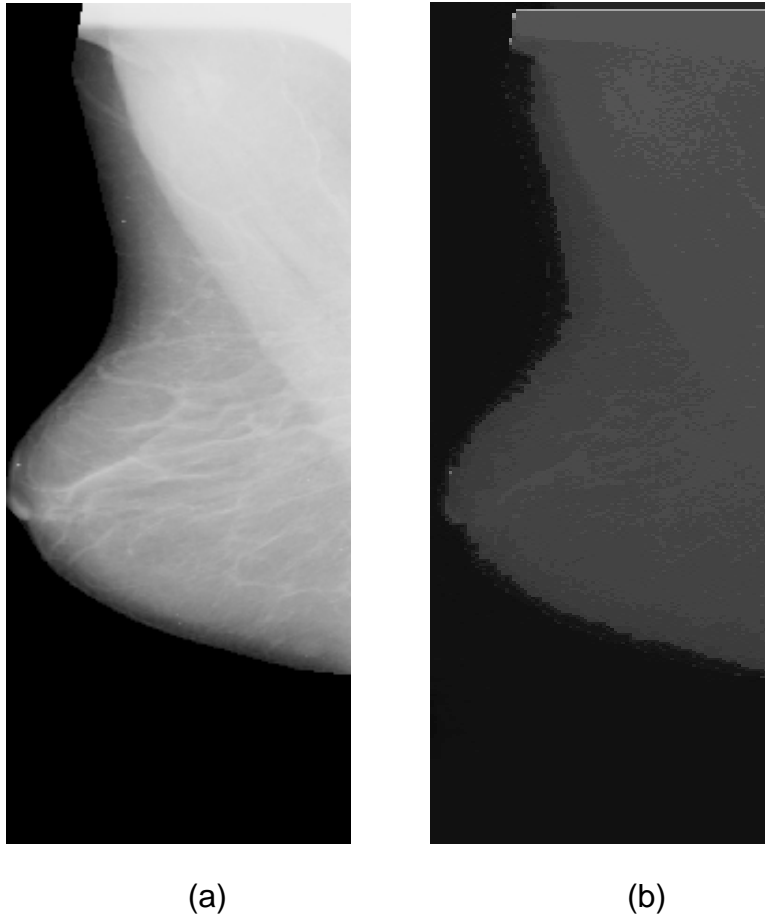


Figura 5.3 – (a) imagem recortada e (b) imagem com o filtro laplaciano.

O filtro Sobel é baseado na utilização de duas máscaras que são convoluídas com a imagem: uma para ressaltar as altas freqüências em X (linhas) e outra para ressaltar as altas freqüências em Y (colunas). Para a aplicação, basta varrer a imagem de tal forma que a posição central da máscara corresponda ao *pixel* que está sendo processado. Para cada ponto, multiplica-se cada *pixel* pelos valores das máscaras, somam-se os resultados das duas multiplicações e atribui-se esse valor ao ponto central. As máscaras do filtro Sobel são ilustradas na Figura 5.4. Na Figura 5.5(b) tem-se a imagem resultante da aplicação do filtro sobre a imagem real.

1	2	1
0	0	0
-1	-2	-1

Gy

-1	0	1
-2	0	2
-1	0	1

Gx

Figura 5.4 – Máscaras do filtro passa alta Sobel.

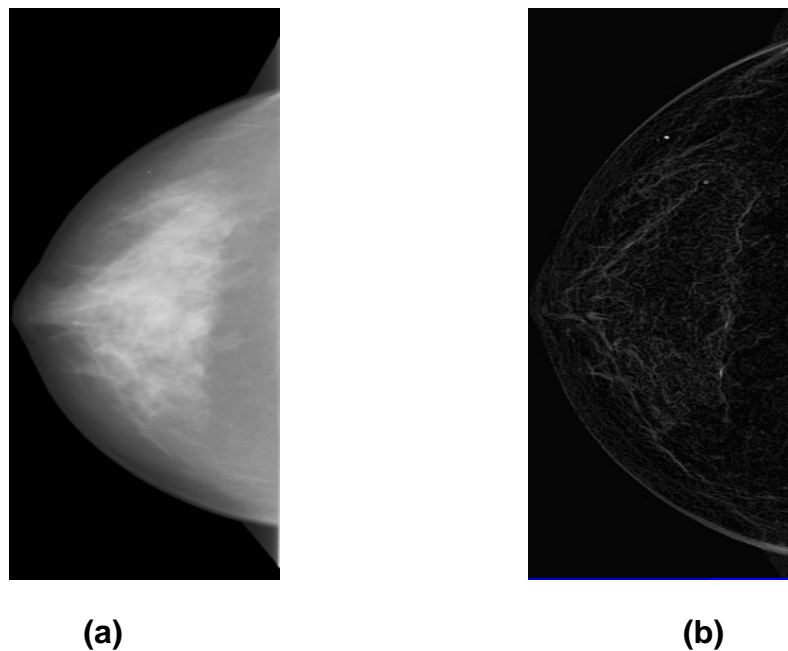


Figura 5.5 – (a) imagem real, (b) imagem com o filtro passa-alta Sobel.

Nos testes feitos para verificação da eficácia dos dois filtros, o filtro Laplaciano demonstrou-se inviável pela apresentação de muito ruído na segmentação, enquanto o filtro Sobel demonstrou um melhor resultado quando comparado ao obtido com filtro lapaciano, conforme se pode notar na Figura 5.3.

A segmentação pode ser efetuada, varrendo-se a imagem, *pixel a pixel*, e rotulando-se cada *pixel* como sendo do objeto ou do fundo, dependendo se o nível de cinza daquele *pixel* for maior ou menor que um limiar único  $T$ , que particiona o histograma da imagem. Uma imagem limiarizada  $g(x,y)$  é definida como:

$$g(x,y) = \begin{cases} 1 & \text{se } f(x,y) > T \\ 0 & \text{se } f(x,y) \leq T \end{cases} \quad (5.1)$$

Com isso, *pixels* rotulados como 1 (ou qualquer outro nível de cinza conveniente) correspondem aos objetos, enquanto que aqueles rotulados com 0 correspondem ao fundo.

A seguir, é realizada a binarização da imagem, de modo que permanece branca somente uma porcentagem de *pixels* estabelecida pelo *threshold*, determinado pela média de tons de cinza da imagem. Neste ponto, algumas bordas da mama ficaram brancas. Por isso, foi implementado um algoritmo recursivo para eliminar *pixels* vizinhos como ilustrado na Figura 5.6 (onde foi invertido o fundo, para facilitar a visualização no texto: a parte preta está branca e vice-versa), pois se existir ainda uma seqüência de *pixels*, esses não corresponderão a nódulo ou microcalcificação.

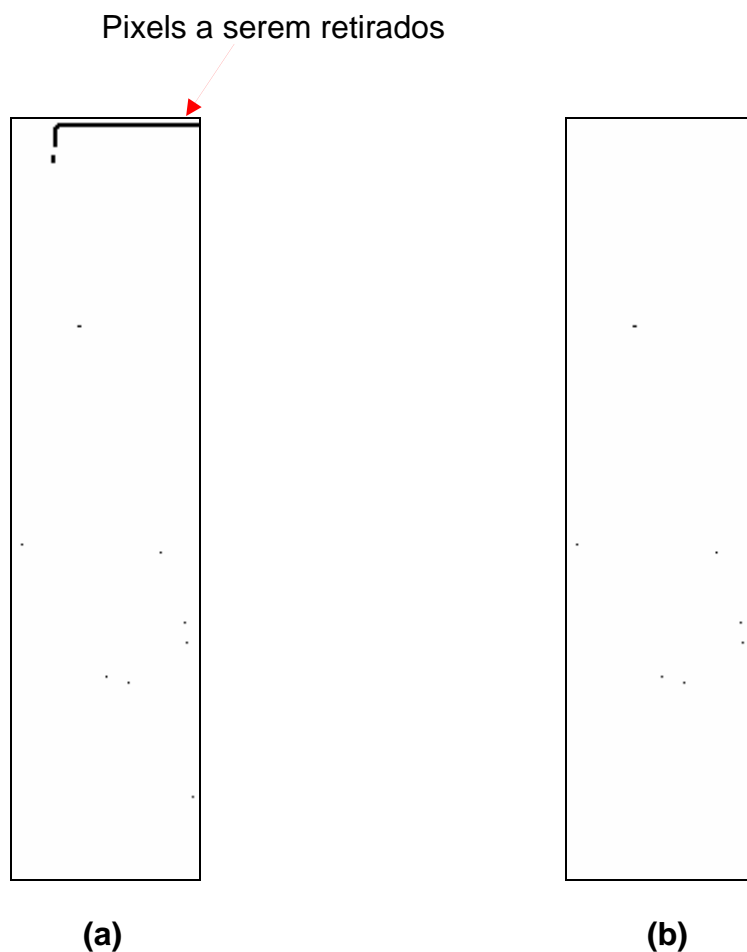
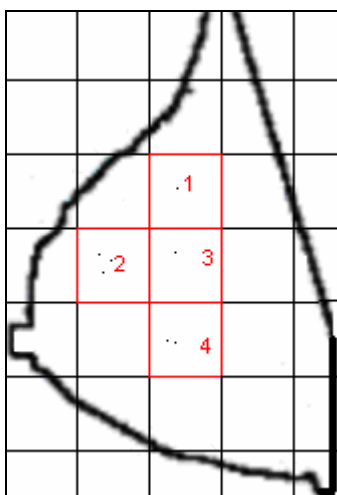


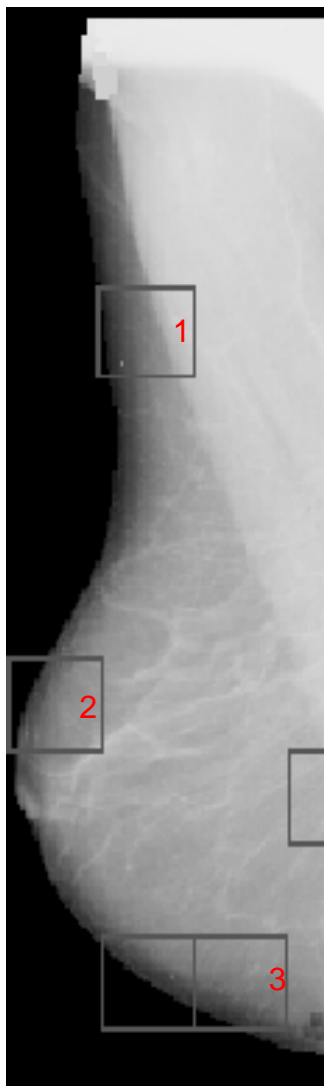
Figura 5.6 – (a) imagem binarizada (invertida, parte preta está branca e vice-versa) e (b) eliminação dos *pixels* de borda que ainda existiam (também invertida).

Logo após este processamento, só vão sobrar na imagem *pixels* relevantes que chamam a atenção para uma região de interesse. São delimitados por um tamanho de um quadrado de 9 cm<sup>2</sup>.

A imagem é varrida quadro a quadro à procura de *pixels* brancos que podem despertar interesse. Encontrando esses *pixels*, os dados são armazenados em um vetor com informações indicativas sobre de qual quadrante foi retirado o trecho da imagem. Na Figura 5.7 é mostrado um exemplo de como foi realizado o procedimento e na Figura 5.8 o resultado na imagem real.

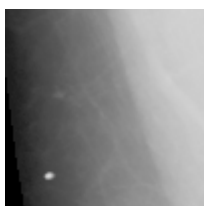


**Figura 5.7 – De todos os quadros formados na imagem, só serão armazenados os que estão em vermelho.**

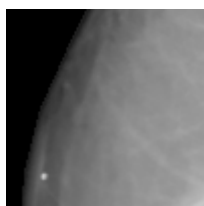


**Figura 5.8 – Imagem da mama com os quadrantes selecionados.**

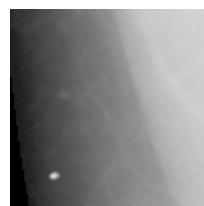
Na Figura 5.9 são ilustradas as imagens das regiões selecionadas da imagem (representando 1, 2 e 3 da Figura 5.8) que serão processadas pelas técnicas que compõem o esquema CAD. A partir deste ponto, com as regiões selecionadas, serão extraídas as características da imagem.



(a)



(b)



(c)

**Figura 5.9 – (a) representa o quadrante 1, (b) representa o quadrante 2 e (c) representa o quadrante 3.**

Para avaliar o comportamento da técnica, foi analisado um conjunto de 60 imagens de mamas densas e não densas, obtidas de exames realizados no HC da FMRP/USP, digitalizadas em *scanner* laser com 12 bits de resolução de contraste. Foram comparadas as regiões detectadas pelo sistema com aquelas indicadas por especialistas da área e em laudo médico. O resultado apontou uma sensibilidade de 92% (taxa de verdadeiro-positivo), com uma taxa de 40% de falsos-positivos (regiões que, em tese, não apresentariam sinais significativos) em função de ruídos remanescentes na imagem. Resultados parciais destes procedimentos foram publicados em Martinez *et al.* (2004).

Após a análise dos resultados das regiões extraídas na imagem, verificou-se que algumas regiões selecionadas estavam dividindo “*clusters*”, tornando o que deveria ser uma única região em duas ou até três. Sendo assim o próximo passo para melhorar a eficiência do algoritmo foi, ao detectar este tipo de problema, deslocar o quadrante para que se tornasse somente uma única região de interesse.

A partir destes resultados foram feitos estudos mais aprofundados para resolver algumas pendências restantes no algoritmo:

- Algumas regiões selecionadas estavam dividindo *clusters*;
- O algoritmo funcionou bem somente com imagens de mamas não densas;
- Ainda não se tinha conseguido definir o *threshold* de forma automática.

A partir desses problemas foram investigadas algumas soluções: primeiramente estudou-se como resolver o problema da divisão dos *clusters* (agrupamento de microcalcificações), pois, ao se dividir uma região ao meio altera-se o resultado, aumentando a taxa de falso negativo.

A idéia inicial foi que, ao se encontrar duas regiões adjacentes, seria feita a junção entre elas como ilustrado na Figura 5.10.



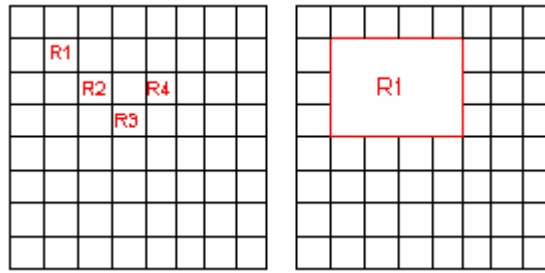


Figura 5.10 – Exemplo da junção das regiões.

Com a realização dessas junções, começaram a aparecer regiões próximas que eram ligadas também. Ligando todas as regiões próximas, surgiu o problema de a imagem inteira, ou quase toda, virar uma só região, conforme Figura 5.11.

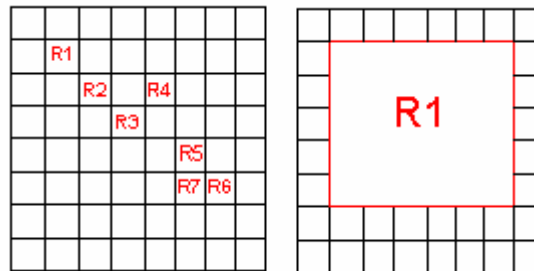
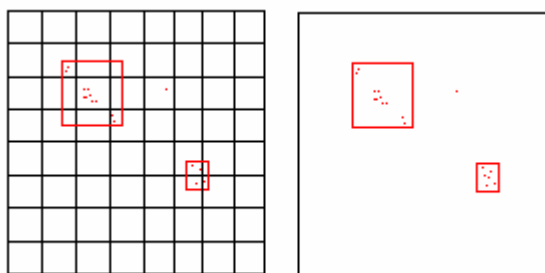


Figura 5.11 – Exemplo da junção das regiões ligadas.

Para que seja caracterizado um *cluster*, o algoritmo analisa a existência de um número  $n$  de microcalcificações conexas por um critério de conexão radial. Isto é, seja  $m_1$  uma microcalcificação qualquer segmentada em uma imagem  $A$  e  $m_k$  uma microcalcificação qualquer pertencente a um conjunto  $C$  de microcalcificações agrupadas também segmentadas na imagem  $A$ ,  $m_1$  estará conectada a este grupo se a distância euclidiana entre  $m_1$  e  $m_k$  for inferior a uma distância  $r$ , onde  $n$  e  $r$  são parâmetros estabelecidos pelo especialista. Uma vez determinados esses agrupamentos, o algoritmo determina como sendo regiões de interesse na mama as áreas que contenham os *clusters* encontrados, como exemplificado na Figura 5.12.



**Figura 5.12 – Exemplo da junção das regiões.**

Utilizando-se esse novo processo para seleção de regiões de interesse resolveu-se o problema da divisão dos *clusters*.

Para o problema das imagens de mamas densas, que possuem baixo contraste, foram feitos testes com um algoritmo de Equalização. A técnica de equalização tem a finalidade de obter um histograma uniforme através do espalhamento da distribuição dos níveis de cinza ao longo de toda a escala de contraste. Isso permite, expandir a distribuição dos níveis de cinza ao longo de toda a escala de contraste, aumentando, dessa maneira, a detectabilidade de aspectos da imagem.

A técnica de equalização proporcionou bons resultados com imagens de mamas densas, conforme ilustra a Figura 5.13. Após a equalização, a imagem é limiarizada. Para tal limiarização é necessária, porém, a utilização de um valor específico para cada imagem, pois para cada uma normalmente é necessário um *threshold* que permite obter melhores resultados. Várias técnicas foram estudadas e a que proporcionou um melhor resultado foi a técnica Otsu (Sahoo *et al.*,1988), descrita no Capítulo 3, conforme resultado ilustrado na Figura 5.14.

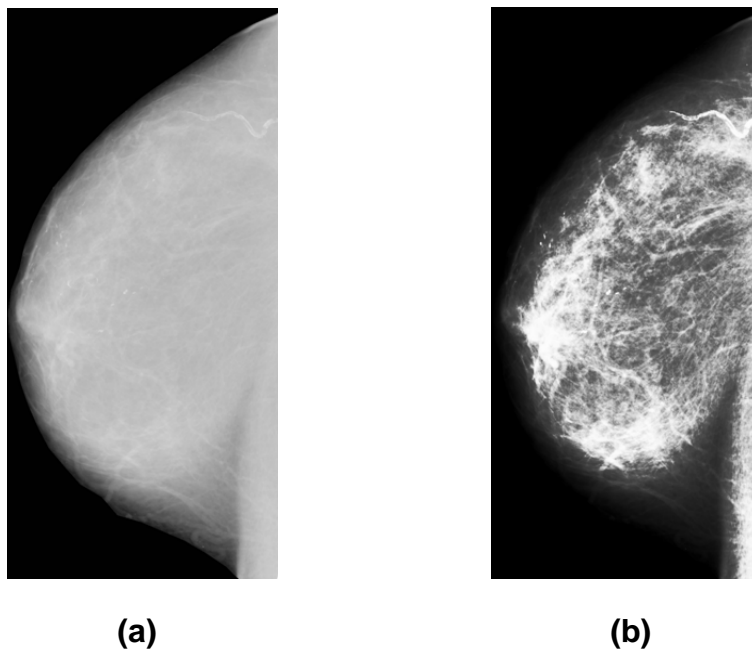


Figura 5.13 – (a) imagem real, (b) imagem equalizada

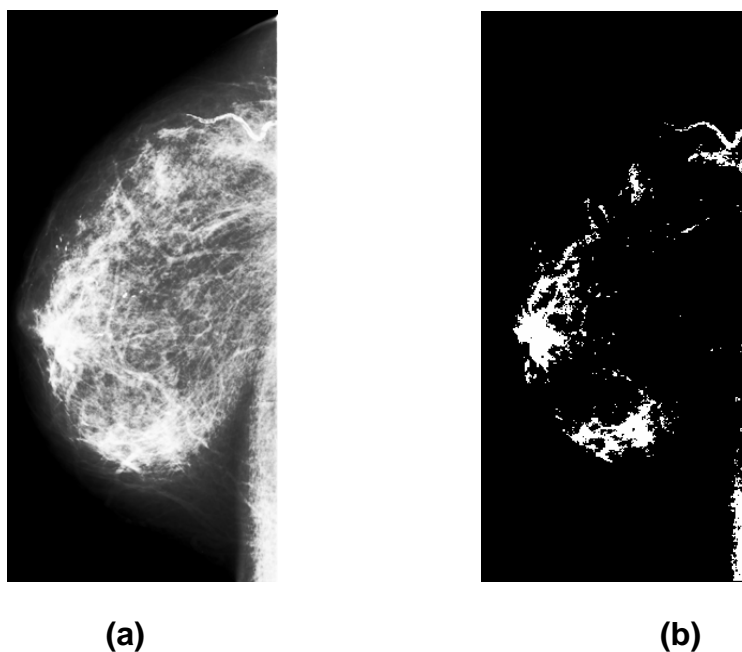


Figura 5.14 – (a) imagem equalizada, (b) imagem limiarizada

Com a imagem limiarizada utilizou-se um algoritmo para a diminuição dos pontos conectados, a fim de construir apenas um ponto para cada “região”. Com a imagem contendo apenas *pixels* relevantes, utilizou-se o algoritmo para marcar as regiões de interesse (explicado no começo deste capítulo). Um

resultado das marcações das regiões de interesse com base na imagem limiarizada é ilustrado na Figura 5.15.



**Figura 5.15 – Imagem de mama densa resultante com as regiões marcadas automaticamente.**

A partir dessas novas implementações, foi testado um conjunto de 100 imagens obtidas de exames realizados no HC da FMRP/USP, digitalizadas em *scanner* laser (Lumiscan50 – 12 bits de resolução de contraste e 0,15mm de resolução espacial). Foram comparadas as regiões detectadas pelo sistema com aquelas indicadas por especialistas da área em laudos médicos. O resultado destes testes produziu 94% de acerto (verdadeiro-positivo), com 45% de falsos-positivos em função de ruídos remanescentes na imagem. Resultados parciais destes procedimentos foram publicados em Martinez *et al.* (2006).

Os falsos positivos foram gerados pela detecção de ruídos incrementados à imagem pelo sistema de aquisição. Entretanto, isto não se torna um agravante significativo, pois tais regiões ainda serão submetidas às técnicas de segmentação e classificação, onde esses ruídos serão tratados por algoritmos específicos. O método se mostrou eficaz para solucionar um problema quando se trabalha com a imagem mamográfica inteira, uma vez que as regiões de interesse efetivas nem sempre são fáceis de demarcar.

## 5.3 – Parametrização dos sistemas de detecção

### 5.3.1 – Parametrização do sistema de detecção de nódulos

Um esquema de processamento desenvolvido em trabalho prévio em nossa equipe voltado à detecção de nódulos (Santos, 2002) baseia-se na escolha, pelo usuário, do limiar para o funcionamento da técnica.

A técnica utilizada para a segmentação é baseada na transformada *Watershed*. A transformada *Watershed* analisa os níveis de cinza do histograma da imagem, já que é baseada no princípio de que as estruturas de interesse correspondem a uma mesma frequência destes níveis, sendo que gradiente e bordas correspondem a altas frequências. O primeiro passo é o cálculo do gradiente interno (objeto) e externo (fundo) para toda a imagem. Em seguida, são calculados e armazenados os *pixels* mais brilhantes (pontos de mínimo), que serão os marcadores da imagem. O próximo passo é a inversão do gradiente e o cálculo de distâncias para montar o esqueleto por meio da análise de vizinhança, para eliminar pontos, gerando as zonas de influência. Utilizando o valor absoluto do gradiente, constrói-se uma espécie de “topografia”. A “inundação das regiões baixas”, a partir dos pontos de mínimo, é o próximo passo. Conforme ilustrado na Figura 5.16, a partir daí, as áreas marcadas com diferentes “níveis de água” formam os segmentos separados pelas linhas da transformada *Watershed*. A imagem é então binarizada, a partir da escolha de um limiar, e o nódulo é destacado do restante da imagem, conforme ilustrado na Figura 5.17.

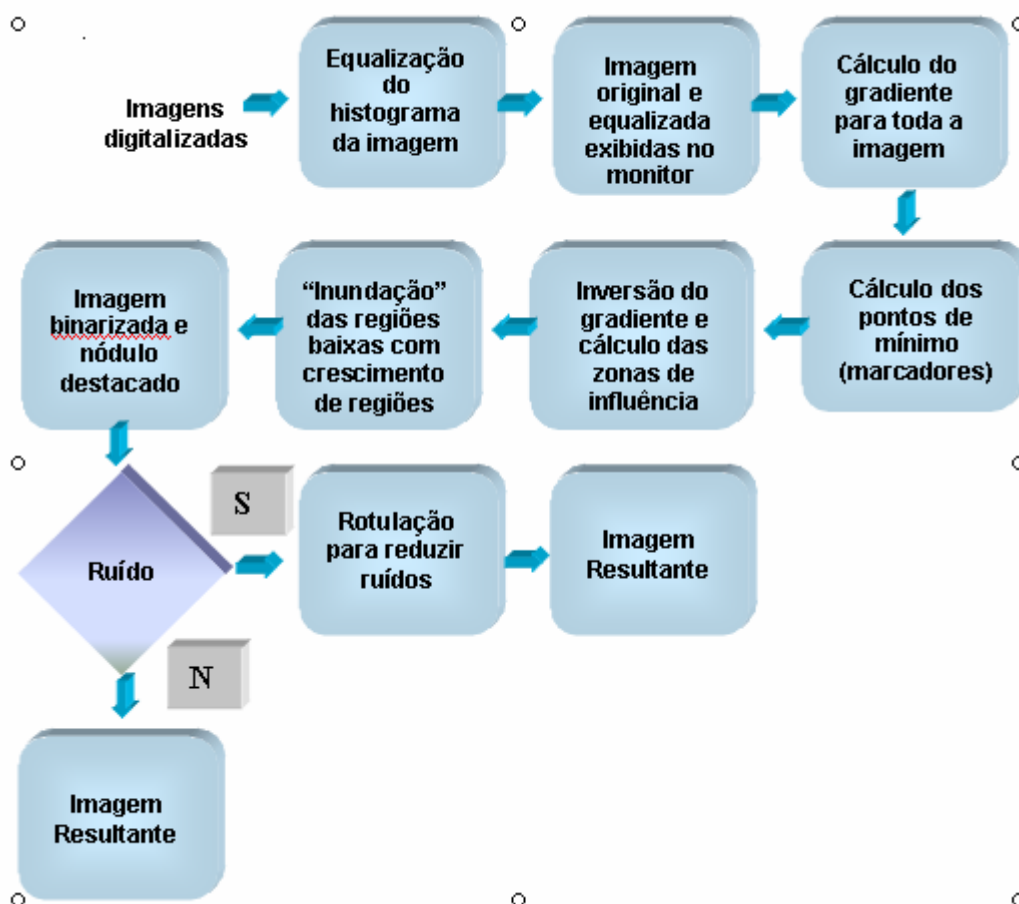


Figura 5.16 Diagrama esquemático do sistema para detecção de nódulos (Santos, 2002).

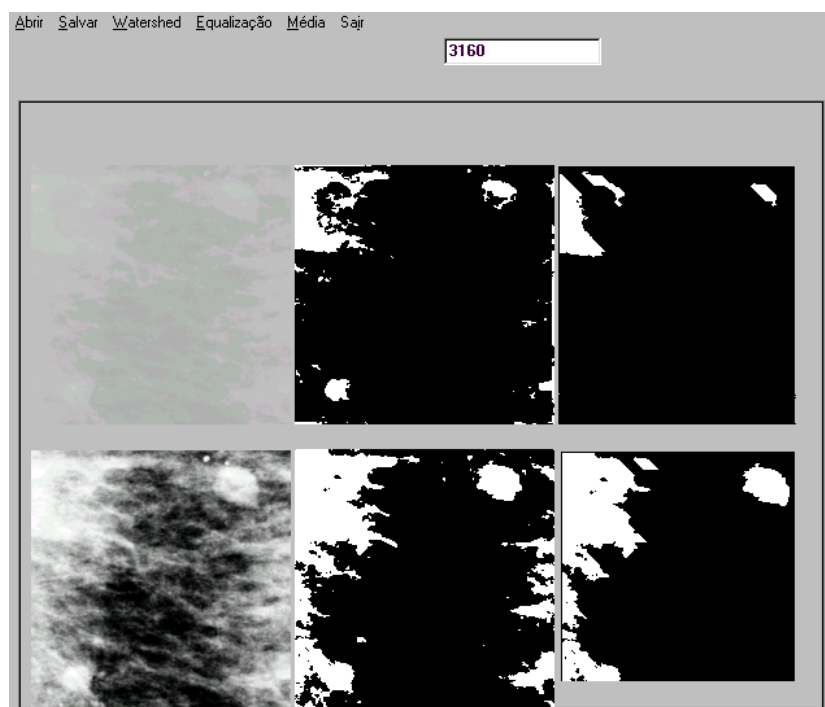
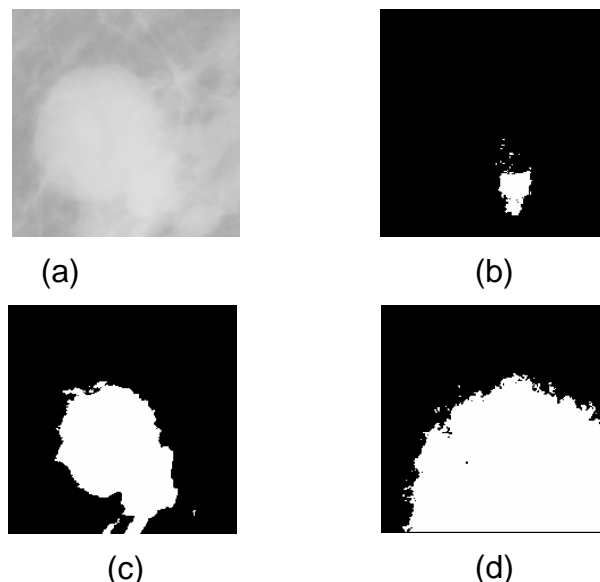


Figura 5.17– Exemplo do sistema desenvolvido para detecção de nódulos (Santos, 2002).

Verificou-se que o principal parâmetro para se tornar a técnica automática é a escolha deste limiar, pois utilizando-se da configuração manual, o usuário necessitava saber se a imagem era de mama densa ou lipo substituída, sendo que em muitos casos necessitavam-se testar diversos limiares até a obtenção de uma imagem que estivesse com boa qualidade para os padrões estabelecidos visualmente pelo usuário. As imagens de mamas densas novamente aqui constituem um problema dado seu baixo contraste.

Para automatização do sistema, foram testados, então, alguns algoritmos: P-Tile (Sahoo *et al.*, 1988), Método de Otsu (Sahoo *et al.*, 1988), e Método de Pun (Gonzalez & Woods, 2002), descritos no Capítulo 3. Estas técnicas foram aplicadas em um conjunto de 200 regiões de interesse de mamogramas reais, com e sem nódulos, obtidos de exames realizados no HC da FMRP/USP, digitalizado em *scanner* laser (Lumiscan50 – 12 bits de resolução de contraste). A Figura 5.18 (a, b, c, d) apresenta, visualmente, os resultados obtidos com a utilização de cada técnica para a mesma imagem. Resultados parciais destes procedimentos foram publicados em Martinez *et al.* (2005).



**Figura 5.18– (a) imagem de uma região real, (b) imagem obtida após a aplicação do algoritmo de P-Tile na técnica de *Watershed*, (c) imagem obtida após a aplicação do algoritmo de Otsu na técnica de *Watershed*, (d) imagem obtida após a aplicação do algoritmo de Pun na técnica de *Watershed*.**

A Tabela 5.1 apresenta os resultados em percentual das 200 imagens analisadas. Esses resultados obtidos com as técnicas estudadas foram comprovados a partir de comparações com os laudos emitidos por médicos radiologistas. Foram avaliadas as taxas de verdadeiro positivo (VP), falso negativo (FN), falso positivo (FP) e verdadeiro negativo (VN) das imagens.

**Tabela 5.1 – Resultados das imagens analisadas**

	VP	FN	FP	VN
P-Tile	30%	70%	20%	80%
Otsu	93%	7%	12%	88%
Pun	50%	50%	25%	75%

Com base nos resultados obtidos, pôde-se observar que, dentre as técnicas estudadas, os métodos de P-Tile e Pun aplicados às imagens mamográficas não funcionaram bem, pois não existe uma boa separação entre o objeto e o fundo (mama e nódulos), deixando a taxa de Verdadeiro Positivo, no melhor caso, em 50%. Em comparação aos outros métodos estudados, o de Otsu produziu um melhor resultado, pois ficou em 93% o índice Verdadeiro Positivo e 12% a taxa de Falso Positivo. O método de Otsu melhorou em 2% a performance da técnica de *watershed* para a segmentação de nódulos que originalmente, havia produzido índice de Verdadeiro Positivo de 91% (Santos, 2002) funcionando com limiar fixo. A implementação desenvolvida aqui automatizou a definição do limiar, diminuindo o tempo de processamento, sem necessidade da intervenção do operador para obtenção do resultado final da detecção. A Figura 5.19 ilustra como ficou o diagrama com a inserção da automatização.



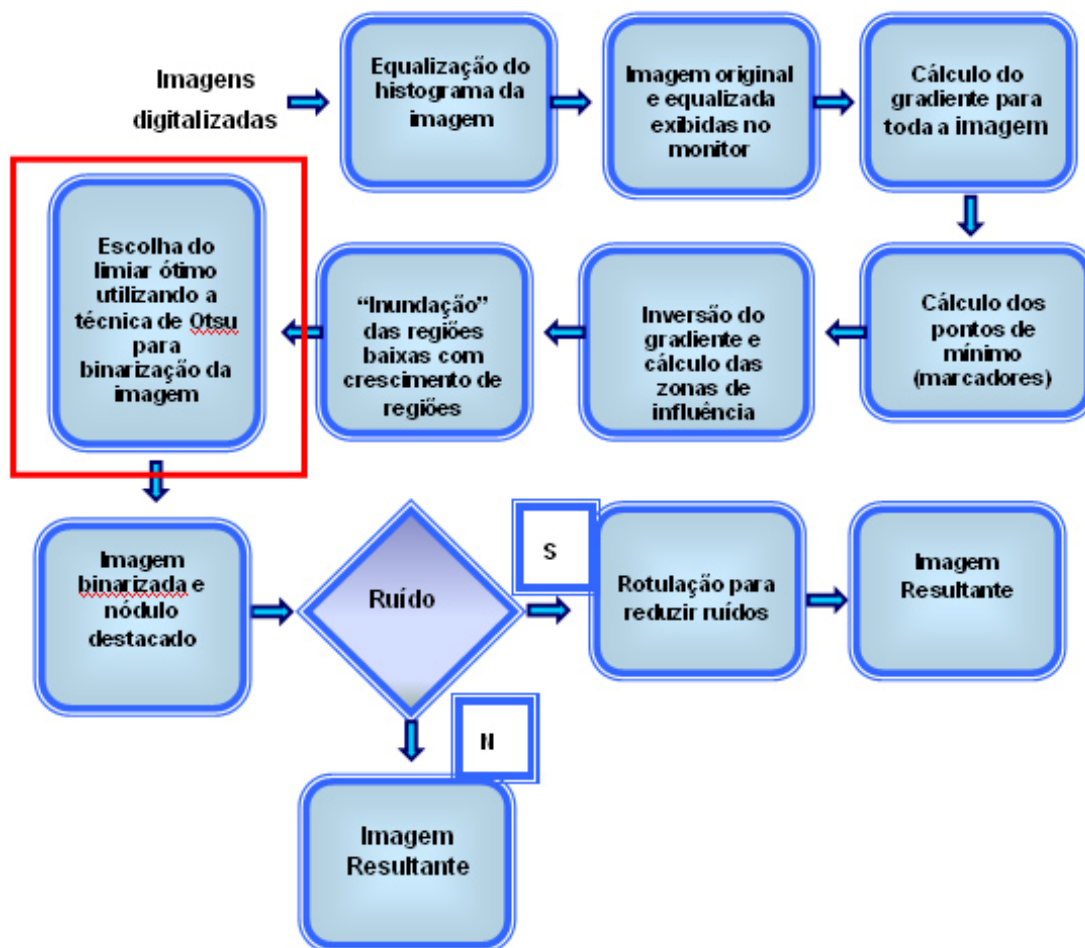


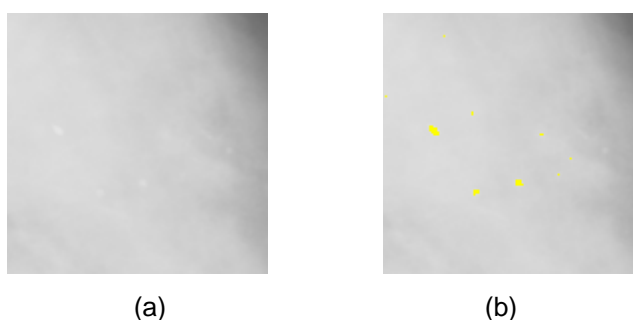
Figura 5.19 Diagrama esquemático do sistema para detecção de nódulos com a inserção da escolha do limiar automaticamente.

### 5.3.2 – Parametrização do sistema para detecção de microcalcificações

Um esquema previamente desenvolvido no grupo, objetivando a detecção de microcalcificações (Góes, 2002) possui uma quantidade maior de parâmetros, sendo que o principal é o desvio padrão. No seu funcionamento, quanto maior o valor do desvio padrão, menor a quantidade de microcalcificações detectadas na imagem, isto é, o esquema torna-se menos sensível. Este programa baseia-se em algoritmos computacionais desenvolvidos especificamente para detecção de microcalcificações em imagens digitais de mama, implementados e testados em diversos trabalhos, e cujos resultados são bem reconhecidos (Nishikawa *et al.*, 1993; Wallet *et al.*, 1997).

A técnica de Nishikawa, implementada em (Góes, 2002) para detecção de microcalcificações, baseia-se no seguinte: primeiramente a imagem é

selecionada através de um menu pelo usuário; então, ela é armazenada em uma matriz bidimensional e é mostrada na tela para confirmação da escolha feita pelo usuário. Este método utiliza dois filtros para supressão do fundo da imagem e ampliação da intensidade das microcalcificações que, juntos, são chamados de filtro casado. Na implementação desse método foram utilizadas duas matrizes, uma de tamanho de  $3 \times 3$  *pixels*, e outra de  $11 \times 11$  *pixels*. Essas matrizes são aplicadas em todos os *pixels* da imagem, conforme discutido no capítulo 4. Com isso obtém-se o efeito de supressão do fundo do mamograma e as microcalcificações são realçadas (Góes, 2002). Esse resultado é armazenado na matriz bidimensional. O Limiar Global da técnica de Nishikawa (Nishikawa, *et al.*, 1993) é utilizado neste método da seguinte forma: na matriz dinâmica contendo o resultado do filtro casado são verificados todos os *pixels* e 98% dos de menor intensidade são descartados. A Erosão Morfológica verifica todos os *pixels* da matriz dinâmica e elimina sinais que não contenham pelo menos 4 *pixels* adjacentes na vizinhança conectada-por-8 no *pixel* em estudo. Para detectar as microcalcificações, esse método utiliza um Limiar Local. Foi implementado um cálculo baseado na média de intensidade e desvio-padrão calculados em uma região centrada em cada *pixel* da imagem com tamanho de  $25 \times 25$  *pixels*. Os *pixels* que possuem valor de intensidade maior que o cálculo do desvio padrão são armazenados em uma matriz de resultado final que tem o mesmo tamanho da imagem original, e os que possuem valores menores que o cálculo são descartados. Para mostrar a imagem do resultado final na tela, os *pixels* resultantes na matriz com o resultado final são sobrepostos na imagem original, mas com a cor amarela para melhor identificação. Conforme ilustrado na Figura 5.20.



**Figura 5.20 – Região de interesse com achados (a) região de interesse com achados realçados (b).**

A implementação da técnica Wallet em (Góes, 2002) foi realizada da seguinte forma: inicialmente o usuário seleciona através de um menu a imagem que será processada. Nesta fase o sistema automaticamente carrega a imagem de 12 bits em tons de cinza em uma matriz dinâmica e faz a interpolação para que seja mostrada na tela, para fins de confirmação do usuário se esta é realmente a imagem que se deseja processar. O passo seguinte na implementação desse método é a aplicação do filtro *High-Boost*. Primeiramente foi criada uma outra matriz na memória do computador com o mesmo tamanho da matriz que contém a imagem carregada; nesta matriz é armazenado o resultado da multiplicação de cada valor do *pixel* da imagem original multiplicado por 1,2, que é o valor de ampliação do sinal (obtido pelo autor (Wallet *et al.*, 1997); que o citou como o que produz os melhores resultados). Após essa multiplicação, é calculada a diferença entre este valor com o filtro passa baixa e o do *pixel* atual, calculando-se na matriz da imagem a média da vizinhança conectada-por-8 do *pixel* em questão. Terminado esse cálculo, esse valor é atribuído ao *pixel* da matriz criada para o seu armazenamento.

O Limiar do sinal foi obtido da seguinte forma: foi calculada a média da intensidade das microcalcificações e este valor foi subtraído da média de intensidade dos *pixels* pertencentes à vizinhança das microcalcificações. Com essa operação concluída, é calculado o desvio padrão na vizinhança do *pixel* em estudo e este valor é dividido pelo cálculo anterior. Apenas 5% dos maiores valores do resultado do cálculo comentado anteriormente permanecem na imagem final. Para fins de melhor visualização, as microcalcificações são sobrepostas na imagem original com a cor amarela, conforme ilustrado na Figura 20.

Segundo Góes (2002), a técnica de Nishikawa conseguiu preservar muito bem o formato das microcalcificações e gerou menos resultados falsos-positivos, apesar de não detectar todas as microcalcificações existentes nas imagens testadas. A técnica de Wallet detectou mais microcalcificações e também gerou menos resultados falsos-positivos. O grande ponto fraco dessa técnica foi que não conseguiu preservar muito bem os formatos das microcalcificações detectadas se comparada com o método de Nishikawa. Por isso, a solução encontrada foi unir os resultados dos dois métodos (Nishikawa

e Wallet) criando uma técnica híbrida. O esquema das técnicas está na Figura 5.21.

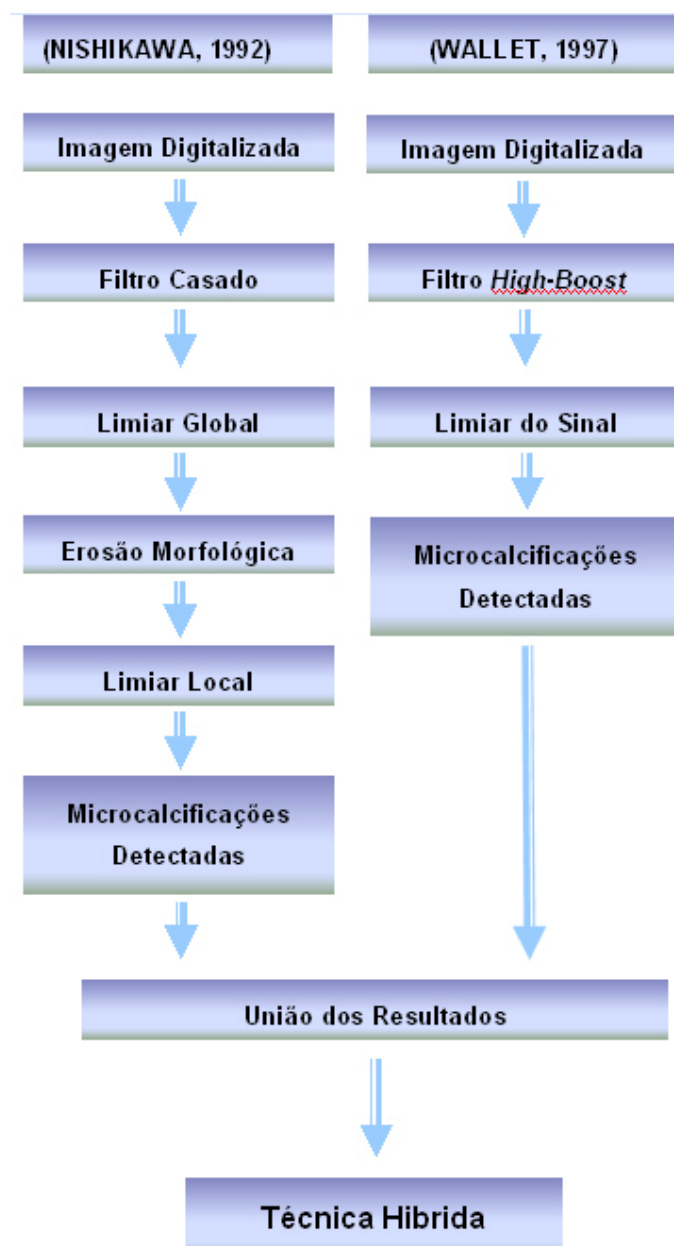


Figura 5.21 - Diagrama do sistema para detecção de microcalcificações (GOES, 2002).

Os dois métodos têm uma seqüência de parâmetros: desvio padrão, tamanho de máscara para processamento, *threshold*. O principal é o desvio padrão, pois os dois métodos utilizados possuem seu próprio desvio para o processamento das imagens. (Góes, 2002) utilizou como padrão os valores de 4 para o método de Nishikawa e 3 para o método de Wallet. Entretanto, testes realizados, no trabalho citado e durante as pesquisas para o desenvolvimento deste trabalho, com diversos conjuntos de regiões de interesse, mostraram

que, com esses valores para o desvio padrão de ambos os métodos, o falso positivo gerado é muito alto.

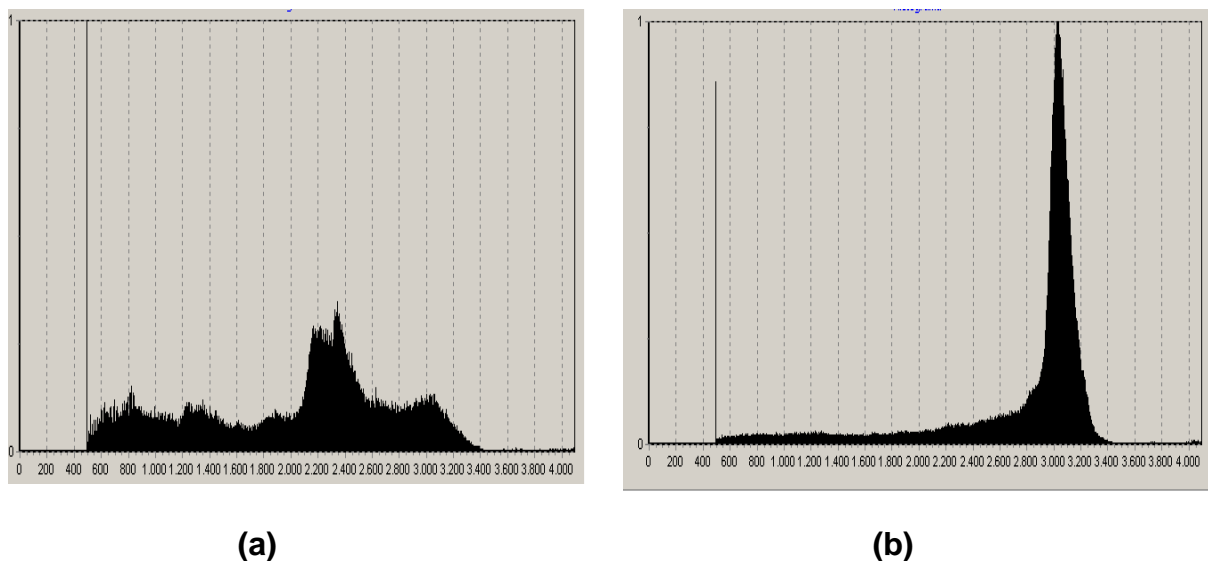
Iniciou-se então um estudo para tornar estes parâmetros variáveis para cada imagem a ser processada, pois cada imagem tem, obviamente, características distintas. Foram feitos testes exaustivos variando o desvio padrão dos métodos para tentar identificar alguma padronização nas imagens. Notou-se que, quanto maior o valor do desvio padrão, menos microcalcificações eram encontradas, ou seja, o esquema se tornava menos sensível.

### **5.3.2.1 - Extração de características de imagens**

Como cada imagem, então, tem características peculiares, dependendo da densidade da mama, tecido mamário, qualidade do equipamento mamográfico e posicionamento da mama durante a aquisição da imagem, passou-se à extração de suas características conforme descrito a seguir.

#### **5.3.2.1.1 - Análise do histograma da imagem**

Através de estudos realizados com os histogramas das imagens, juntamente com a média da intensidade percebeu-se que imagens de mamas densas apresentam picos nos histogramas, enquanto imagens de mamas lipo-substituídas apresentam histograma sem grandes picos, mantendo-se em baixos níveis, conforme ilustra a Figura 5.22.



**Figura 5.22 – (a) histograma de uma imagem de mama lipo substituída (b) histograma de uma imagem de mama densa.**

Assim, foi analisado um conjunto de 120 imagens. Verificado o limiar de cada imagem original e, depois, da mesma imagem equalizada, juntamente com a quantidade de seus níveis de cinza, pôde-se observar que as imagens de mama densa possuem um intervalo de limiar médio entre 1600 e 1900, enquanto que, para as imagens de mama lipo-substituídas, esse intervalo de limiar médio fica entre 1300 e 1500. O principal problema, então, é a proximidade entre aqueles dois intervalos.

Isso se agrava quando o valor médio de intensidade dos *pixels* de uma imagem sob análise fica entre os limites inferior do 1º intervalo e superior do 2º intervalo, isto é, entre 1500 e 1600. Analisando-se o histograma e o limiar desse tipo de imagens, não se consegue identificar a qual “tipo” pertence, pois se uma mama lipo-substituída apresentar o nível médio de cinza por volta de 1700, por exemplo, será “classificada” como mama densa por essa conceituação.

### 5.3.2.1.2 – Terceiro Momento

O terceiro momento (eq. 5.2) é a medida do grau de desvio ou afastamento da simetria da distribuição do histograma em relação ao valor

médio. Esta medida terá valor negativo quando os valores se concentrarem na extremidade superior da escala e se distribuírem gradativamente em direção à extremidade inferior; e terá valor positivo quando os valores se concentrarem na extremidade inferior da escala e se distribuírem gradativamente em direção à extremidade superior. (Ara, 2003)

$$\mu_3 = \frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} (z_i - m)^3 \quad (5.2)$$

Esta medida mostrou-se interessante na classificação das imagens visto que, para uma grande parte das imagens de mamas densas analisadas, o terceiro momento apresentou quase sempre valores positivos enquanto que, no caso de mamas lipo-substituídas, uma grande parte das imagens apresentou este valor negativo. Isso mostra que o terceiro momento pode ser utilizado para caracterizar os dois tipos de imagens.

### 5.3.2.1.3 – Desvio Padrão da imagem

Estudando as características das imagens, observou-se que o desvio padrão de uma imagem difere muito em relação ao desvio da outra, mesmo se ambas são mamas densas ou lipo-substituídas. Seleccionando-se regiões de interesse dentro de uma mesma imagem, o desvio padrão das regiões a serem processadas varia muito de um para outro.

A Figura 5.23 ilustra esta afirmação: a Figura 5.23(a) é uma região de interesse recortada de uma imagem e a Figura 5.23(b) é uma região diferente recortada da mesma imagem. O desvio padrão da primeira é 3,130 e da segunda 1,385.





As imagens em questão provieram dos seguintes mamógrafos, de acordo com a nomenclatura que será utilizada no presente trabalho:

- **Mamógrafo 1** - Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (CGR Senographe 500t);
- **Mamógrafo 2** - Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (GE Senographe DMR);
- **Mamógrafo 3** - Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (Philips Mamo Diagnostic ROT 201);
- **Mamógrafo 4** - Santa Casa São Carlos (Lorad MIII);

Para a investigação dos melhores desvios padrões das técnicas Nishikawa e Wallet, iniciou-se testando os processamentos com desvio padrão inicial em 3 para cada técnica e aumentando de meio em meio até que atingisse um resultado com o maior verdadeiro positivo e o menor falso positivo, para um conjunto de imagens com as mesmas características de desvio padrão e terceiro momento. Nas tabelas, as imagens foram denominadas img 1, img 2, img 3 até img 10, para facilitar a apresentação no texto; porém todas as imagens possuem sua própria identificação nas pesquisas realizadas. Cada tabela possui um conjunto de regiões diferentes das demais e todas elas – resultantes da análise - estão apresentadas de forma completa no Apêndice deste trabalho.

Para a indicação dos resultados nas tabelas, foram considerados entre certo (**c**) e errado (**e**) para o conjunto de imagens: “errado” em tabela correspondente a “sem microcalcificações” significa que o sistema detectou a estrutura que, entretanto, não existe de acordo com o laudo, resultando um falso positivo; “certo” significa que o sistema não detecta microcalcificação que realmente não existem, resultando um verdadeiro negativo. Na tabela correspondente a “com microcalcificações”, “errado” significa que o sistema não detecta a estrutura que, porém, o laudo diz estar presente, resultando um falso negativo, enquanto que “certo” indica a detecção da correspondente estrutura resultando um verdadeiro positivo.

Em função as respostas obtidas das análises, foram produzidas 144 tabelas, que permitiram identificar quais os melhores desvios padrões das técnicas para cada conjunto de imagens. A Tabela 5.2 que representa imagens sem microcalcificações geradas no mamógrafo 1, é um exemplo do resultado da análise completa, cujos demais dados encontram-se na representação das demais tabelas apresentadas no Apêndice.

Nas Tabelas 5.3 a 5.10 apresentam os melhores resultados obtidos para cada intervalo de desvio padrão da imagem com a variação do desvio padrão das técnicas, para todos os mamógrafos e com terceiro momento positivo e negativo.

**Tabela 5.3 – Melhores desvios padrões para imagens com terceiro momento negativo do Mamógrafo 1.**

Resultados da variação dos D. P. das imagens e das técnicas utilizadas										
Terceiro Momento:		Negativo			Mamografo: 1					
Wallet	Nishikawa	menor 0,5	0,51 a 1,0	1,01 a 1,50	1,51 a 2,0	2,01 a 2,5	2,51 a 3,0	3,01 a 3,5	3,51 a 4,0	acima de 4,01
3	3	—	—	65%	—	—	—	—	—	—
3	3,5	—	—	—	—	—	—	—	—	—
3,5	3	—	—	60%	—	—	—	—	—	—
3,5	3,5	—	30%	0%	50%	55%	0%	50%	—	—
3,5	4	—	70%	75%	55%	60%	—	—	—	—
3,5	4,5	—	—	—	—	—	—	—	—	—
4	3	—	—	—	—	—	—	—	—	—
4	3,5	35%	—	—	85%	85%	—	—	—	—
4	4	40%	55%	90%	—	60%	55%	70%	75%	—
4	4,5	45%	45%	—	—	—	—	100%	—	—
4	5	—	—	—	—	—	—	—	—	—
4,5	3,5	—	—	—	—	—	—	—	—	—
4,5	4	55%	—	95%	—	—	90%	—	85%	—
4,5	4,5	65%	—	—	—	—	—	—	75%	95%
4,5	5	—	30%	—	—	—	—	—	—	—
5	4	—	—	—	—	—	—	—	—	—
5	4,5	95%	—	—	—	—	—	—	—	95%
5	5	—	—	—	—	—	—	—	—	95%

Analisando-se os resultados obtidos nas Tabelas 5.3 a 5.10, foi possível obter os melhores desvios padrões para as técnicas Wallet e Nishikawa (Góes, 2002). Para exemplificar isto, pode-se tomar como exemplo o intervalo menor que 0,5 com momento negativo, para os 4 mamógrafos em que o desvio padrão 5 para a técnica Wallet e 4,5 para a técnica Nishikawa foram os que produziram os melhores resultados. Segue-se o mesmo princípio para as demais variações.







**Tabela 5.10 – Melhores desvios padrões para imagens com terceiro momento positivo do Mamógrafo 4.**

Resultados da variação dos D. P. das imagens e das técnicas utilizadas										
Terceiro Momento:		Positivo Mamógrafo: 4								
Wallet	Nishikawa	menor 0,5	0,51 a 1,0	1,01 a 1,50	1,51 a 2,0	2,01 a 2,5	2,51 a 3,0	3,01 a 3,5	3,51 a 4,0	acima de 4,01
3	3	60%	40%	—	—	—	—	—	—	—
3	3,5	—	80%	—	—	—	—	—	—	—
3,5	3	—	—	—	—	—	—	—	—	—
3,5	3,5	—	100%	—	90%	50%	85%	80%	—	—
3,5	4	—	95%	—	100%	70%	—	—	—	—
3,5	4,5	—	—	—	—	—	—	—	—	—
4	3	—	—	—	—	—	—	—	—	—
4	3,5	95%	—	—	90%	90%	85%	—	—	—
4	4	80%	—	90%	—	90%	—	90%	90%	60%
4	4,5	—	—	—	—	—	90%	90%	90%	—
4	5	—	—	—	—	—	—	—	—	—
4,5	3,5	—	—	95%	—	—	—	—	—	—
4,5	4	—	—	85%	—	—	95%	—	—	—
4,5	4,5	—	—	—	—	—	—	—	95%	—
4,5	5	—	—	—	—	—	—	—	—	—
5	4	—	—	—	—	—	—	—	—	80%
5	4,5	—	—	—	—	—	—	—	—	100%
5	5	—	—	—	—	—	—	—	—	—

Analisando-se os resultados das Tabelas 5.3 a 5.10, nota-se que não existe um padrão que possa definir como sendo o mais correto a ser utilizado.

Com o resultado da análise, a parametrização desse modulo de detecção de microcalcificações é definida primeiramente analisando-se o desvio padrão da imagem, e depois o terceiro momento. Com isso, obtêm-se então, as características necessárias para se saber quais são os melhores desvios padrões das técnicas utilizadas.

A partir do resultado, puderam-se implementar no sistema algumas condições para ajudar na automatização do processo, como por exemplo, quando o desvio padrão da imagem é menor que 0,5 e o terceiro momento negativo, o desvio padrão da técnica Wallet ficará em 5,0 e o desvio padrão da técnica Nishikawa ficará em 4,5; porém se o terceiro momento for positivo, os valores dos desvios padrões das técnicas ficarão em 4,0 e 3,5.

Para a automatização do sistema de detecção de microcalcificações chegou-se aos seguintes valores de desvios padrões para as técnicas conforme Tabela 5.11.

**Tabela 5.11 – Valores dos desvios padrões das técnicas do sistema de detecção de microcalcificações automatizado.**

Desvio Padrão	3º Momento: negativo		3º Momento: positivo	
	Técnica		Técnica	
	Wallet	Nishikawa	Wallet	Nishikawa
menor 0,5	5	4,5	4	3,5
0,51 e 1,0	3,5	4	3,5	3,5
1,01 e 1,5	4	4	3,5	3,5
1,51 e 2,0	4	3,5	3,5	4
2,01 e 2,5	4	3,5	4	3,5
2,51 e 3,0	4,5	4	4,5	4
3,01 e 3,5	4,5	4	4,5	4
3,5 e 4,0	4,5	4,5	4,5	4,5
acima de 4,0	5	5	5	4,5

O diagrama de blocos do sistema de detecção de microcalcificações com automatização passa agora a ficar conforme ilustra a Figura 5.24.

No novo diagrama foi inserida a extração das características das imagens para as duas técnicas e já é escolhido o desvio padrão das técnicas de Wallet e Nishikawa, anteriormente fornecidos pelo usuário. Assim o sistema torna-se totalmente automático sem a necessidade de definir manualmente os desvios padrões para as técnicas.

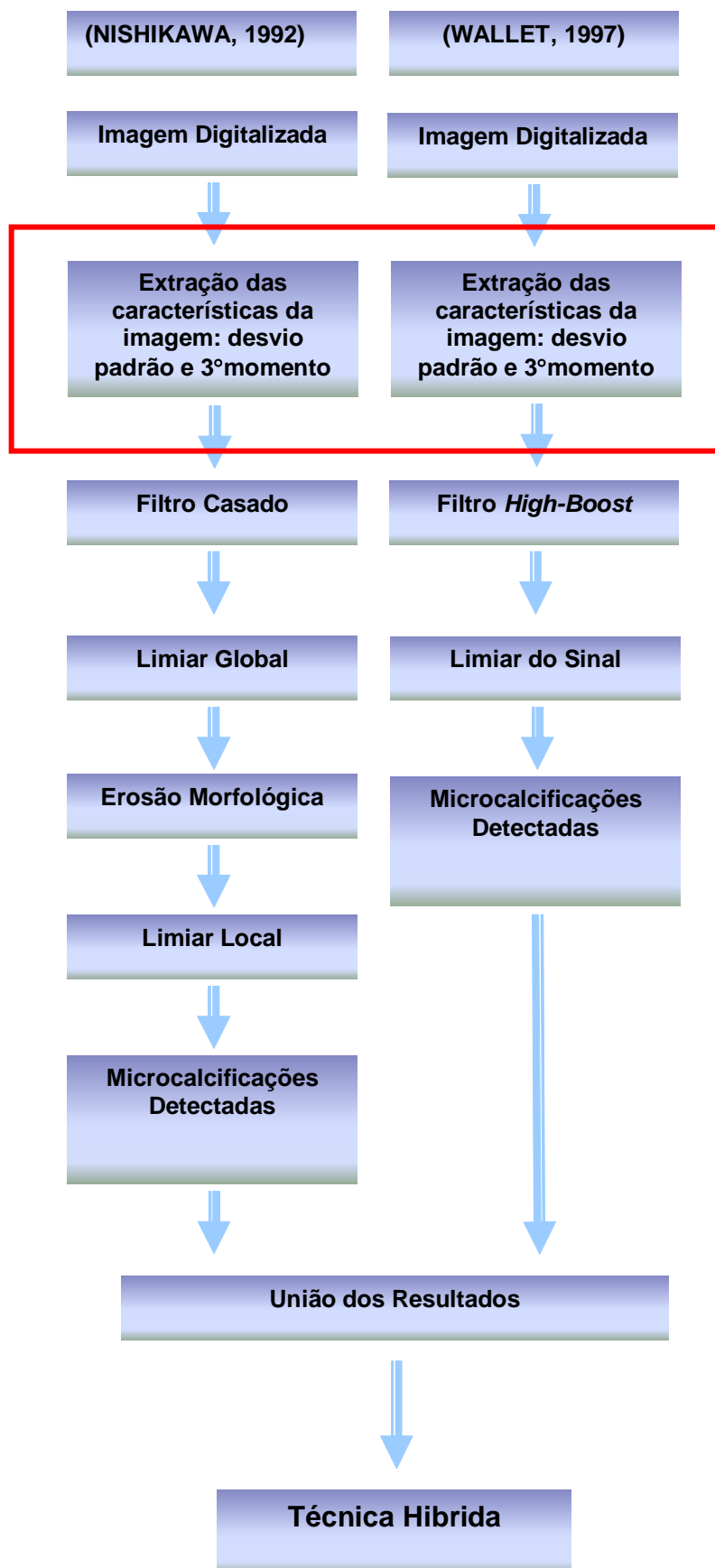


Figura 5.24 – Novo diagrama do sistema para detecção de microcalcificações.

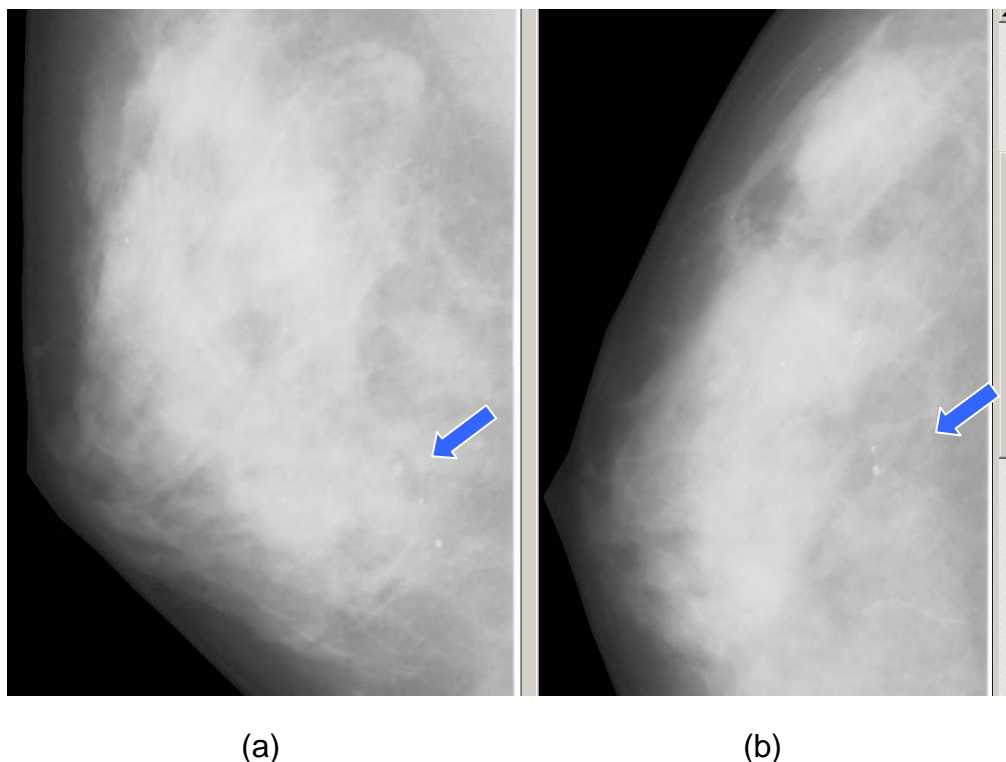


## **5.4 – Técnica para Redução de Falsos Positivos para achados nodulares.**

Pelo fato de se objetivar, agora, tratar (a) imagens mamográficas genéricas, (b) mamografias completas, não apenas regiões de interesse e (c) com parâmetros flexíveis, mas automáticos, no processo de segmentação, uma imediata consequência é o aumento das taxas de falso positivo nos resultados finais da detecção das estruturas de interesse. Por isso, uma outra necessidade do presente trabalho é o desenvolvimento de procedimentos que reduzam esses índices de falso positivo a patamares que possibilitem obter a melhor relação custo-benefício em termos do desempenho da técnica de segmentação.

Esse desenvolvimento foi dividido em termos das diferentes características das técnicas de segmentação – para detecção de massas nodulares suspeitas ou de conjuntos de microcalcificações.

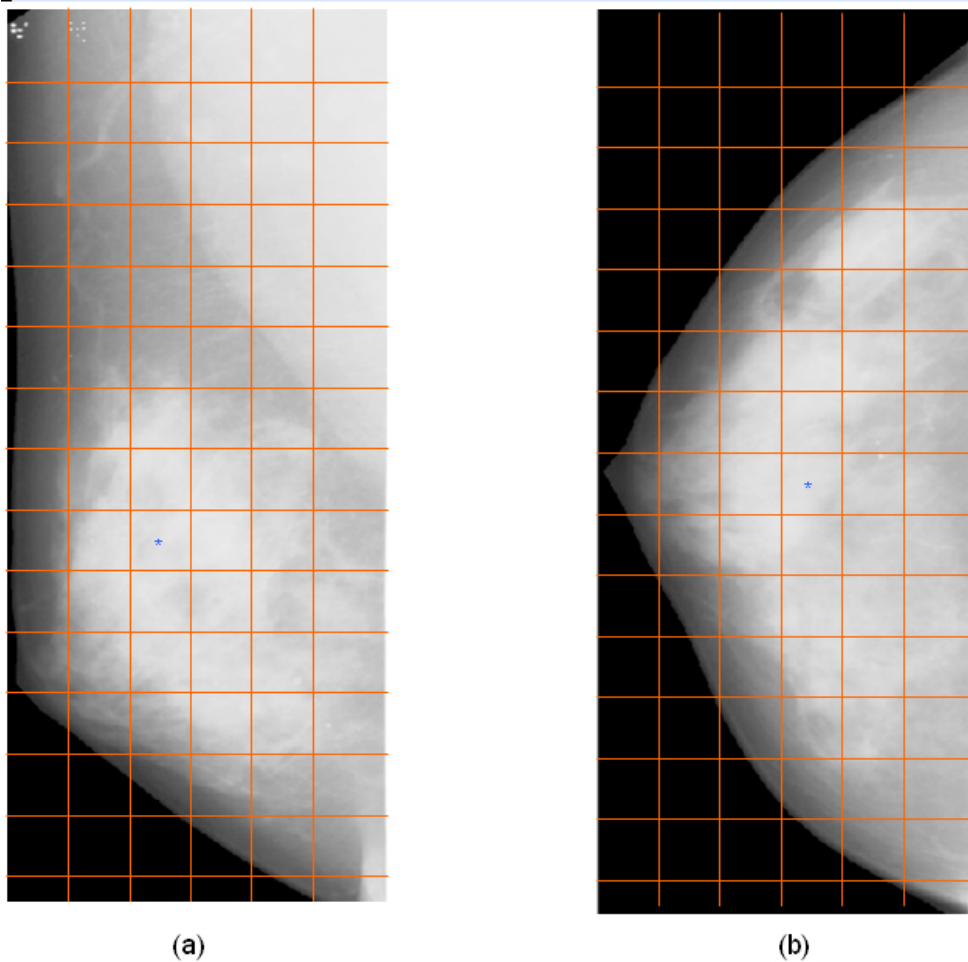
Assim, num estudo para avaliar os achados nodulares em uma mamografia, seguiu-se o princípio de que, quando é realizado o exame mamográfico em uma paciente, são obtidas imagens de duas incidências, crânio caudal e médio lateral. Quando se detecta uma estrutura suspeita em uma das imagens, necessariamente, ela deve ser encontrada na outra incidência caso esteja presente, conforme exemplo na Figura 5.25. Na prática clínica, o radiologista costuma descartar eventuais “achados” que apareçam numa incidência mas não na outra, pois isso comumente é resultante do efeito visual consequente ao modo de compressão da mama em cada procedimento.



**Figura 5.25 – Nódulo encontrado nas duas incidências, (a) médio lateral e (b) crânio caudal.**

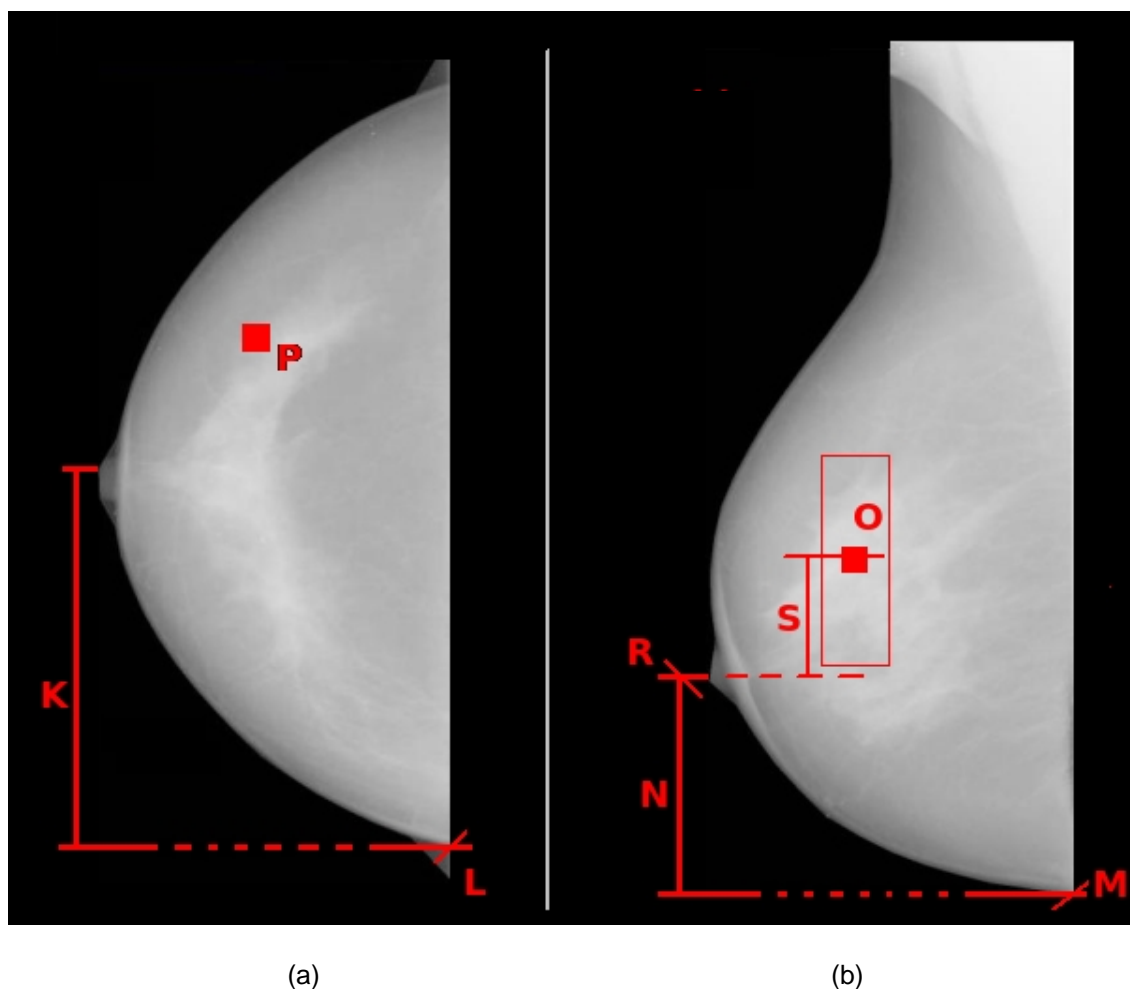
Seguindo este princípio, então, a análise se pautou em verificar as respectivas coordenadas do nódulo em ambas imagens para confrontá-las, conforme mostra a Figura 5.26.

Contudo, apenas por esse procedimento, não foi possível determinar o lugar exato de correspondência entre as duas incidências, pois as imagens são obtidas em diferentes ângulos de posicionamento da mama: num caso ela é comprimida lateralmente e em outro, de cima para baixo. Isso implica que, se o nódulo encontra-se no quadrante superior da imagem na incidência crânio caudal, não necessariamente isso ocorre na imagem médio lateral. Por outro lado, pode-se identificar se o nódulo está em um quadrante interno ou externo da imagem, pois a base da mama é tomada como referência para a análise em questão.



**Figura 5.26 – Determinação das coordenadas correspondentes do nódulo nas duas imagens: (a) incidência médio lateral (b) incidência crânio caudal.**

Então, Implementou-se um algoritmo para verificar essas condições. Inicialmente, a partir de uma imagem crânio caudal, (Figura 5.27 (a)) justaposta a uma imagem médio lateral (Figura 5.27 (b)) encontra-se a base da mama para iniciar o posicionamento. Para tanto, foi necessário detectar as bordas das imagens, utilizando-se, então, técnicas de Laplaciano e Sobel e, para obter a limiarização das imagens, o método Otsu (Sahoo *et al*, 1988) já explicado anteriormente. Com as bordas realçadas, pôde-se fazer um rastreamento para localizar as bases das imagens, sendo demarcadas pelos pontos L e M na Figura 5.27(a) e (b), respectivamente.



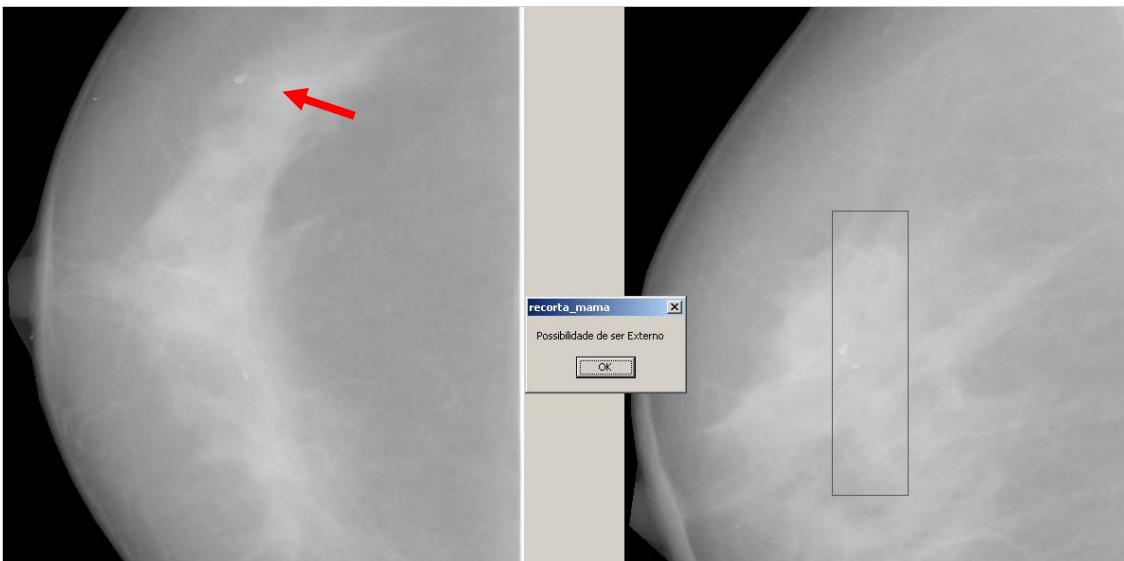
**Figura 5.27 – Esquemática para obtenção de coordenadas correspondentes entre as imagens crânio caudal e médio lateral.**

Obtidos os pontos mostrados na Figura 5.27, seleciona-se um dos *pixels* do nódulo (Ponto P). Selecionado um pixel (Ponto P) na imagem da esquerda (crânio caudal), o sistema destaca uma região relativa na imagem à direita (médio lateral). Ao selecionar o Ponto P na Figura 5.27 (a) calcula-se a respectiva posição relativa na Figura 5.27 (b). Esta posição relativa é obtida igualando-se os pontos L e M e obtendo-se a relação entre os pontos P e O, mantendo a proporção para o eixo Y e para o eixo X.

Após esse cálculo inicial, para melhorar o posicionamento do ponto O, faz-se uma varredura para procurar o mamilo a fim de se tentar obter uma “proporção” da deformação da mama, através da verificação da relação K para N. Obtendo-se essa “deformação”, a partir da subtração da metade da medida de S ( $S/2$ ) no valor obtido por R, o posicionamento de O é refeito, o que proporciona uma melhor aproximação da localização real. Então, a região em

torno do novo ponto é destacada com um retângulo, na imagem médio lateral, como se verifica na Figura 5.27 (b).

Desse modo, com base no processo descrito acima, implementou-se o esquema para verificar automaticamente a pertinência do sinal eventualmente detectado na imagem de uma incidência, através da comparação com a da incidência complementar. Ele pode ser melhor interpretado partindo-se das imagens ilustradas na Figura 5.28.



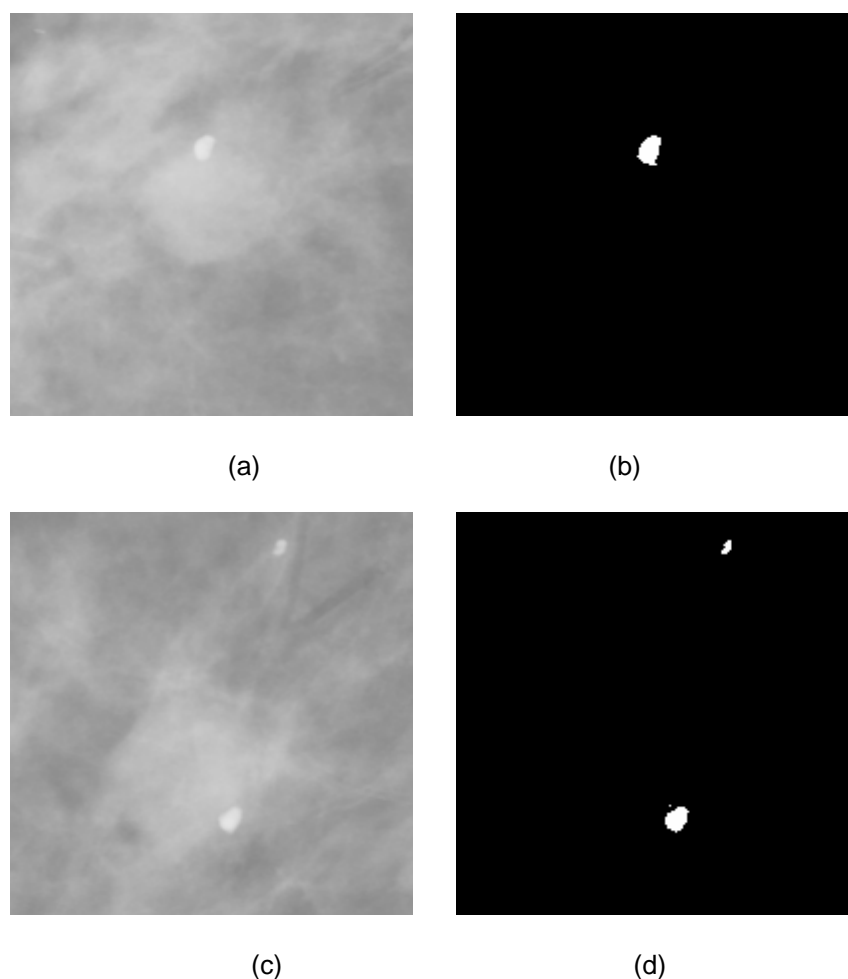
**Figura 5.28 – Exemplo da tela do programa onde mostra a relação entre as duas imagens.**

Na Figura 5.28 à esquerda tem-se a imagem crânio caudal com o nódulo sendo indicado pela seta vermelha; a direita é marcada a região provável em que esse sinal poderia estar. Como a segmentação é sobre regiões de interesse pré-selecionadas automaticamente, o esquema deverá verificar, então, se há correspondência nesse sentido entre as duas imagens.

Para regiões de interesse, é necessário conhecer as coordenadas das imagens com nódulos, pois o sistema fornece o resultado em valores de coordenadas  $(x, y)$ . Na imagem processada com a técnica de detecção de nódulos (Santos, 2002), o resultado é uma imagem binária. Procura-se, então a primeira coordenada  $(x, y)$  que representa o sinal e, a partir desse valor na primeira imagem, busca-se na segunda imagem a correspondência, procurando por regiões que possuam as coordenadas correspondentes. Por exemplo, na Figura 5.28, as coordenadas onde se encontra o sinal na primeira imagem são 328, 431, que representam o ponto **P**. A partir dos cálculos para

encontrar a correspondente posição na segunda imagem, chega-se às coordenadas 231,872 que representam **O**, a partir do qual se determina o retângulo para mostrar a área onde deve estar o sinal correspondente. Partindo-se dos pontos correspondentes aos vértices desse retângulo, procura-se identificar o sinal na região selecionada, através de nova segmentação. Se for encontrado sinal correspondente, o esquema reconhece um verdadeiro positivo; caso contrário, muito provavelmente não é um nódulo suspeito o que foi detectado na primeira imagem e, então, o sinal será considerado ruído.

Na Figura 5.28, é mostrado exemplo de duas regiões de interesse retratando a detecção do mesmo sinal nas duas incidências.



**Figura 5.29 – Regiões de interesse da mesma mama. (a) Imagem de região de interesse retirada da imagem crânio caudal e na (b) imagem resultante do programa de detecção de nódulos referente a (a) (Santos, 2002). (c) Imagem de região de interesse retirada da imagem médio lateral correspondente à crânio caudal anterior e na (d) imagem resultante do programa de detecção de nódulos referente à imagem (c).**

## **5.5 - Redução de Falsos Positivos para microcalcificações.**

A técnica citada no item anterior, sobre redução de falsos positivos para nódulos, funciona similarmente para microcalcificações agrupadas, uma vez que elas apenas mudam a forma como se apresentam nas duas incidências, mas devem aparecer em ambas.

Além disso, como a parametrização do sistema para detecção de microcalcificações, descrito no item 5.3.2.2, já apresentou um baixo índice falso positivo a partir da “auto-adequação” dos desvios padrões das técnicas envolvidas no esquema de segmentação, pode-se considerar que o procedimento em si já é uma técnica para redução de falso positivo.

## Capítulo 6 – Resultados

---

Este capítulo apresenta os resultados obtidos para validação da operacionalidade dos programas computacionais desenvolvidos no decorrer do trabalho tanto em termos da automatização de parâmetros dos módulos de processamento, quanto para a redução dos índices de falso-positivo.

### 6.1 - Resultados da automatização do sistema de detecção de nódulos.

Primeiramente, para os testes de validação do sistema, foram utilizadas 236 regiões de interesse, com e sem nódulos, selecionadas de mamografias digitalizadas. Estas mamografias foram obtidas no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto e digitalizadas em *scanner* laser Lumiscan 50 (*Lumisys, Inc.*) instalado em nosso laboratório. As características de digitalização foram 12 bits e 0,150 mm de resoluções de contraste e espacial, respectivamente. A presença ou não do sinal de interesse foi confirmada através de laudos médicos fornecidos por especialistas da área, num total de 48 regiões com presença de nódulos e 118 normais.

A Tabela 6.1 demonstra os resultados da comparação da técnica de detecção de nódulos automatizada com o resultado da técnica do modo manual. Ou seja, as imagens foram processadas no sistema automatizado com

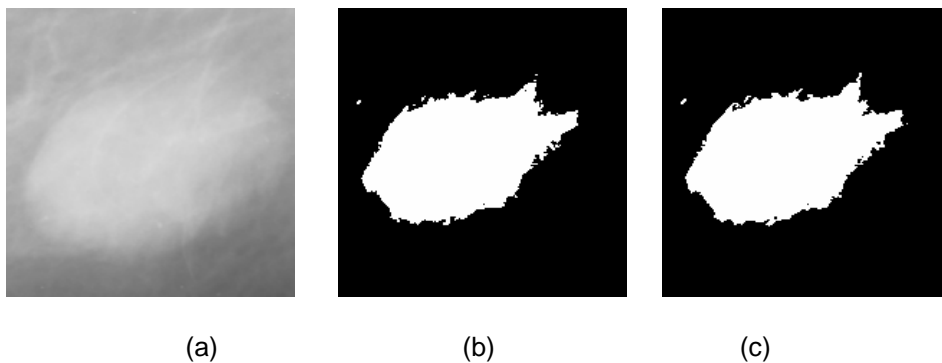


limiar automático e no sistema manual estabeleceu-se para o limiar o valor 3160.

**Tabela 6.1 – Resultados das imagens analisadas**

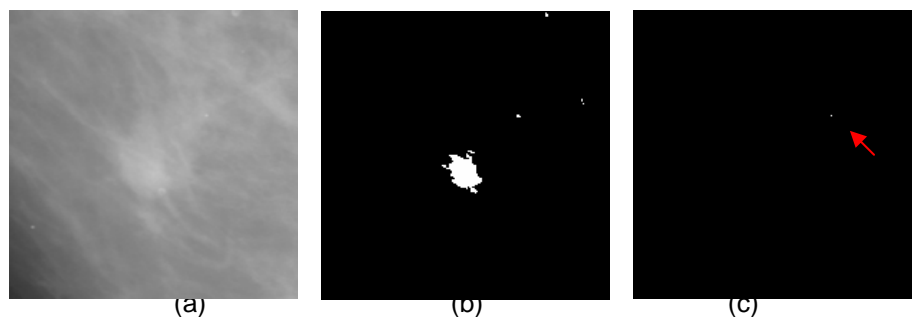
	VP	VN	FP	FN
Automático	95%	5%	12%	88%
Manual	93%	7%	10%	90%

Os resultados mostram que ocorreu um ligeiro aumento de 2% nos índices de acerto, porém com um aumento também nos falsos positivos. Como a técnica é automática, isso era previsível de acontecer, já que, no modo manual, são feitos ajustes sucessivos nos parâmetros até se atingir o resultado correspondente à melhor relação custo-benefício. Por exemplo, para processar diversas imagens no modo “manual” o melhor valor de limiar que acabou sendo selecionado originalmente (Santos, 2002) foi de 3160. Com o processamento automático, por sua vez, os valores de limiar ficaram bem próximos desse valor no caso de algumas imagens, como ilustra a Figura 6.1.



**Figura 6.1 – Região de interesse (a), resultado na técnica automatizada (b) e resultado na técnica manual (c).**

Na região de interesse ilustrada na Figura 6.1, a imagem (b) foi obtida a partir de um limiar de 3548 determinado pelo sistema. Já a imagem (c) foi obtida após o processamento com o limiar padrão de 3160 (Santos, 2002). Como o determinado automaticamente pelo sistema foi um pouco maior apenas, não houve diferença significativa no resultando final. Na Figura 6.2, porém, percebe-se que a nova região de interesse processada usando o limiar padrão (modo “manual”) produziria um resultado falso negativo.



**Figura 6.2 - Região de interesse (a), resultado na técnica automatizada (b) e resultado na técnica manual (c).**

O limiar escolhido na técnica automatizada para esse caso foi 2889, o que produz o resultado representado na Figura 6.2(b). Como a técnica sem automatização utiliza o limiar padrão de 3160, ela não é capaz de detectar a estrutura de interesse na imagem processada, mas apenas um ponto, conforme ilustrado na Figura 6.2 (c) apontado pela seta vermelha.

Analisando os limiares escolhidos pelo sistema automatizado, notou-se que não ficam muito diferentes daquele escolhido como padrão. Todavia, pôde-se verificar que, com a utilização da técnica de *Ostu* (Sahoo *et al*, 1988) para calcular o limiar automaticamente, houve uma melhora no desempenho do sistema.

## **6.2 - Resultados da automatização do sistema de detecção de microcalcificações.**

Para os testes de validação do sistema, também foram utilizados 500 mamogramas digitalizados para análise de *clusters* de microcalcificações. Estas mamografias foram obtidas no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto, no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da UNESP de Botucatu e na Santa Casa de São Carlos e todas digitalizadas em *scanner* laser Lumiscan 50 (Lumisys, Inc.) instalado em nosso laboratório. As características de digitalização foram 12 bits e 0,150 mm de resoluções de contraste e espacial, respectivamente.

Com o objetivo de encontrar os melhores valores de desvio padrão para a técnica de detecção de microcalcificações (Goés, 2002) foi realizada uma pesquisa variando-os por intervalo de desvio padrão da imagem conforme

explicado no capítulo anterior. Para os desvios padrões das imagens menores que 0,5 e com o terceiro momento negativo, o desvio padrão para a técnica de Wallet foi 5,0 e para a técnica de Nishikawa 4,5. Já com o terceiro momento positivo e permanecendo o desvio padrão das imagens menor que 0,5, os valores escolhidos foram 4,0 para a técnica de Wallet e 3,5 para a de Nishikawa. A Tabela 6.2 apresenta os resultados obtidos com as imagens utilizando estes valores.

**Tabela 6.2 – Resultados obtidos para imagens com desvio padrão menor que 0,5**

Desvios Padrões escolhidos para imagens com DP menor 0,5				
		Wallet	Nishikawa	
3º Momento	Negativo	5,0	4,5	
	Positivo	4,0	3,5	
Mamográfico:	Resultados			
	VP	FN	VN	FP
1	100,00%	0,00%	95,00%	5,00%
2	100,00%	0,00%	100,00%	0,00%
3	100,00%	0,00%	100,00%	0,00%
4	100,00%	0,00%	85,00%	15,00%

A redução no valor do D.P. das técnicas com terceiro momento positivo relativo ao D.P. com terceiro momento negativo foi devido as imagens com terceiro momento positivo serem mais escuras.

As Tabelas 6.3 a 6.10 retratam os dados resultantes para detecção de microcalcificações para outros conjuntos de imagens, separadas de acordo com intervalos de D. P. de 0,5 em 0,5 até 4,0.

Tabela 6.3 – Resultados obtidos para imagens com desvio padrão entre 0,51 e 1,0.

Desvios Padrões escolhidos para imagens com DP entre 0,51 e 1,00					
		Wallet	Nishikawa		
3º Momento	Negativo	3,5	4		
	Positivo	3,5	3,5		
Mamográfico:	Resultados				
	VP	FN	VN	FP	
1	100,00%	0,00%	50,00%	50,00%	
2	100,00%	0,00%	75,00%	25,00%	
3	90,00%	10,00%	80,00%	20,00%	
4	100,00%	0,00%	95,00%	5,00%	

Tabela 6.4 – Resultados obtidos para imagens com desvio padrão entre 1,01 e 1,5.

Desvios Padrões escolhidos para imagens com DP entre 1,01 e 1,50					
		Wallet	Nishikawa		
3º Momento	Negativo	4,0	4		
	Positivo	3,5	3,5		
Mamográfico:	Resultados				
	VP	FN	VN	FP	
1	100,00%	0,00%	90,00%	10,00%	
2	100,00%	0,00%	90,00%	10,00%	
3	100,00%	0,00%	85,00%	15,00%	
4	100,00%	0,00%	95,00%	5,00%	

Tabela 6.5 – Resultados obtidos para imagens com desvio padrão entre 1,51 e 2,0.

Desvios Padrões escolhidos para imagens com DP entre 1,51 e 2,00					
		Wallet	Nishikawa		
3º Momento	Negativo	4	3,5		
	Positivo	3,5	4		
Mamográfico:	Resultados				
	VP	FN	VN	FP	
1	100,00%	0,00%	80,00%	20,00%	
2	95,00%	5,00%	85,00%	15,00%	
3	100,00%	0,00%	90,00%	10,00%	
4	90,00%	10,00%	90,00%	10,00%	

Tabela 6.6 – Resultados obtidos para imagens com desvio padrão entre 2,01 e 2,50.

Desvios Padrões escolhidos para imagens com DP entre 2,01 e 2,50					
		Wallet	Nishikawa		
3º Momento	Negativo	4,0	3,5		
	Positivo	4,0	3,5		
Mamográfico:	Resultados				
	VP	FN	VN	FP	
1	100,00%	0,00%	70,00%	30,00%	
2	95,00%	5,00%	80,00%	20,00%	
3	100,00%	0,00%	80,00%	20,00%	
4	90,00%	10,00%	80,00%	20,00%	

Tabela 6.7 – Resultados obtidos para imagens com desvio padrão entre 2,51 e 3,0

Desvios Padrões escolhidos para imagens com DP entre 2,51 e 3,00					
		Wallet	Nishikawa		
3º Momento	Negativo	4,5	4		
	Positivo	4,5	4		
Mamográfico:	Resultados				
	VP	FN	VN	FP	
1	100,00%	0,00%	85,00%	15,00%	
2	85,00%	15,00%	75,00%	25,00%	
3	90,00%	10,00%	85,00%	15,00%	
4	100,00%	0,00%	90,00%	10,00%	

Tabela 6.8 – Resultados obtidos para imagens com desvio padrão entre 3,01 e 3,50.

Desvios Padrões escolhidos para imagens com DP entre 3,01 e 3,50					
		Wallet	Nishikawa		
3º Momento	Negativo	4,5	4		
	Positivo	4,5	4		
Mamográfico:	Resultados				
	VP	FN	VN	FP	
1	100,00%	0,00%	90,00%	10,00%	
2	100,00%	0,00%	95,00%	5,00%	
3	90,00%	10,00%	85,00%	15,00%	
4	95,00%	5,00%	95,00%	5,00%	

Tabela 6.9 – Resultados obtidos para imagens com desvio padrão entre 3,51 e 4,0.

Desvios Padrões escolhidos para imagens com DP entre 3,51 e 4,00				
		Wallet	Nishikawa	
3º Momento	Negativo	4,5	4,5	
	Positivo	4,5	4,5	
Mamográfico:	Resultados			
	VP	FN	VN	FP
1	100,00%	0,00%	85,00%	15,00%
2	100,00%	0,00%	80,00%	20,00%
3	100,00%	0,00%	90,00%	10,00%
4	100,00%	0,00%	90,00%	10,00%

Tabela 6.10 – Resultados obtidos para imagens com desvio padrão acima de 4,01.

Desvios Padrões escolhidos para imagens com DP acima 4,01				
		Wallet	Nishikawa	
3º Momento	Negativo	5	5	
	Positivo	5	4,5	
Mamográfico:	Resultados			
	VP	FN	VN	FP
1	100,00%	0,00%	95,00%	5,00%
2	100,00%	0,00%	100,00%	0,00%
3	100,00%	0,00%	100,00%	0,00%
4	100,00%	0,00%	100,00%	0,00%

No caso da Tabela 6.3, registrou-se um aumento da taxa de falso positivo justificado pela diminuição do valor dos desvios padrões das técnicas. De fato, neste intervalo, a taxa de falso negativo aumentava muito com valores maiores de desvios padrões.

O índice de falso positivo, observando-se os resultados da Tabela 6.4, não foi tão alto como na Tabela 6.3, mas não foi baixo como na Tabela 6.2. Isso decorre do fato de as imagens referenciadas em cada tabela possuírem características diferentes sendo que na Tabela 6.3 tem-se o mesmo valor para o desvio padrão da técnica Wallet, tanto para o terceiro momento positivo como negativo. Já na Tabela 6.4 houve uma diminuição dos valores dos desvios

padrões de ambas técnicas para o terceiro momento positivo e negativo. Observa-se que na Tabela 6.2, onde foi registrado baixo índice para o falso positivo, houve a variação do valor dos desvios padrões para as duas técnicas e para o terceiro momento tanto positivo como negativo.

Na Tabela 6.5, os dados mostraram que imagens provenientes do mamógrafo 1 levaram a um alto valor de falso positivo (20%). Contudo, foi pior o resultado para o conjunto proveniente do mamógrafo 2 que, além de apresentar alta taxa de falso positivo, ainda registrou falso negativo não nulo.

Para imagens do intervalo mostrado na Tabela 6.6, a taxa de falso positivo foi relativamente alta. Pelos estudos realizados, as imagens com terceiro momento positivo deveriam proporcionar melhores resultados com os desvios padrões das técnicas um pouco menores do que nas imagens com terceiro momento negativo. Para este intervalo, contudo, isto não ocorreu, muitas vezes pelo fato das imagens com microcalcificações ser muito sensíveis aos desvios padrões das técnicas.

Os valores dos desvios padrões das duas técnicas ficaram iguais para os conjuntos de imagens com desvios padrões entre 2,01 e 3,50 (Tabelas 6.7 e 6.8). Como, neste caso, as imagens possuem um desvio padrão maior, o falso positivo diminui.

Os dados da Tabela 6.9 já retratam um efeito melhor na taxa de falso negativo (que foi zerada); todavia com uma penalização no índice de falso positivo comparado à tabela anterior, passando de 8,75% para 13,75% em média.

Os resultados obtidos para o intervalo de imagens com desvio padrão maior que 4,01 foram os melhores encontrados nos testes. A taxa de falso positivo ficou muito baixa (em torno de 1% em média - apenas as imagens do mamógrafo 1 levaram a um falso positivo de 5%, zerando-se para as demais, e com verdadeiro positivo com 100% de acertos).

No próximo capítulo, serão discutidos outros aspectos relacionados aos dados aqui registrados.

### 6.2.1 – Avaliação geral para a automatização paramétrica do esquema de detecção de microcalcificações.

A partir dos resultados dos testes descritos nas Tabelas 6.2 a 6.10, foi avaliado o efeito de juntar todas as imagens (somente separadas por mamógrafo) processando-as com o sistema já automatizado.

Em outras palavras, todos os conjuntos de imagens foram processados pelo sistema o qual, para cada imagem, calcula seu desvio padrão e determina automaticamente os valores dos parâmetros a ser utilizados na técnica de detecção de microcalcificações (Góes, 2002).

Na Tabela 6.11 são apresentados então, os dados totais considerando todas as imagens selecionadas. Para efeito de comparação, na Tabela 6.12 apresentam-se os resultados registrados para o mesmo grupo de imagens, porém fixando-se o valor do desvio padrão para as técnicas utilizadas no modelo híbrido (Góes, 2002), nesse caso, 3,0 para a Wallet e 4,0 para a Nishikawa.

**Tabela 6.11 – Resultados com todos os intervalos**

<b>Resultado Final com todos os intervalos</b>				
<b>Mamógrafo:</b>	<b>Resultados</b>			
	<b>VP</b>	<b>FN</b>	<b>VN</b>	<b>FP</b>
<b>1</b>	100,00%	0,00%	87,00%	13,00%
<b>2</b>	97,00%	3,00%	86,50%	13,50%
<b>3</b>	97,00%	3,00%	88,50%	11,50%
<b>4</b>	96,50%	3,50%	91,00%	9,00%
<b>MÉDIA</b>	97,63%	2,38%	88,25%	11,75%



Tabela 6.12 – Resultados com todos os intervalos com desvio padrão fixo.

Resultado Final com todos os intervalos com DP fixo				
Mamográfico:	Resultados			
	VP	FN	VN	FP
1	100,00%	0,00%	5,00%	95,00%
2	87,50%	12,50%	5,00%	95,00%
3	100,00%	0,00%	12,86%	87,14%
4	85,71%	14,29%	26,25%	73,75%
<b>MÉDIA</b>	93,30%	6,70%	12,28%	87,72%

Comparativamente, é inegável que o procedimento aqui adotado – cálculo do desvio padrão e terceiro momento da imagem, para seleção automática dos valores dos parâmetros a serem utilizados na técnica híbrida (GÓES, 2002) – permitiu uma significativa melhoria nas taxas globais de acerto e erro do procedimento de segmentação para detecção de microcalcificações. Nota-se que houve um pequeno aumento (+4,6%) na sensibilidade do esquema, mas uma significativa redução na taxa de falsos-positivos (mais de 86%).

Através dos valores das Tabela 6.11 e 6.12, é possível calcular a área sob a curva ROC ( $A_z$ ) do sistema. Para os resultados obtidos na Tabela 6.11, o  $A_z$  calculado foi de 0,96. Já para os resultados obtidos na Tabela 6.12, o  $A_z$  calculado foi de 0,76 – 20% abaixo do que quando utilizado o sistema com os parâmetros automatizados. Os gráficos das Figuras 6.3 e 6.4 ilustram esses resultados.

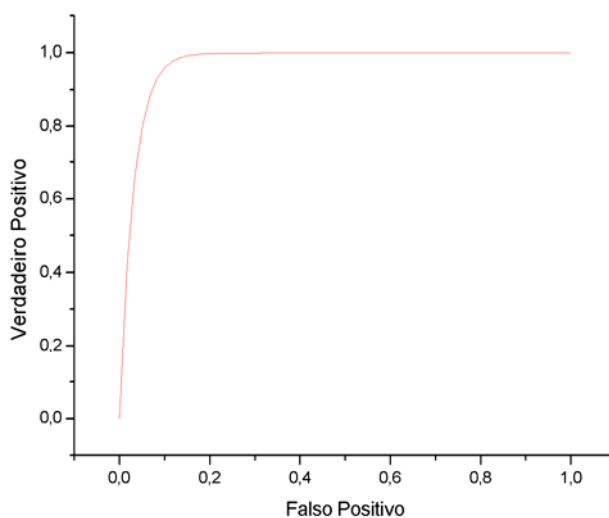


Figura 6.3 – Curva ROC dos resultados da Tabela 6.11 – Az de 0,96.

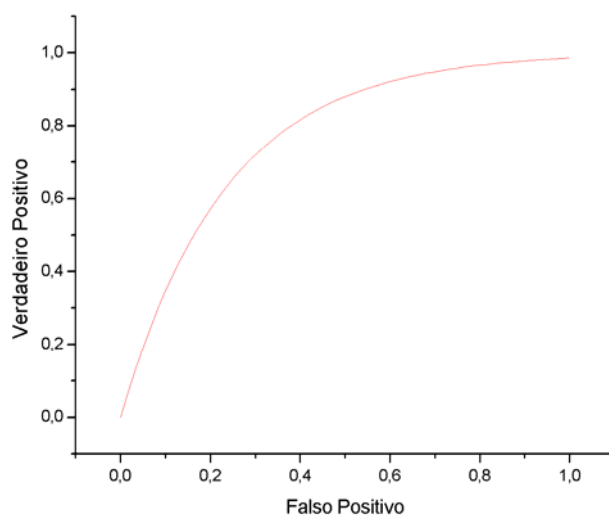


Figura 6.4 – Curva ROC dos resultados da Tabela 6.12 – Az de 0,76.

### 6.3 - Resultados utilizando imagens de mamografias completas

Ainda para validação do sistema foram feitos testes também com 10 mamogramas completos, sendo 5 com presença comprovada de nódulos e 5 com microcalcificações. Figuras 6.5 até 6.32.

O esquema completo consiste em selecionar automaticamente as regiões de interesse a partir da imagem inteira e processá-las no sistema de detecção de nódulos e no de detecção de microcalcificações, a técnica implementada para redução de falsos positivos, para que os dados sejam, então, enviados ao sistema de classificação (Patrocínio, 2004), (Ribeiro, 2006).

### 6.3.1 – Avaliação de imagens com nódulos

Para avaliação do sistema primeiramente mantida na imagem somente a parte que representa a mama, conforme explicado no item 5.2. As Figuras 6.5 e 6.6 representam mamografias de uma paciente, com as incidências crânio caudal e médio lateral de ambas as mamas.

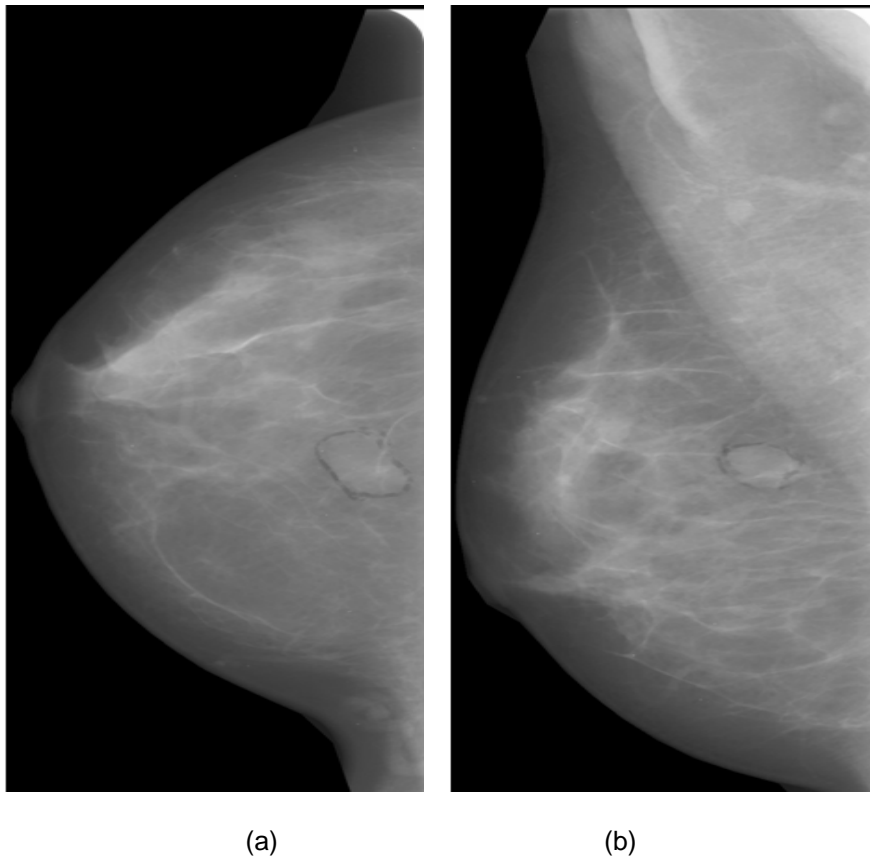
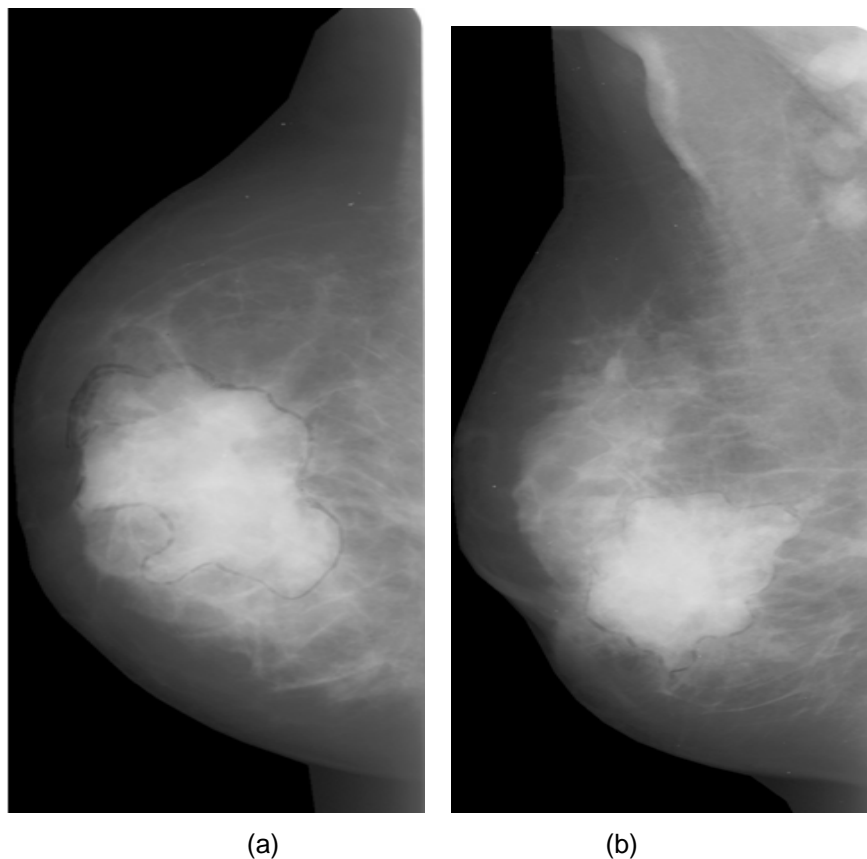
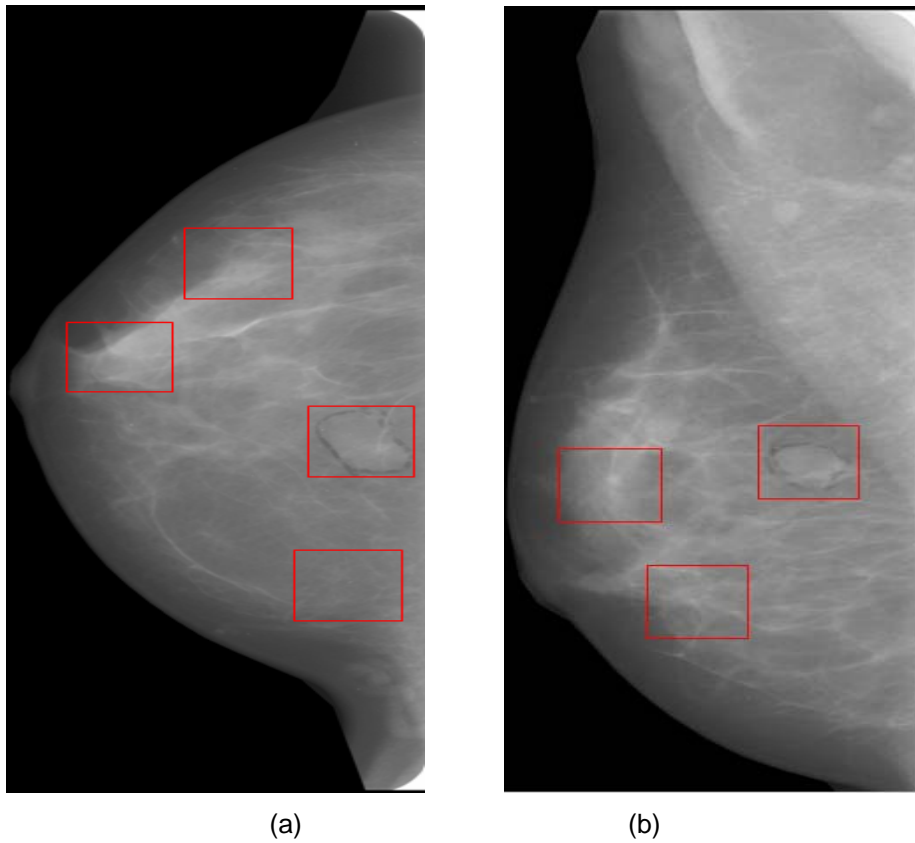


Figura 6.5 – (a) Imagem crânio caudal e (b) imagem médio lateral da mama direita, após eliminação do fundo

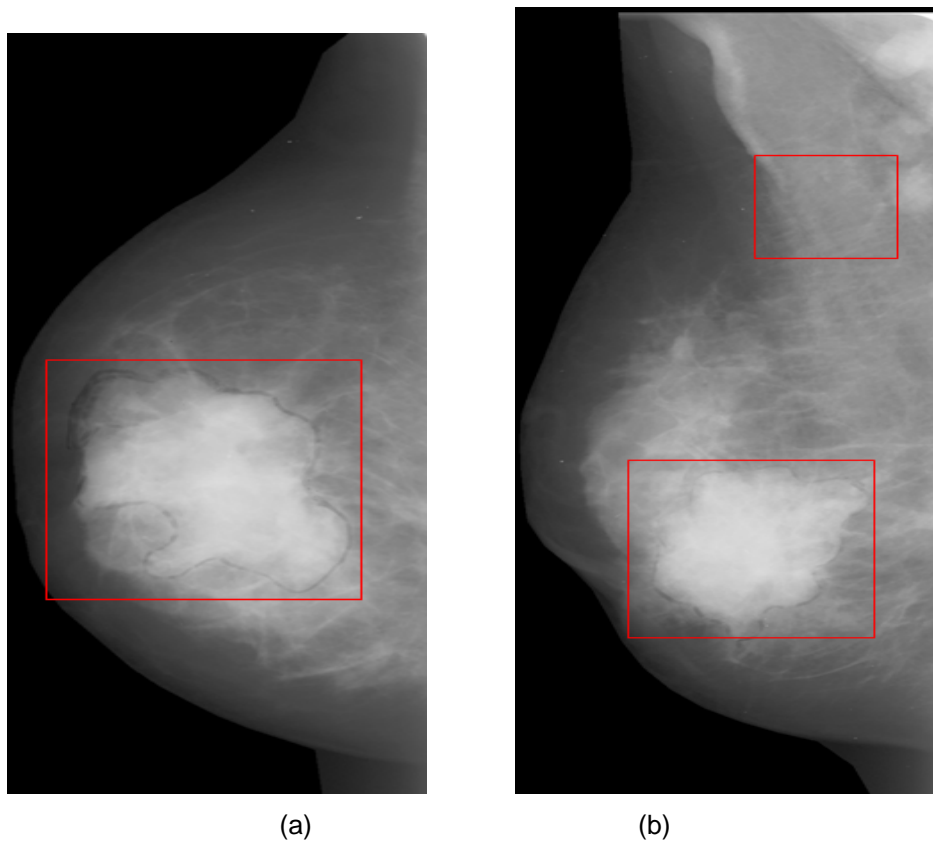


**Figura 6.6 – (a) Imagem crânio caudal e (b) imagem médio lateral da mama esquerda, após a eliminação do fundo.**

As imagens passam pelo procedimento de seleção das regiões de interesse a ser processadas, conforme as Figuras 6.7 e 6.8. As regiões extraídas da mama estão representadas por quadrados vermelhos nas imagens.



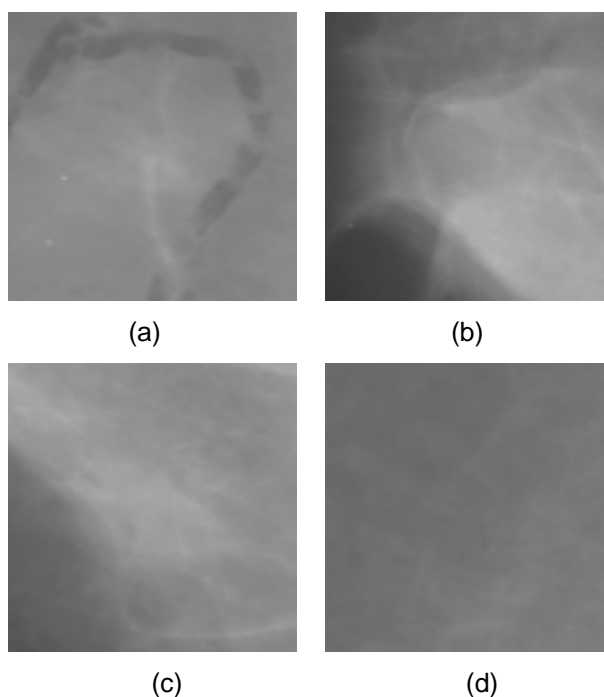
**Figura 6.7 – (a) Imagem crânio caudal e (b) imagem médio lateral da mama direita com regiões demarcadas.**



**Figura 6.8 – (a) Imagem crânio caudal e (b) imagem médio lateral da mama esquerda com regiões demarcadas.**

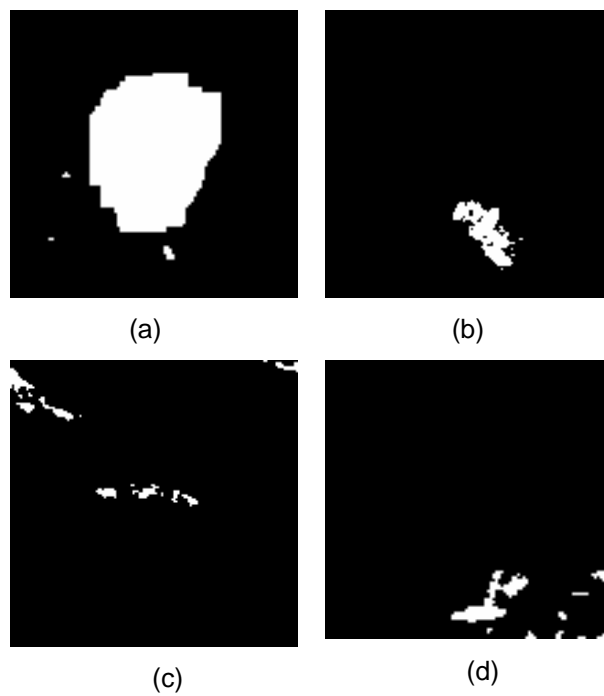
Após a seleção de regiões de interesse têm-se as regiões separadas de modo que, todas possuem no nome do arquivo a referência de onde foram retiradas da imagem original para possível localização ao término do processamento.

A Figura 6.9 representa as regiões de interesse extraídas da imagem representada na Figura 6.7(a). O nome do arquivo da primeira região ilustrada é 11122332dcc982&602&1087&707, sendo que os 7 primeiros caracteres representam o nome da imagem de mama, os 3 próximos a incidência da exposição (se é direita (d) ou esquerda (e), crânio caudal (cc) ou médio lateral (ml)). O 3 próximos são a coordenada da coluna inicial do recorte. Separados por & vêm a coordenada da linha inicial, respectivamente da linha final e da coluna final.



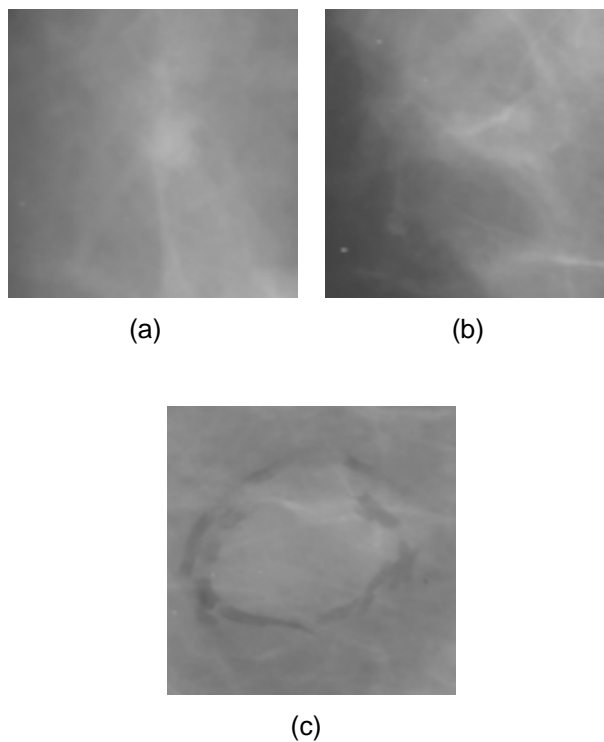
**Figura 6.9 – Regiões de interesse retiradas da imagem em crânio caudal da mama direita ilustrada na Figura 6.7(a).**

O próximo passo é o processamento das regiões no sistema de detecção de nódulos. Por laudos fornecidos por especialistas apenas a região da Figura 6.9(a) apresenta nódulo. A Figura 6.10 representa as regiões de interesse após processamento pelo sistema de detecção de nódulos. Pelos resultados obtidos, somente a Figura 6.10(a) caracteriza a existência de o que estava correto em comparação com o laudo do especialista.



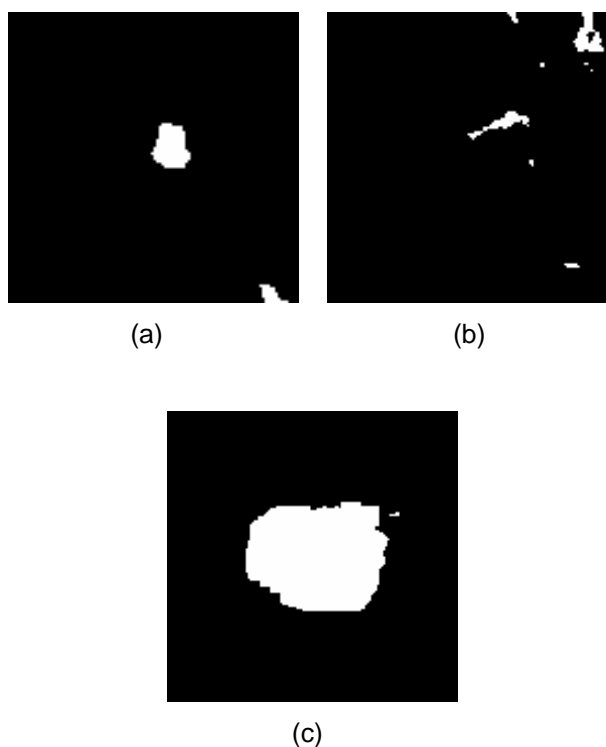
**Figura 6.10 – Resultado do processamento das regiões da mama crânio caudal direita no sistema de detecção de nódulos.**

A Figura 6.11 representa as regiões de interesse retiradas da imagem representada na Figura 6.7(b).



**Figura 6.11 – Regiões de interesse retiradas da mama médio lateral ilustrada na Figura 6.7(b).**

Por laudos fornecidos por especialistas apenas a região da Figura 6.11(c) possui nódulo. Similarmente ao caso anterior, a Figura 6.12 representa as regiões de interesse da imagem médio lateral direita processadas pelo sistema de detecção de nódulos.

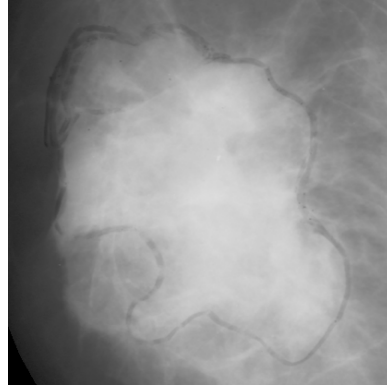


**Figura 6.12 – Resultado do processamento das regiões da mama médio lateral direita no sistema de detecção de nódulos.**

A partir dos resultados obtidos, tanto a Figura 6.12(a) como a Figura 6.12 (c) tiveram uma estrutura demarcada. Comparando-se com o laudo do especialista, o sistema apresentou um resultado certo e um errado, o que caracteriza um falso-positivo.

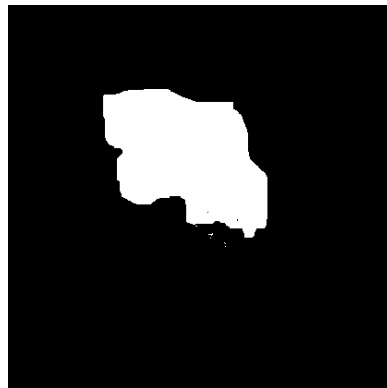
A Figura 6.13, por sua vez, representa a região de interesse retirada da imagem representada na Figura 6.7(c).



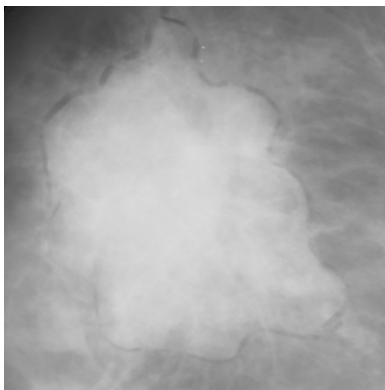


**Figura 6.13 – Região de interesse retiradas da imagem crânio caudal da mama esquerda ilustrada na Figura 6.7(c).**

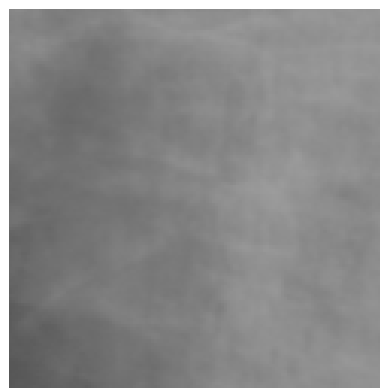
Pelo laudo do especialista, apenas este nódulo estaria na mama esquerda. O esquema de detecção confirma o laudo, conforme Figura 6.14. Na imagem médio lateral obtiveram-se duas regiões conforme Figura 6.15. Porém o sistema detectou somente o nódulo no lugar correspondente ao da imagem crânio caudal, acusada no laudo do especialista, conforme Figura 6.16(a).



**Figura 6.14 – Resultado do processamento das regiões da mama crânio caudal esquerda no sistema de detecção de nódulos.**

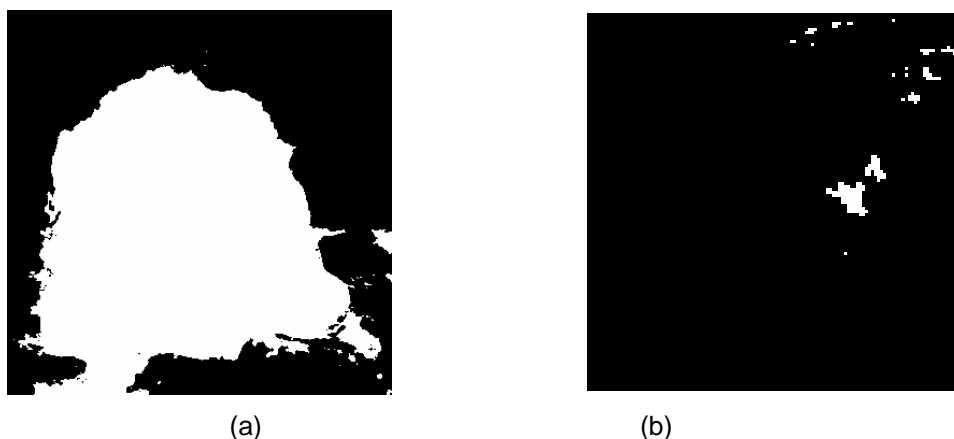


(a)



(b)

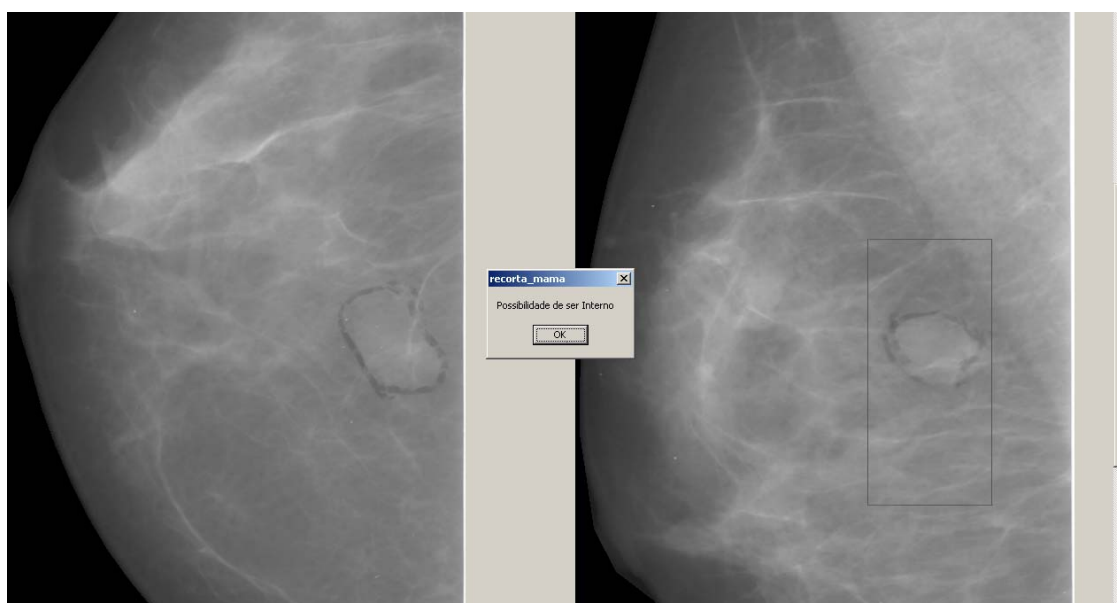
**Figura 6.15 – Regiões de interesse extraídas da imagem médio lateral esquerda, ilustrada na Figura 6.7(d).**



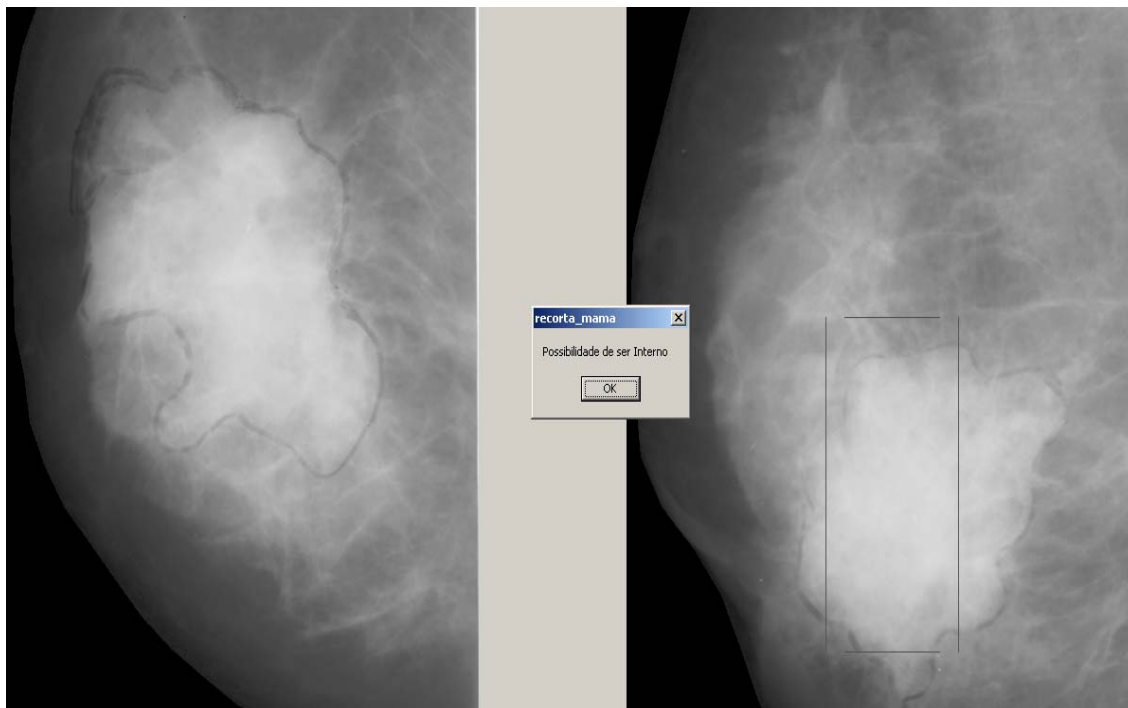
**Figura 6.15 – Resultado do processamento das regiões da imagem médio lateral esquerda no sistema de detecção de nódulos.**

Após o processamento de todas as regiões, o usuário pode optar por utilizar o sistema de redução de falso positivo, pois muitas vezes o sistema de detecção de nódulos pode detectar alguns nódulos que não existem.

Conforme ilustrado nas Figuras 6.16 e 6.17, primeiramente são comparadas as duas imagens da mama direita e depois as duas da mama esquerda.



**Figura 6.16 – Resultado da comparação das imagens da mama direita no sistema de redução de falso positivo.**



**Figura 6.17 – Resultado da comparação das imagens da mama esquerda no sistema de redução de falso positivo.**

O procedimento ilustrado acima (na sequência das Figuras 6.5 a 6.17) foi aplicado, portanto, a todo o conjunto de mamografias selecionadas conforme mencionado no início desse item. Esse teste foi efetuado, então, com imagens de 5 pacientes, num total de 20 imagens.

Os resultados estão resumidos na Tabela 6.13, onde “Testes 1” é o processamento efetuado sem aplicar o sistema de redução de falso positivo e em “Testes 2” utilizou-se o procedimento de redução falso positivo.

**Tabela 6.13 – Resultados obtidos passando por todo o sistema de segmentação de imagens com nódulos.**

	VP	FN	VN	FP
Testes 1	94,75%	5,26%	85,71%	14,29%
Testes 2	94,75%	5,26%	91,84%	8,16%

Nota-se que o resultado ficou obtido bem próximo das análises feitas para validação do sistema de nódulos, obtendo-se apenas uma porcentagem maior de falso positivo no primeiro teste. Aplicando-se, às imagens pelo

sistema de redução de falso positivo obteve-se uma melhora de 42%, nível de redução relativa dessa taxa, que ficou abaixo de 10%.

### 6.3.2 – Avaliação de imagens com microcalcificações

Como explicado anteriormente, para avaliação do sistema, primeiramente permanece na imagem somente a parte que representa a mama, conforme explicado no item 5.2. As Figuras 6.18 e 6.19 representam mamografias de uma mesma paciente, ambas apresentando as incidências crânio caudal e médio lateral.

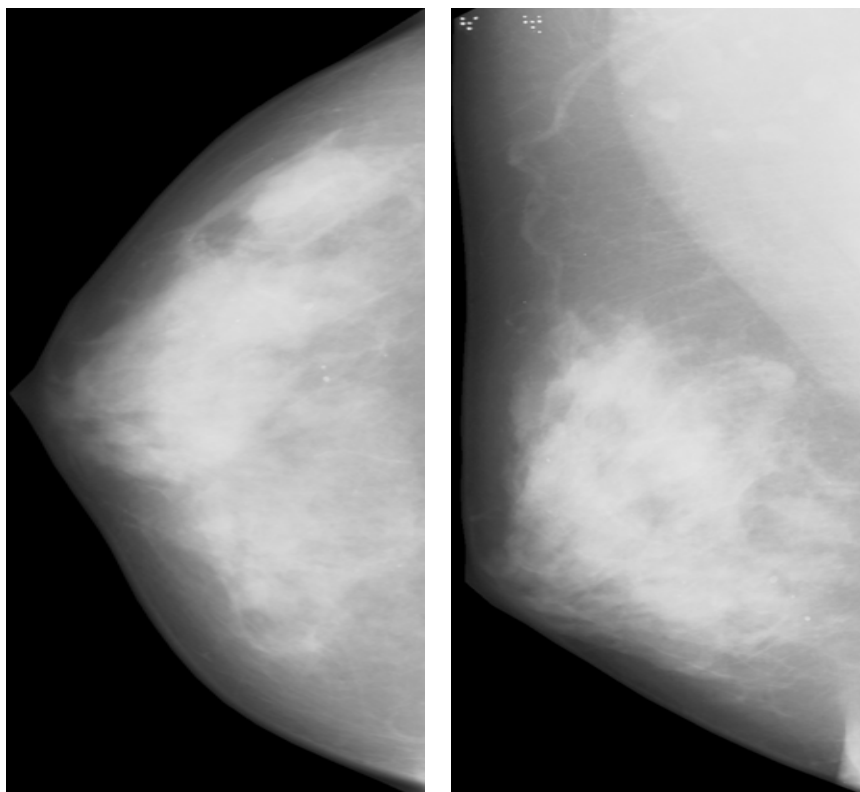
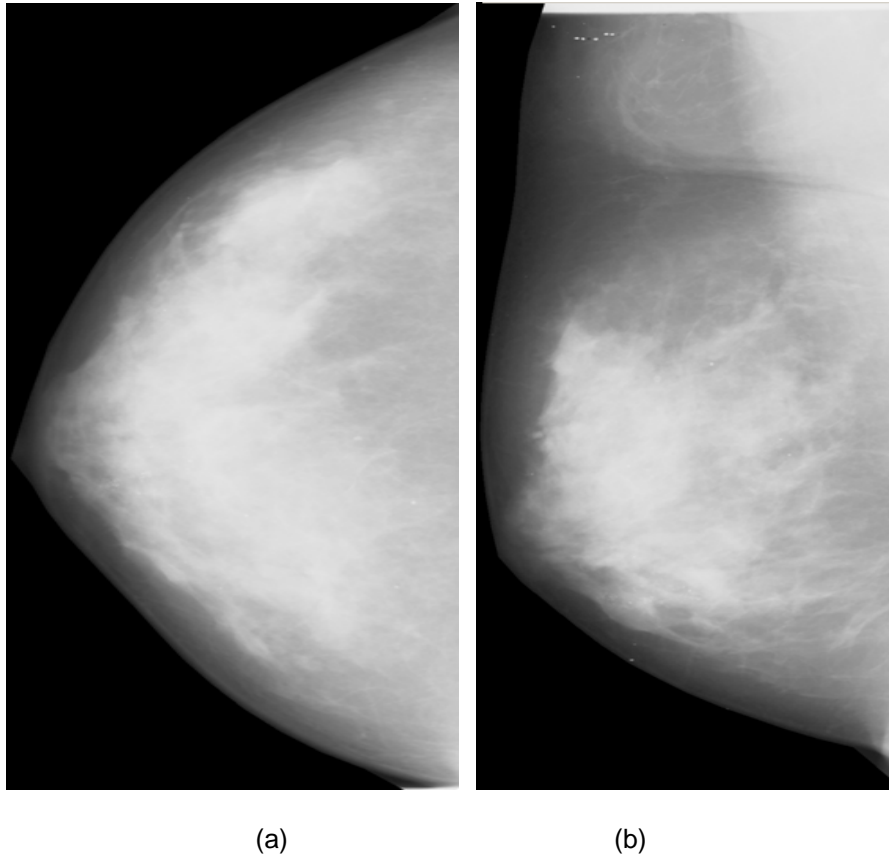


Figura 6.18 – (a) Imagem crânio caudal e (b) imagem médio lateral da mama direita.



**Figura 6.19 – (a) Imagem crânio caudal e (b) imagem médio lateral da mama esquerda da mesma paciente das iamgens da Figura 6.18.**

As imagens passam, então, pelo procedimento de extrair as regiões de interesse para ser processadas (conforme as Figuras 6.20 e 6.21). As regiões retiradas da mama estão representadas por quadrados vermelhos nas imagens.

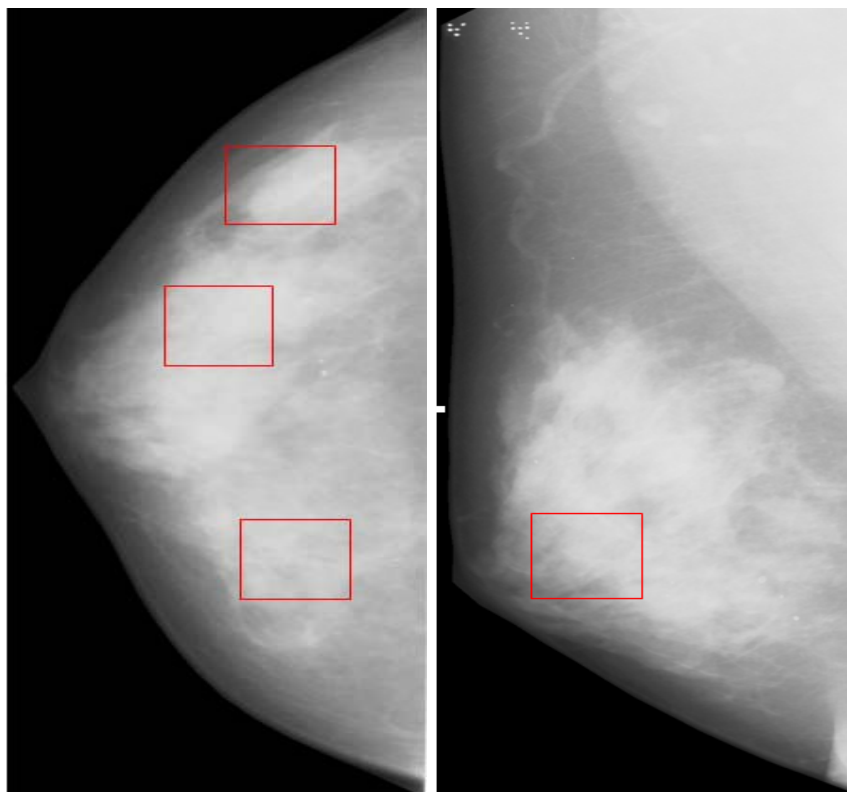


Figura 6.20 – (a) Imagem crânio caudal e (b) imagem médio lateral da mama direita com regiões demarcadas.

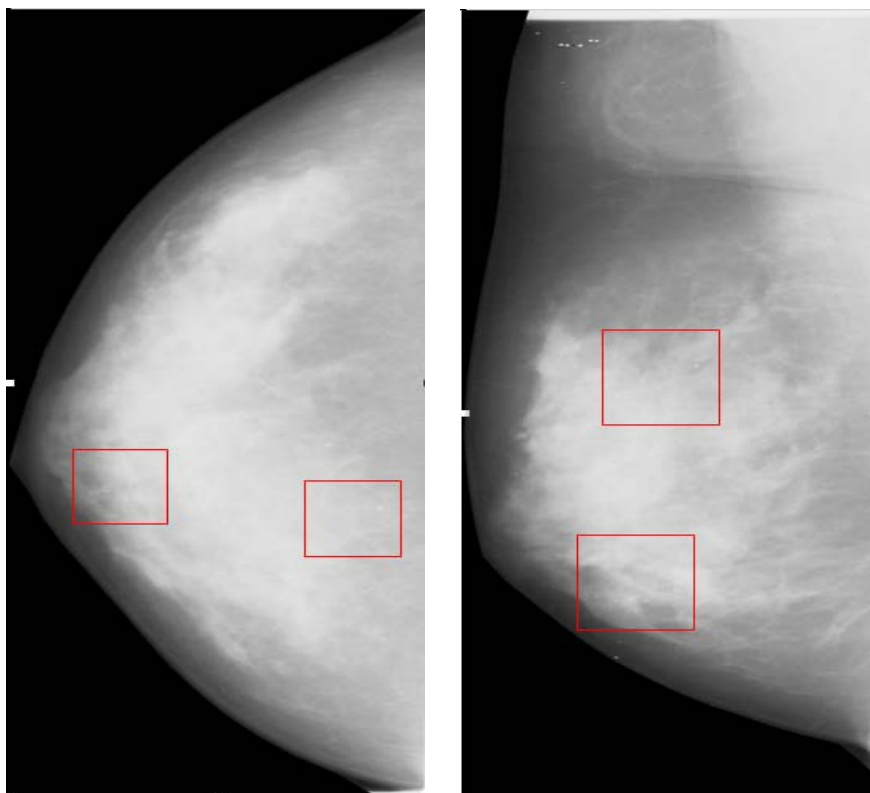
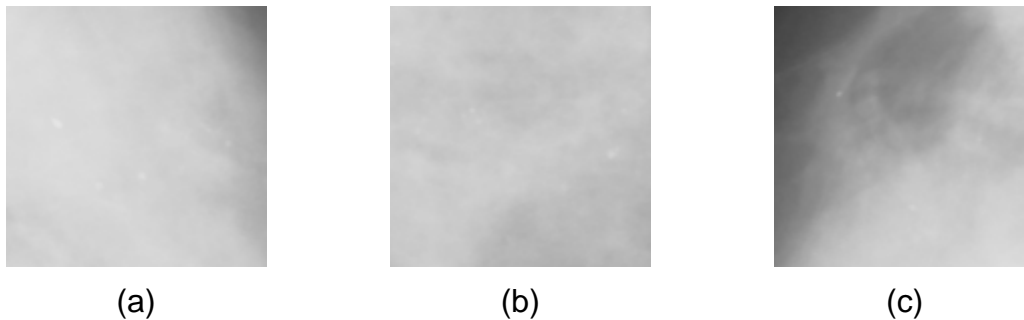


Figura 6.21 – (a) Imagem crânio caudal e (b) imagem médio lateral da mama esquerda com regiões demarcadas.

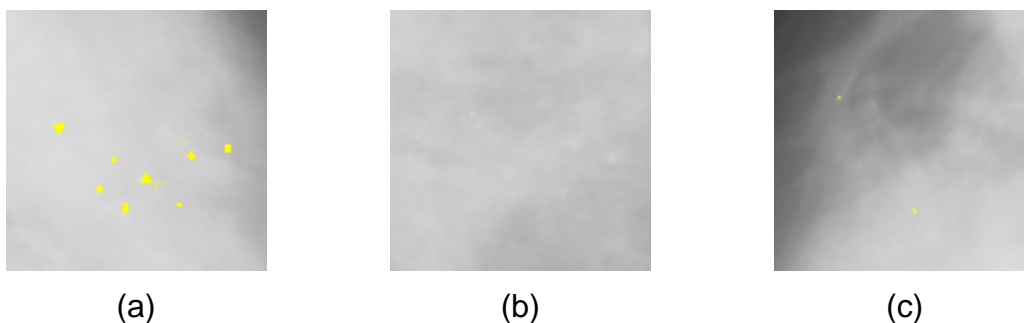
A Figura 6.22 representa as regiões de interesse extraídas da imagem representada na Figura 6.20(a).



**Figura 6.22 – Regiões de interesse retiradas da mama crânio caudal direita ilustrada na Figura 6.20(a) Imagem (a) com microcalcificação, (b) sem microcalcificação e (c) sem microcalcificação.**

O próximo passo é o processamento das regiões no sistema de detecção de microcalcificações. Através de laudos fornecidos por especialistas apenas a região da Figura 6.22(a) apresentaria microcalcificações.

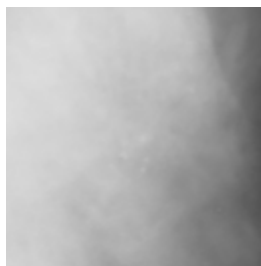
São extraídas as características das regiões para a escolha automática dos desvios padrões e, a partir disso, são processadas as regiões. A Figura 6.23 representa os resultados desse processamento.



**Figura 6.23 – Resultado do processamento das regiões extraídas da imagem crânio caudal direita no sistema de detecção de microcalcificações.**

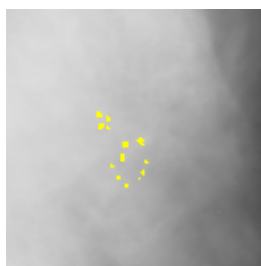
O sistema confirmou o laudo do especialista. Pois mostrou que somente a Figura 6.23(a) apresentava microcalcificações. Houve duas marcas na Figura 6.23(c) mas como corresponderam a menos de 4 sinais, isso é desconsiderado e , portanto, não apontava como resultado falso positivo.

A Figura 6.24 representa a região de interesse extraída da imagem representada na Figura 6.20(b).



**Figura 6.24 – Região de interesse com microcalcificação retirada da imagem médio lateral direita ilustrada na Figura 6.20(b).**

A Figura 6.25 representa essa região após processada pelo sistema de detecção de microcalcificações.



**Figura 6.25 – Resultado do processamento da região de interesse da imagem médio lateral direita no sistema de detecção de microcalcificações.**

Para a imagem médio lateral direita o sistema de recorte de região somente recortou uma região, não aumentando o tempo de processamento desnecessariamente para imagens sem microcalcificações. Confirmando o laudo do especialista. As Figuras 6.26 e 6.27 representam as regiões de interesse retiradas da imagem representada na Figura 6.21(a) e (b).



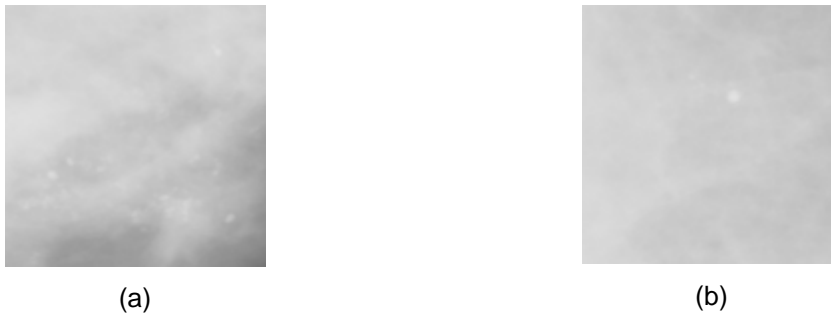
(a)



(b)

**Figura 6.26 – Regiões de interesse retiradas da imagem crânio caudal esquerda ilustrada na Figura 6.21(a), imagem (a) com microcalcificação, e (b) sem microcalcificação.**





**Figura 6.27 – Regiões de interesse retiradas da imagem médio lateral esquerda ilustrada na Figura 6.21(b), imagem (a) com microcalcificação, e (b) sem microcalcificação.**

As Figuras 6.28 e 6.29 representam as correspondentes regiões de interesse processadas pelo sistema de detecção de microcalcificação.



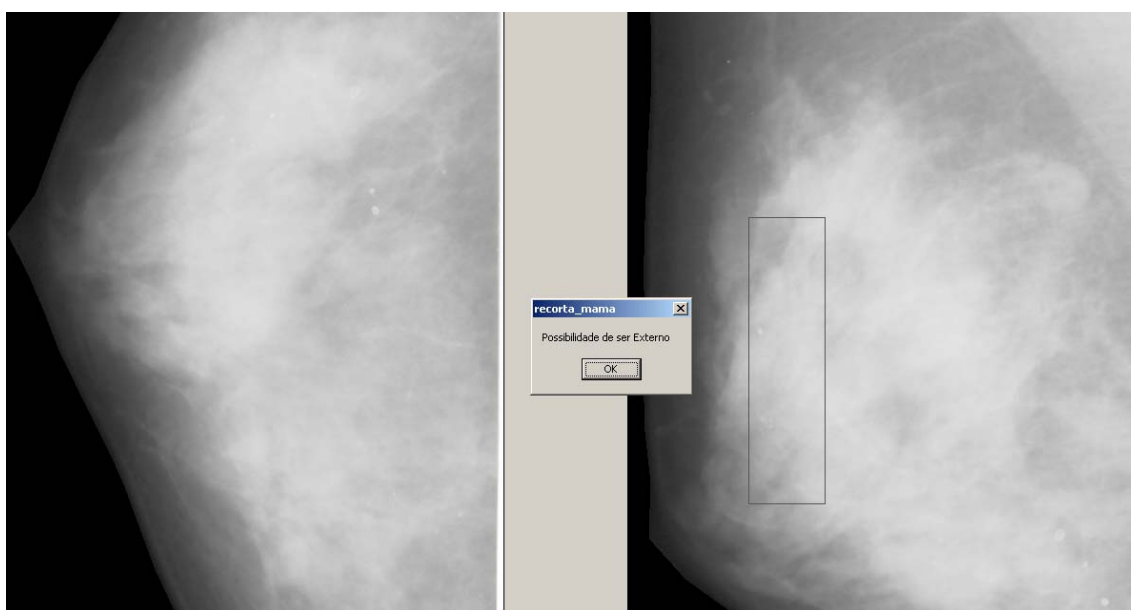
**Figura 6.28 – Resultado do processamento das regiões da imagem crânio caudal esquerda no sistema de detecção de microcalcificações**



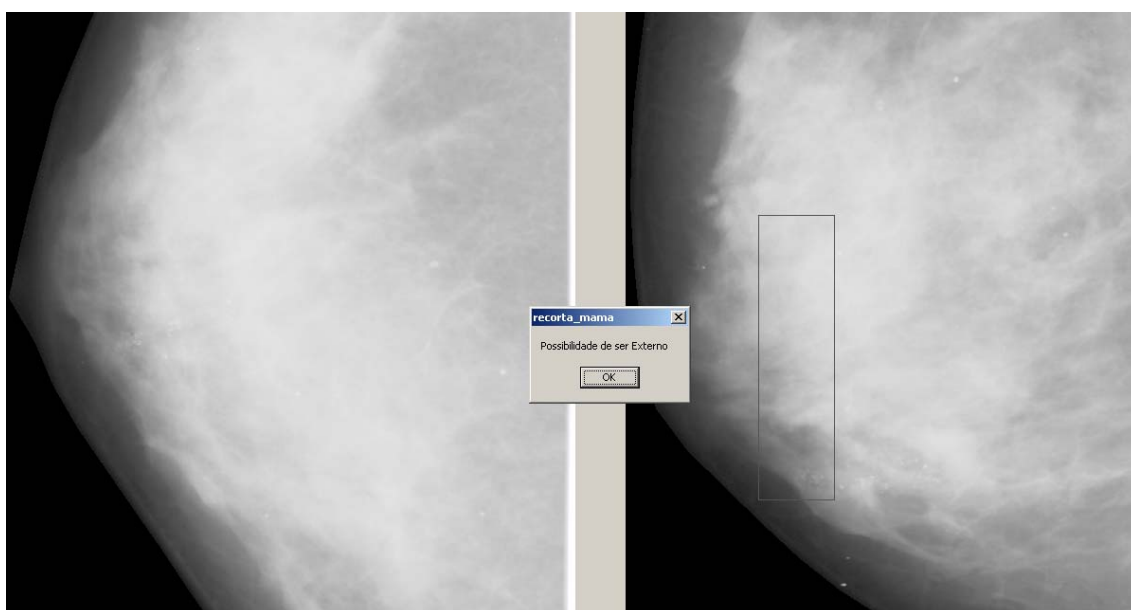
**Figura 6.29 – Resultado do processamento das regiões da imagem médio lateral esquerda no sistema de detecção de microcalcificações**

Como no sistema de detecção de nódulos, após o processamento de todas as regiões, o usuário pode optar por utilizar o sistema de redução de falso positivo, pois muitas vezes o sistema de detecção de microcalcificações pode detectar alguns sinais que não existem.

Conforme ilustrado nas Figuras 6.30 e 6.31, primeiramente são comparadas as duas imagens da mama direita e depois as duas imagens da mama esquerda.



**Figura 6.30 – (a) Imagem crânio caudal e (b) imagem médio lateral da mama direita com regiões demarcadas.**



**Figura 6.31 – (a) Imagem crânio caudal e (b) imagem médio lateral da mama esquerda com regiões demarcadas.**

Os testes conduzidos com as imagens de outras 5 pacientes (total de 20 imagens), produziram o resultado demonstrado na Tabela 6.14, onde “Testes 3” é o processamento anterior ao uso do sistema de redução de falso positivo e “estes 4” corresponde aos resultados após aplicação daquele sistema.

**Tabela 6.14 – Resultados obtidos passando por todo o sistema de segmentação de imagens com nódulos.**

	VP	VN	FP	FN
Testes 3	98,7%	98,7%	6,0%	1,3%
Testes 4	98,7%	98,7%	6,0%	1,3%

Nota-se que o resultado obtido foi bem próximo das análises feitas para validação do sistema de microcalcificações, com um índice de falso-positivo bem baixo. A utilização do sistema para redução de falso positivo não produziu novo resultado, o que não foi problema, pois o índice já estava abaixo, sendo mantidos os mesmos acertos e erros do sistema original – porém, já com a implementação para seleção automática dos parâmetros do esquema de segmentação.

## **Capítulo 7 – Discussões e Conclusões**

---

Todos os sistemas de análises baseados em imagens dependem muito do processo de aquisição das mesmas. No caso das imagens utilizadas nesse trabalho, o sistema detectou ruídos incrementados pelo sistema de aquisição, resultando em falsos positivos, e isso motiva o desenvolvimento das técnicas específicas que atendem à redução desses índices.

A técnica de seleção automática de regiões de interesse mostrou-se eficaz para solucionar um problema ao se trabalhar com a imagem mamográfica inteira, uma vez que tais regiões nem sempre são fáceis de demarcar. Isso, porém, tende a gerar um aumento da taxa de falso positivo nesta etapa do processamento. Trabalhar com a imagem inteira gerou também um aumento do tempo de processamento, pois foi necessário processar regiões em que não havia sinais efetivos.

Mesmo assim, a seleção automática das regiões de interesse facilitou a automatização do sistema sendo uma solução para processar a imagem inteira, inclusive para o caso de nossos esquemas cujas técnicas desenvolvidas visavam apenas as regiões de interesse.

Analisando-se os testes realizados, verificou-se que frequentemente é selecionada pelo menos mais uma região por imagem, além do que teria sido indicado pelo radiologista. Todavia, isso não aumentou o índice de falso positivo do resultado final, após a aplicação das etapas implementadas aqui.

Em relação aos valores obtidos anteriormente com as técnicas de “limiar fixo”, observou-se melhoria no desempenho dos sistemas quando utilizada a técnica de parametrização automática. Anteriormente, no esquema de detecção de nódulos, por exemplo, o operador precisava definir o *threshold* para cada imagem a ser segmentada. Esse valor era definido a partir de muitos testes com um determinado conjunto de imagens. Após escolhido o valor, efetuava-se o processamento observando-se a imagem que tinha sido segmentada; caso contrário, alterava-se o valor de *threshold* até chegar ao melhor resultado. Este, por sua vez, era também escolhido a partir de comparações com os laudos feitos por especialistas.

Na etapa de segmentação de nódulos (Santos, 2002), havia sido originalmente realizado um estudo para estabelecer um limiar padrão para todas as imagens, resultando no valor 3160. Com o estudo presente das três técnicas, (P-Tile, Pun e Otsu) para avaliar qual o melhor limiar para cada imagem, verificou-se que a técnica P-Tile retira o fundo da imagem, o que produziu em resultados insatisfatórios (apenas 30% de acerto), pois não existe uma boa definição de objeto de fundo (tecido mamário e microcalcificações ou nódulos). A técnica Pun faz um processo probabilístico que também separa o fundo da imagem, e também produziu um baixo índice de acertos (50%). A técnica de Otsu, que classifica os pixels em 2 classes, foi a que obteve os melhores resultados, (93% de verdadeiro positivo). Além de melhorar o desempenho do sistema e reduzir o tempo de processamento para cada imagem, tornou desnecessária a intervenção do operador para a escolha do limiar para um conjunto de imagens, uma vez que o próprio sistema define automaticamente o limiar para cada caso, baseado nas características da própria imagem e não mais em um valor genérico. Deve-se ressaltar que, originalmente, o método de Otsu (Sahoo *et al.*, 1988) não era aplicado as imagens mamográficas, mas as imagens de satélite. Assim, a técnica de limiarização automática baseada nesse método para mamografia é inédita na literatura.

Esse mesmo esquema de segmentação, além de detectar nódulos, detecta também calcificações grandes que a etapa de detecção de

microcalcificações muitas vezes não marca, pelo fato de trabalhar com uma quantidade reduzida de *pixels* agrupados.

Os resultados apresentados utilizando-se de um limiar fixo para detecção de nódulos (Santos, 2002) foram de 91% de acertos; já com o limiar variável por imagem e automático, a taxa de acertos aumentou para 93%. Apesar da taxa de falso-positivo ter aumentado para 12% contra 10% na versão anterior (Santos, 2002), a área sob as curvas ROC (Az) para ambos os processamentos foram equivalentes (em torno de 0,96). Deve-se frisar, porém, que esse pequeno aumento de falso positivo nesse caso não foi relevante pois no fim do processo é utilizada a técnica de pós-processamento para redução de falso positivo. De fato, os testes de detecção de nódulos para casos reais com imagens de mama inteira, cujos resultados foram apresentados na Tabela 6.13, mostraram uma redução no índice de falso positivo de 42%, o que é bastante significativo.

Para automatização do sistema de detecção de microcalcificações, foram estudadas as características das regiões da imagem de modo a encontrar um padrão para tornar automática a escolha dos desvios padrões das técnicas envolvidas no sistema de detecção. Há uma dificuldade adicional nessa etapa dada a diversidade de características das imagens mamográficas e da análise necessária na busca pelas microcalcificações. Em particular, essa tarefa é extremamente difícil quando se trata de imagens de mamas densas – pobres em contraste, onde constantemente os sinais de interesse podem estar mascarados e que, por outro lado, é o principal objeto de atenção quando nos referimos aos esquemas automatizados de auxílio ao diagnóstico.

Nos procedimentos em questão, os valores dados como “desvios padrões” nas técnicas envolvidas na etapa de segmentação utilizadas são, na verdade, um limiar que elas utilizam no processo de binarização. Ambas as técnicas (Wallet *et al.*, 1997 e Nishikawa *et al.*, 1992) são aplicadas dessa forma, ou seja, cada uma tem suas particularidades e utiliza do desvio padrão da imagem para encontrar o limiar de binarização da técnica de segmentação. Com isso, o limiar de binarização (aqui chamado sempre de “desvio padrão da técnica”) pode variar de 1 até 5, que corresponde proporcionalmente a valores de níveis de cinza da imagem escolhidos como *threshold*. Para um limiar alto,

menos sinais são detectados na segmentação, pois uma quantidade maior de níveis de cinza é transformada em nível zero (preto). Por outro lado, para valores baixos de desvio padrão da técnica (baixo *threshold*) mais sinais são detectados, só que, e conseqüentemente, mais ruídos também.

Por isso, o recurso de se utilizar o desvio padrão geral da imagem como parâmetro pode informar o quanto de variação dos níveis de intensidade ela possui, ou seja, fornece uma estimativa do contraste da imagem. Se possuir um desvio padrão baixo, pode ser uma imagem com pouco contraste (tanto muito clara, como no caso de mama densa, como também muito escura). Já para uma imagem com desvio padrão alto, pode-se dizer que se trata de uma imagem de mama lipo-substituída, que possui alto contraste ou possuiu muitos sinais, que proporcionaram o aumento do desvio padrão. Tentou-se analisar ainda se somente o alto valor de desvio padrão da imagem aumentaria ou diminuiria também os desvios padrões das técnicas envolvidas para detecção de microcalcificações. Porém, os resultados obtidos em tal avaliação não mostraram nenhuma relação direta entre esses parâmetros.

A extração do terceiro momento das regiões de interesse é a medida do grau de desvio da simetria da distribuição do histograma em relação ao valor médio da imagem. Esta medida terá o valor negativo quando os valores se concentrarem na extremidade superior da escala da imagem (acima do valor médio) e se distribuírem gradativamente em direção à extremidade inferior. Isso representa que, quando o valor do terceiro momento for negativo, as imagens tendem a ser mais claras (imagens de mama densa), e quando o valor for positivo, tendem a ser mais escuras (mamas lipo-substituídas). Esse parâmetro associado ao desvio padrão da imagem fornece informações importantes a respeito da imagem mamográfica, e pode ser utilizado na extração de características para adequar o valor de limiar das técnicas para detecção de microcalcificações. Se a imagem apresenta um terceiro momento negativo, pode-se dizer que ela é mais clara que uma imagem com um terceiro momento positivo. Isso foi importante para a escolha do limiar de binarização, pois as imagens com terceiro momento positivo tendem a ter um limiar um pouco mais baixo que as imagens que possuem terceiro momento negativo.

Assim a extração do terceiro momento, juntamente com o desvio padrão das regiões, permitiu criar intervalos para avaliação dos limiares das técnicas para cada região da imagem. Para desvios padrões das imagens menores que 0,5 com terceiro momento negativo obteve-se o limiar para a técnica de Wallet no valor de 5,0 e para a técnica de Nishikawa 4,5 (valores altos para limiar). Esses valores são provavelmente características de regiões de mama densa. Para regiões com terceiro momento positivo, características de imagens não tão clara, os valores diminuíram para 4,0 para Wallet e 3,5 para Nishikawa. Com esses valores a taxa de falso positivo ficou muito baixa, em média 5%, e com um verdadeiro positivo de 100%. Notou-se que imagens com desvio padrão menor que 0,5 não possuem muita variação podendo-se aumentar o valor de desvio padrão das técnicas para alcançar um bom resultado.

Para desvios padrões das imagens entre 0,51 e 1,0 baixou-se relativamente o valor do limiar das técnicas em relação ao intervalo anterior, Isso fez aumentar o falso positivo, pois a técnica Nishikawa apresenta menos falso-positivo se seu valor é mais alto. Nos demais testes realizados, a técnica de Wallet sempre teve um valor maior que a de Nishikawa. Esses valores geraram um falso positivo alto, em média de 25% para o intervalo, sendo o pior resultado obtido nos testes.

Para desvios padrões das imagens entre 1,01 e 1,5, os valores para terceiro momento positivo foram menores que para o terceiro momento negativo, mas não houve diferença entre os valores para os intervalos nas técnicas de Wallet e Nishikawa, resultando em um falso positivo em média de 10%.

Para desvios padrões das imagens entre 1,51 e 2,0, os valores para terceiro momento variaram, mas a técnica de Nishikawa teve um valor maior que a técnica Wallet no terceiro momento positivo, com um falso positivo em média de 13,5%. Este resultado para falso positivo foi maior do que no intervalo anterior, pelo fato do limiar da técnica Nishikawa ser maior do que da técnica de Wallet.

Para desvios padrões das imagens entre 2,01 e 3,5 a técnica Nishikawa ficou com limiar mais baixo que a técnica Wallet, porém não houve variação para o valor do terceiro momento. Muitas vezes isso se dá pelo fato dos valores



de intensidade dos *pixels* estarem muito próximos do valor de desvio da simetria, podendo ser confundidos e, assim, não variarem para uma variação dos limiares das técnicas do sistema para detecção de microcalcificações. O falso positivo ficou em média, em 14,3%. Este intervalo foi maior em relação aos anteriores, pois imagens com estes desvios padrões não apresentaram alterações para a escolha dos limiares como as demais. Foi o intervalo mais homogêneo para a escolha dos limiares.

Já para os desvios padrões das imagens entre 3,51 e 4,0 obteve-se o mesmo valor de limiar tanto para as duas técnicas como para os valores de terceiro momento, chegando a um falso positivo em média de 8,75%. Percebe-se que para valores muito altos de desvio padrão da imagem, variações no valor do limiar das técnicas não interferiram significativamente na sensibilidade do esquema de detecção de microcalcificações, obtendo-se 100% de verdadeiro positivo.

Intervalos acima de 4,0 podem representar uma faixa mais ampla de valores de desvio padrão para a imagem (obteve-se até desvio 30). São imagens que fogem dos padrões estabelecidos. Essas imagens representam um bom resultado para detecção com altos valores de limiares das técnicas, e o maior estabelecido foi 5,0, o que produziu um baixo índice de falso positivo (1,25% em média) e 100% de verdadeiro positivo.

Após as análises realizadas, pode-se afirmar que a automatização da parametrização do sistema de detecção de microcalcificações foi realizada com sucesso uma vez que, após submeter um conjunto de imagens para análise automática no sistema, o mesmo conseguiu determinar sem auxílio do usuário os melhores desvios padrões para as imagens e os melhores limiares para as técnicas Wallet e Nishikawa.

Através dos métodos criados neste trabalho, foi registrado uma melhoria do desempenho global dos sistemas avaliados, a partir da medida da área sob a curva ROC, de 20%, com significativa redução do falso positivo (mais de 86%), quando comparado com os resultados produzidos pelo processo manual de seleção de limiar que, por sinal, é dependente da análise do usuário para a obtenção de uma boa imagem.

O terceiro momento ajudou nas tomadas de decisões para auxiliar na obtenção dos resultados, porém, muitas vezes, não se pode escolher o valor que aparentemente teria produzido o melhor índice de verdadeiro positivo, pois este valor aumentava o falso positivo e, conseqüentemente, os terceiros momentos negativo e positivo influenciam no desvio padrão da imagem e do sistema como um todo.

Desenvolveu-se um novo método para auxiliar na redução de falso positivo para nódulos que também pode ser utilizado para análises de microcalcificações. Ainda que, os outros algoritmos utilizados especificamente para microcalcificações já demonstrassem um aumento consistente da sensibilidade e da especificidade. Ao se confrontar duas imagens (crânio caudal e médio lateral) da mesma mama, se em uma delas há uma suspeita de nódulo, pode-se indicar manualmente a suspeita para o sistema, e o mesmo apresenta uma região correspondente na segunda imagem, auxiliando o especialista na procura do suposto nódulo nas duas imagens.

## **7.1 – Conclusões**

Pode-se concluir que com o trabalho desenvolvido a técnica para seleção automatizada de regiões de interesse torna os esquemas de processamento previamente desenvolvidos mais eficientes, pois independem de uma pré-seleção de regiões (geralmente feita por um especialista) e que demanda muito tempo e certa prática. A utilização da imagem mamográfica inteira no esquema CAD, apesar do processamento um pouco mais demorado, torna-o mais prático para uso diagnóstico, pois seleciona objetivamente as regiões suspeitas para o processamento.

Os algoritmos de detecção de nódulos e microcalcificações previamente desenvolvidos necessitavam do ajuste dos parâmetros de processamento, geralmente na etapa de segmentação. Ou seja, a escolha dos parâmetros era subjetiva, feita geralmente a partir da análise de um conjunto de imagens, buscando (manualmente) o melhor desempenho do esquema. Com as técnicas de automatização propostas nesse trabalho, o processo de ajuste dos

parâmetros passou a ser realizado automaticamente, tanto para detecção de nódulos quanto para microcalcificações. Isso tornou o processo de parametrização mais rápido, prático e objetivo, baseado na busca pelo melhor desempenho do sistema em relação ao conjunto de imagens utilizada, o que é de grande relevância na área. Utilizando-se deste método de automatização proposto, observou-se um aumento de 20% no desempenho do esquema CAD (Az da curva ROC) em relação ao método não automatizado.

Finalmente, a técnica para redução do falso positivo tornou o sistema de auxílio ao diagnóstico mais eficaz, pois, mesmo com o baixo índice de falso positivo encontrado na técnica de detecção de microcalcificações, consegue-se ainda uma melhor performance de todo o sistema com sua utilização.

Assim, esse projeto de pesquisa vem contribuir com o desenvolvimento de um esquema CAD para mamografia mais eficaz, prático e confiável.

## **7.2 – Sugestões para Trabalhos Futuros**

- Investigação do efeito de técnicas de realce no domínio da frequência para auxiliar na redução de falsos positivos.
- Investigação de novas características para parametrização das técnicas de detecção de microcalcificações e nódulos.
- Implementação de rotinas para processamento paralelo de regiões de interesse.

## Referências Bibliográficas

---

AMENDOLIA, S.R.; BISOGNI, M.G.; BOTTIGLI, U.; *et al.* The CALMA project. *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research - Section A*, v.416, p.428-429, 2001

ANASTACIO, M.A.; YOSHIDA,H.; NAGEL,R.; NISHIKAWA,R.M.; DOI,K. A genetic algorithm-based method for optimizing the performance of a computer-aided diagnosis scheme for detection of clustered microcalcifications in mammograms. *Medical Physics*, v.25, n.9, p.1613-1620, 1998.

ARA, A.B., MUSETTI, A.V., SCHNEIDERMAN, B., *Introdução a estatística*, 1.ed, Imprensa Maua : Instituto Mauá de Tecnologia, 152 p, 2003.

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

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

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

BENATTI, R.H. *Elaboração de Banco de Imagens Mamográficas Digitalizadas*. 64p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2003.

BICK, U.; GIGER, M.L.; SMITH, R.A.; NISHIKAWA, R.M.; DOI, K. Density correction of peripheral breast tissue on digital mammograms. *Radiographics*, v. 16, n.6, p.1403-1411, 1996.

BICK, U.; GIGER, M.L.; SMITH, R.A.; NISHIKAWA, R.M.; WOLVERTON, D.E.; DOI, K. Automated segmentation of digitized mammograms. *Academic Radiology*, v. 2, n.1, p.1-9, 1995.

BOCCIGNONE, G.; CHIANECE, A.; PICARIELLO, A. Multiresolution spot detection by means of entropy thresholding. *J. Opt. Soc. Am. A.*, v. 17, n.7, p.1160-1171, 2000.

BYNG, J.W.; CRITTEN, J.P. YAFFE, M.J. Thickness-equalization processing for mammographic images. *Radiology*, v.203, n.2, p.564-568, 1997.

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

CANELLA, E. Microcalcificações. *Jornal da Imagem*, 2º Caderno, n. 245, jan. 1999.

CHAN, H.-P.; DOI, K.; VYBORNÝ, C.J.; *et al.* Improvement in radiologists' detection of clustered microcalcifications on mammograms: the potential of computer-aided diagnosis. *Investigative Radiology*, v.25, n.10, p.1102-1110, 1990.

CHAN, H.-P.; SAHINER, B.; HELVIE, M.A.; *et al.* Improvement of radiologists' characterization of mammographic masses by using computer-aided diagnosis: an ROC study. *Radiology*, v.212, n.3, p.817-827, 1999.

CHAN, H.-P.; DOI, K.; GALHOTRA, S.; VYBORNÝ, C.J.; MACMAHON, H.; JOKICH, P.M. Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital

radiography. I. Automated detection of microcalcifications in mammography. *Medical Physics*, v.14, n.4, p.538-548, 1987.

CHAN, H-P.; DOI,K.; VYBORNÝ,C. J.; LAM,K-L.; SCHMIDT,R. A. Computer-aided detection of microcalcifications in mammograms. Methodology and preliminary clinical study. *Original Investigations*, 1988.

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

CHANG, Y.H.; ZHENG, B.; GUR, D. Computer-aided detection of clustered microcalcifications on digitized mammograms: a robustness experiment. *Academic Radiology*, v.4, n.6, p.415-418, 1997.

CHENG, H.D.; CAI, X.P.; CHEN, X.W.; HU, L.M.; LOU, X.L. Computer-aided detection and classification of microcalcifications in mammograms: a survey. *Pattern Recognition*, v.36, n.12, p.2967-2991, 2003.

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

DAVIES,D. H.; DANCE,D. R. Automatic computer detection of clustered calcification in digital mammograms. *Physics in Medicine and Biology*, v.35, n.8, p.1111-1118, 1990.

DENGLER, J.; BEHRENS,S.; DESAGA,J.F. Segmentation of microcalcifications in mammograms. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v.12, n.4, p.634-642, 1993.

DHAWAN, A.P.; BUELLONI,G.; GORDON,R. Enhancement of mammographic features by optimal adaptive neighborhood image processing. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v.5, n.1, p.8-15, 1986.

- DHAWAN, A.P.; ROYER, E.L. Mammographic feature enhancement by computerized image processing. *computer methods and programs in biomedicine*, v.27, p.23-35. 1988.
- DIEKMANN, F.; DIFKMANN, S; BOLLOW, M.; *et al.* Evaluation of a wavelet-based computer-assisted detection system for identifying microcalcifications in digital full-field mammography. *Acta Radiologica*, v.45, n.2, p.136-141, 2004.
- DOI, K. Overview on research and development of Computer-aided diagnostic schemes. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, v.25, p.404-410, 2004.
- DOI, K. Perspectives on digital image analysis in medical image: potential usefulness of computer-aided diagnosis. *Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, Campos do Jordão (SP), 13-17/10/96*, v.2, p.795-796, 1996.
- EGAN, R.L.; McSWEENEY, M.B.; SEWELL, C.W. *Intramammary calcifications without an associated mass in benign and malignant diseases*. *Radiology*, v.137(1), p. 1-7, 1980.
- ESCARPINATI, M.C., VIEIRA, M.A.C., SCHIABEL, H., *Computer Technique for Digital Radiographic Images Correction Based on the Digitizer Characteristic Curve*, *Journal of Digital Imaging*, v. 15, Suppl. 1, p. 228-230, 2002
- FAM, B.W.; OLSON,S.L.; WINTER,P.F.; SCHOLZ,F.J. Algorithm for the detection of fine clustered calcification on film mammograms. *Radiology*, v.169, p.333-337, 1988.
- FREER, T.W.; ULISSEY, M.J. Screening mammography with computer-aided detection: prospective Sstudy of 12,860 patients in a community breast center. *Radiology*, v.220, p.781-786, 2001.
- GAVRIELIDES, M.A.; LO, J.Y.; VARGAS-VORACEK, R; FLOYD, C.E. Segmentation of suspicious clustered microcalcifications in mammograms. *Medical Physics*. v.27, n.1, p.13-22, 2000.

- GIGER, M.L. Computer-aided diagnosis of breast lesions in medical images. *Computing in Science & Engineering*, v.2, n.5, p.39-45, 2000.
- GIGER, M.L. Computerized analysis of images in the detection and diagnosis of breast cancer. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, v.25, p.411-418, 2004.
- GIGER, M.L.; MACMAHON, H. Image processing and computer-aided diagnosis. *Radiologic Clinics of North America*, v.34, n.3, p. 565-595, 1996.
- GOES, C.E. *Segmentação de Imagens Mamográficas Digitais para Detecção de Microcalcificações em Mamas Densas*. Dissertação de Mestrado - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2002
- GOES, C. E. ; SCHIABEL, H; NUNES, F. L. S. Evaluation of microcalcifications segmentation techniques for dense breast digitized images. *Journal of Digital Imaging : the Official Journal of the Society for Computer Applications in Radiology*, v. 15, n. 1, p. 231-233, 2002.
- GONZALEZ, R.C.; WOODS, R.E. *Digital Image Processing*, 2nd ed., Prentice Hall, New Jersey, USA, 2002.
- GRAM, I.T.; FUNKHOUSER,E.;TABÁR,L. The Tabard classification of mammographic parenchyma patterns. *European Journal of Radiology*, v.24, p.131-136, 1997.
- HAUS, A.G.; YAFFE, M.J. Screen-film and digital mammography: image quality and radiation dose considerations. *Radiologic Clinics of North America*, v.38, n.4, p.871-898, 2000.
- HEMMINGER, B.M.; COLE, E.; ZONG, S.. Evaluation of digital processing methods for the display of digital mammography. In: SPIE INTERNATIONAL SYMPOSIUM MEDICAL IMAGING - IMAGE DISPLAY. *Proceedings*, v.3658, p.382-393, 1999.
- HEYWANG - KÖBRUNNER, S. H.; SCHREER, I; DERSHAW, D. D.; FRASSON A. - *Mama - Diagnóstico por Imagem* - Editora Revinter, 1999



- IBRAHIM, N.; FUJITA,H.; HARA,T.; ENDO,T. Automated detection of clustered microcalcifications on mammograms: CAD system application to MIAS database. *Physics in Medicine and Biology*, v.42, p.2577-2569, 1997.
- INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. Ministério da Saúde. *Falando sobre doenças da mama*, <http://www.inca.gov.br>, 2004, 01/03/2005.
- INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. Ministério da Saúde. *Falando sobre doenças da mama*, <http://www.inca.gov.br>, 2007, 12/02/2007.
- JACKSON, V.P; HENDRICK,E.; FEIG,S.A.; KOPANS,D.B. Imaging of the radiographically dense breast. *Radiology*, v.188, p.297-301, 1993.
- JIN, H-R.; KOBATAKE,H. Extraction of microcalcifications from mammograms using morphological filter with multiple structuring elements. *Systems and Computers in Japan*, v.24, n.11, p.66-74, 1993.
- KARSSEMEIJER, N. A common database for research in mammographic image analysis. In: SPIE INTERNATIONAL SYMPOSIUM BIOMEDICAL IMAGE PROCESSING & BIOMEDICAL VISUALIZATION. *Proceedings*, v.1905, p.542-543, 1993.
- KARSSEMEIJER, N.; OTTEN, J.D.M.; VERBEEK, A.L.M.; *et al.* Computer-aided detection versus independent double reading of masses on mammograms. *Radiology*, v.227, p.192-200, 2003.
- KIM, J.K.; PARK,H.W. Statistical Textural features for detection of microcalcifications in digitized mammograms. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v.18, n.3, p. 231-237,1999.
- KOPANS, D. B. *Imagem da Mama*. Tradução de Mauro Bertuol. 3.ed. Rio de Janeiro: Medsi, 2000.
- KRUPINSKI, E.; ROERING, H.; FURUKAWA, T. Influence of film and monitor display luminance on observer performance and visual search. *Academic Radiology*, v.6, p.411, 1999.

- LANYI, M. *Diagnosis and differential diagnosis of breast calcifications*. Röntgeninstitut Kaiserstrabe, German, 1986.
- LE GAL, M.; CHAVANNE, G.; PELLIER, D. Valeur diagnostique des microcalcifications groupées découvertes par mammographies. *BULL Cancer*, v.71, p.57-64, 1984
- MAIDMENT, A.D.A.; YAFFE, M.J. Analysis of the spatial-frequency-dependent DQE of optically coupled digital mammography detectors, *Medical Physics*, v.21, n.6, p.721-729, 1994.
- MARQUES FILHO, O.; VIEIRA NETO, H. *Processamento Digital de Imagens*, Brasport, Rio de Janeiro (RJ), 1999.
- MARTÍ, J.; CUFÍ,X.; REGINCÓS,J.; ESPAÑOL,J.; BARCELÓ,C. Shape-based feature selection for microcalcification evaluation. *Proc. SPIE: Image Processing*, v. 3338, p. 1215-1224, 1998.
- MARTINEZ, A.C.; SCHIABEL, H.; ESCARPINATI, M. C. “Determinação automática de regiões de interesse em mamogramas digitalizados para esquemas computadorizados de auxilio ao diagnóstico” Anais CBFM, setembro 2004, Rio de Janeiro (RJ).
- MARTINEZ, A.C.; SCHIABEL, H.; ESCARPINATI, M.C.; VIEIRA, M. A. C.; “Automatic selection of region of interest on digitized mammograms for cad schemes. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 2006, Seoul, Korea, 2006.
- MARTINEZ, A.C; SCHIABEL, H.; SANTOS, V. T.; ESCARPINATI, M.C.; RODRIGUES, E. B. “Comparação de técnicas de processamento digital para a determinação de limiar automático para detecção de nódulos em imagens de mamas densas.” Anais CBR, novembro 2005, Brasília (DF).
- METZ, C. E. *ROC methodology in radiologic imaging*. Investigative Radiology, v. 21, p. 720-733, 1986.

MITCHELL, H. *Mammography and Breast Cancer Screening – Reply*. MED. J. AUSTRALIA, v.148: (5) p. 265-266, Mar 7, 1988.

MOHAPATRA, S.K.; ANDERSON, W.F.; KEYES, G.S.; LINDQUIST, T.R.; PEARSON, V.E. Hard-copy requirements and imager characteristics for full field digital mammography (FFDM) applications. In: SPIE INTERNATIONAL SYMPOSIUM MEDICAL IMAGING - IMAGE DISPLAY. *Proceedings*, v.3658, p.269-279, 1999.

NAGEL, R.H.; NISHIKAWA,R.M.; PAPAIOANNOU,J.; DOI,K. Analysis of methods for reducing false positives in the automated detection of clustered microcalcifications in mammograms. *Medical Physics*, v.25, n.8, p.1502-1506, 1998.

NAPPI, J.; DEAN, P. B.; NEVALAINEN, O.; TOIKKANEN, S. (1999). *Computerized diagnosis of breast calcifications using specimen radiography and simulated calcifications*. SPIE Conference on Image Processing, v. 3661, p. 1351-1360, Fev, 1999.

NETSCH, T.; PEITGEN,H-O. Scale-space signatures for the detection of clustered microcalcifications in digital mammograms. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v.18, n.9, p.774-786,1999.

NISHIKAWA, R.M.; GIGER, M.L.; DOI, K.; METZ, C.E.; YIN, F.F.; VYBORNY, C.J.; SCHMIDT, R.A. Effect of case selection on the performance of computer-aided detection schemes. *Medical Physics*, v.21, p.265-269, 1994.

NISHIKAWA, R.M.; GIGER, M.L.; DOI, K.; VYBORNY, C.J.; SCHMIDT, R. A. Computer-aided detection of clustered microcalcifications: an improved method for grouping detected signals. *Medical Physics*, v.20, p.1661-1666, 1993.

NISHIKAWA, R.M.; JIANG,Y.; GIGER,M.L.; DOI,K.; VYBORNY,C.J.; SCHMIDT,R.A. Computer-aided detection of clustered microcalcifications.

*Proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, Chicago, p.1375-1378, 1992.

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

NISHIKAWA, R.M.; YARUSSO, L.M. Variations in measured performance of CAD schemes due to database composition and scoring protocol. In: SPIE INTERNATIONAL SYMPOSIUM MEDICAL IMAGING -IMAGE PROCESSING. Proceedings, v.3338, p.840-844, 1998.

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, F. L. S.; SCHIABEL, H. - Uma técnica de pré-processamento usando a curva característica do filme para realce de contraste em mamogramas digitais – VI Congresso Brasileiro de Física Médica – Rio de Janeiro (RJ) – 04-06/10/2001.

NUNES, F. L. S.; SCHIABEL, H.; BENATTI, R. H.; STAMATO, R.C. – Uma técnica computacional para medir a densidade de mamogramas digitalizados – XXIV Encontro Nacional de Física da Matéria Condensada – São Lourenço (MG), 15-19/05/2001b.

NUNES, F.L.S. *Investigações em Processamento de Imagens Mamográficas para Auxílio ao Diagnóstico de Mamas Densas*. São Carlos. 208p. Tese (Doutorado) - Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2001.

NUNES, F.L.S.; SCHIABEL, H.; BENATTI, R.H. Contrast enhancement in dense breast images using the modulation transfer function. *Medical Physics*, v.29, n.12, p.2925-2936, 2002.

- 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, 2001a.
- NUNES, F.L.S.; SCHIABEL,H.; PATROCÍNIO, A.C. Breast clustered microcalcifications detection: influence of the gray scale levels on the performance of a CAD scheme. *I International Seminar on Bioeletronic Interfaces and III Workshop on Cybernetic Vision*, p. 92-97, Campinas-SP, 23-26/02/1999.
- PAPADOPOULOS, A.; FOTIADIS, D.I.; LIKAS, A. An automatic microcalcification detection system based on a hybrid neural network classifier. *Artificial Intelligence in Medicine*, v.25, n.2, p.149-167, 2002.
- PARKER, J.R. "Algorithms for Image Processing and Computer Vision", John Wiley & Sons, New York (EUA), 1996.
- PATROCINIO, A. C. *Classificador automático de achados mamográficos em imagens digitais de mamas densas utilizando técnicas híbridas*. 191 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2004.
- PATROCÍNIO, A. C.; SCHIABEL, H. – Classifier scheme for clustered microcalcifications in digitized mammograms by using artificial neural networks – V Congresso Brasileiro de Redes *Neurais*, Rio de Janeiro (RJ), 02-05/04/2001.
- PATROCINIO, A. C.; SCHIABEL, H.; ROMERO, R. A. F. - Evaluation of bayesian network to classify clustered microcalcification - SPIE Medical Imaging 2004 - San Diego, CA (USA) - Feb, 14-19, 2004.
- PATROCÍNIO, A.C.; SCHIABEL, H; SANTAELLA, C.M.; ROMERO, R.A.F. Evaluation of features extraction techniques for mammographic masses analysis and classification. In: WORLD CONGRESS ON MEDICAL

PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING. *Proceedings on CD-ROM*, Sydney, Australia, August 24-28, 2003.

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.

RIBEIRO, P.B. Classificação por Análise de Contornos de Nódulos Mamários utilizando Redes Neurais Artificiais. 2006. 150 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2006.

ROEHRIG, J. Clinical results with R2 imagechecker system. *Digital Mammography*, N. Karssemeijer *et al.*, eds. Klawer Academic, Dordrecht, The Netherlands, p. 395-400, 1998.

SAHOO, P. K; SOLTANI, S; WONG, A.K.C. “An Survey of *Threshold Techniques*”, *Computer Vision, Graphics and Image Processing*, n. 41, pp. 233 – 260, 1988.

SANTOS, V. T. Segmentação de imagens mamográficas para detecção de nódulos em mamas densas. 112p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2002.

SANTOS, V.T.; SCHIABEL, H; NUNES, F.L.S. Watershed transform used to segmentation of nodules in dense breast images. In: *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Proceedings on CD-ROM*, Sydney, Australia, August 24-28, 2003.

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

SCHIABEL, H.; MARTINEZ, A.C.; VIEIRA, M.A.C; ESCARPINATI, M.C.  
Evaluating the influence of image acquisition system quality on a mammographic images processing scheme In: SCAR 2005 Annual Meeting - June 2-5, 2005 Orlando, Florida.

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, n.2, suppl.1, p.224-225, 2001.

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

SCHIABEL, H.; VIEIRA, M.A.C.; MARTINEZ, A.C. Um estudo sobre o processo de aquisição na formação e no processamento de imagens mamográficas. In: III LATIN AMERICAN CONGRESS ON BIOMEDICAL ENGINEERING. *Proceedings on CD-ROM*, João Pessoa, Brasil, Sept. 22-25, 2004.

SCHMIDT, F.; SORANTIN, E.; SZEPESVÀRI, C.; GRAIF, E.; BECKER, M.; MAYER, H.; HARTWAGNER, K. An automatic method for the identification and interpretation of clustered microcalcifications in mammograms. *Physics in Medicine and Biology*, v.44, p.1231-1243, 1999.

SHEN, L.; RANGAYYAN, R.M.; DESAUTELS, J.E.L. Detection and classification of mammographic calcifications. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, v.7, n.6, p.1403-1416, 1993.

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

TAO, E.Y.; ORNES, C.; SKLANSKY, J. Automatic detection of microcalcifications in digital mammography. *Proc. SPIE: Image Processing*, v. 3338, p. 1450-1458, 1998.

- VIEIRA, M.A.C.; ESCARPINATI, M.C.; SCHIABEL, H.; CAETANO, C.A.C.; NUNES, F.L.S. A segmentation technique for digital mammograms: saving processing time and memory. In: IX MEDITERRANEAN CONFERENCE ON MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING AND COMPUTING. *Proceedings*, Part I, Pula, Croatia, June 12-15, p.558-561, 2001.
- VYBORNÝ, C.J.; GIGER, M.L.; NISHIKAWA, R.M. Computer-aided detection and diagnosis of breast cancer. *Radiologic Clinics of North America*, v.38, n.4, p.725-740, 2000.
- WALLET, B. C.; SOLKA, J. L.; PRIEBE, C. E. (1997). A Method for Detecting Microcalcifications in Digital Mammograms. *Journal of Digital Imaging*, v. 10, p. 136-139.
- WOLBARST, A.B. *Physics of Radiology*. Norwalk, Appleton & Lange, 1993.
- WOLFE, J.N. Breast patterns as an index of risk for developing breast cancer. *Am J Roentgenology* , v. 126, p. 1130-1139, 1976.
- YABASHI, S.; HATA,M.; KUBO,K.; ISHIKAWA,T. Extraction and computational estimation of malignant microcalcification on mammography. *Systems and Computers in Japan*, v.20, n.12, p.67-75, 1989.
- YU, S.; GUAN,L. A CAD system for the automatic detection of clustered microcalcifications in digitized mammogram films. . *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v.19, n.2, p.115-126, 2000.



## Anexo A - Tabelas para investigação do melhor desvio para técnicas do sistema de detecção de microcalcificações.

---

Para a investigação iniciou-se com os métodos tanto de Nishikawa quanto o de Wallet com desvio padrão de 3 e aumentando de meio em meio até um bom resultado para o conjunto de imagem com as mesmas características de desvio padrão e terceiro momento, conforme Tabela A1.

**Tabela A1 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão menor 0,5 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:			CGR					
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3	e	e	e	e	e	e	e	e	e	e
4	3,5	e	e	e	e	c	c	c	e	e	e
4	4	e	e	e	e	c	c	c	e	e	e
4	4,5	e	e	e	e	c	c	c	e	e	e
4,5	4	e	e	e	e	c	c	c	e	e	e
4,5	4,5	e	e	e	c	c	c	c	e	e	e
5	4,5	e	c	c	c	c	c	c	c	c	c
5	5	e	c	c	c	c	c	c	c	c	c

Na Tabela A1 foi iniciada a investigação, com isso foram testados todos os intervalos de desvio padrão. As imagens foram denominadas img 1, img 2, para facilitar a montagem da tabela, mas todas possuem sua própria identificação nas pesquisas realizadas. Cada Tabela Apresentada possuirá seu conjunto de regiões diferentes das demais.

Os resultados **c** e **e**, representam certo e errado respectivamente, sendo que as imagens “erradas” nesta tabela são as imagens sem achados que possuem muito ruído. Escolhendo-se um desvio menor que 5 para Wallet e 4,5 para Nishikawa o falso positivo aumenta muito para essas imagens.

Na Tabela A2 continuam as mesmas características das imagens, desvio padrão menor que 0,5 com momento negativo, porém com imagens obtidas por outro mamógrafo.

**Tabela A2 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão menor 0,5 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:					GE			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3	e	e	e	e	e	e	e	e	e	e
4	3,5	e	e	c	c	e	e	c	c	c	e
4	4	e	e	c	c	e	e	c	c	c	e
4	4,5	e	e	c	c	c	e	c	c	c	e
4,5	4	e	c	c	c	c	e	c	c	c	e
4,5	4,5	c	c	c	c	c	e	c	c	c	c
5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
5	5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

Nota-se um melhor resultado na Tabela A2, pois com os desvios padrão escolhidos para as técnicas Wallet e Nishicawa não se obteve nenhum falso positivo.

Na Tabela A3, já é realizada a pesquisa com um terceiro mamógrafo, pois as imagens alteram-se muito as características de um mamógrafo para outro.

Os resultados obtidos na Tabela A3 confirmam a escolha dos desvios padrão escolhidos para as técnicas estudadas.

**Tabela A3 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão menor 0,5 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:					PHILIPS			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3	e	e	e	e	e	e	e	e	e	e
4	3,5	c	c	e	e	e	e	e	c	c	c
4	4	c	c	e	e	e	e	c	c	c	c
4	4,5	c	c	e	e	e	e	c	c	c	c
4,5	4	c	c	e	c	c	e	c	c	c	c
4,5	4,5	c	c	e	c	c	c	c	c	c	c
5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
5	5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

Na Tabela A4 é finalizado os testes com as características apresentadas imagens sem achados com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento negativo, confirmando a escolha dos desvios padrão para as técnicas.

**Tabela A4 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão menor 0,5 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:					LORAD			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3	e	e	e	e	c	e	e	c	c	c
4	3,5	e	e	e	e	c	e	e	c	c	c
4	4	e	e	e	e	c	e	e	c	c	c
4	4,5	e	e	e	e	c	e	e	c	c	c
4,5	4	c	e	e	e	c	c	c	c	c	c
4,5	4,5	c	e	e	e	c	c	c	c	c	c
5	4,5	c	c	e	e	c	c	c	c	c	c
5	5	c	c	e	c	c	c	c	c	c	c

O melhor resultado para a Tabela A4 seria a última linha da tabela, que apresenta o valor 5 para os desvios padrão das imagens, tanto para a Wallet como para Nishikawa. Como para os outros 3 mamógrafos conseguiu-se um bom resultado com um intervalo menor foi escolhido o anterior, pois quando as imagens entram no sistema para o processamento a única coisa que possuem semelhantes são as características estudadas, sendo desconhecido do sistema o mamógrafo onde foi produzida a imagem e se possuem achados ou não.

Na Tabela A5 os testes foram realizados com imagens com achados, mantendo as mesmas características anteriormente citadas, porém neste momento, utilizando-se de imagens com achados.

**Tabela A5 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão menor 0,5 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					CGR			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	4	e	e	e	e	e	e	e	e	e	e
4	3,5	e	e	c	c	c	c	e	e	e	e
4	4	e	e	c	c	c	c	e	e	e	c
4	4,5	e	e	c	c	c	c	e	e	c	c
4,5	4	e	e	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4,5	e	c	c	c	c	c	c	c	c	c
5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
5	5	c	c	e	e	c	c	c	c	e	e

Muitas vezes, nas tabelas analisadas com achados, os resultados denominados errados são imagens com muitos ruídos. Além dos achados, estas possuem muito ruído que é o caso da primeira linha da Tabela A5, onde

foram realizados os testes com desvios 3,5 para Wallet e 4 para Nishikawa. Quando passa do desvio apropriado a tendência é diminuir os achados e com isso, aumentar o verdadeiro negativo, que não pode acontecer.

As Tabelas A6, A7 e A8 baseiam-se em imagens com achados, mas diferenciando os mamógrafos.

**Tabela A6 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão menor 0,5 - 3º Momento: Negativo													
Regiões:		Com Achados		Mamógrafo:					GE				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10		
wallet	nishikawa												
3	3	e	e	e	e	e	e	e	e	e	e		
3,5	4	e	e	e	e	e	e	e	e	e	e		
4	3,5	e	e	e	e	e	e	e	e	e	e		
4	4	e	c	e	e	e	e	e	e	e	e		
4	4,5	c	c	c	e	e	e	e	c	e	e		
4,5	4	c	c	c	e	e	c	c	c	e	e		
4,5	4,5	c	c	c	e	e	c	c	c	e	e		
5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c		
5	5	c	c	e	c	c	e	c	c	c	c		

Pode-se notar que algumas imagens que já apresentavam os acertos antes dos desvios escolhidos começam a aparecer como erradas com o aumento dos desvios, pois a sensibilidade das técnicas começa a diminuir com o aumento dos desvios.

**Tabela A7 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão menor 0,5 - 3º Momento: Negativo													
Regiões:		Com Achados		Mamógrafo:					PHILIPS				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10		
wallet	nishikawa												
3	3	e	e	e	e	e	e	e	e	e	e		
3,5	4	e	e	e	e	e	e	e	e	e	e		
4	3,5	e	e	e	e	e	e	e	e	e	e		
4	4	c	c	e	e	e	e	e	e	e	e		
4	4,5	c	c	e	e	e	e	e	e	e	e		
4,5	4,5	c	c	e	e	c	e	e	e	e	e		
5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c		
5	5	e	e	c	c	e	c	c	c	c	c		

**Tabela A8 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento negativo.**



**Tabela A12 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão menor 0,5 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				LORAD				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3	c	c	e	e	c	e	c	c	c	c
4	3,5	c	c	c	e	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	c	e	c	c	c	c	c	c

As Tabelas A13, A14, A15 e A16 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens com achados.

**Tabela A13 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão menor 0,5 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				CGR				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3	e	e	e	c	c	c	c	e	e	e
4	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	e	c	c	c	c	e	c	c	e	c

**Tabela A14 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão menor 0,5 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				GE				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3	e	e	e	e	e	c	c	e	e	e
4	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	c	c	c	e	e	c	c	c

**Tabela A15 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão menor 0,5 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				PHILIPS				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3	c	e	e	c	e	c	c	e	c	c
4	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	c	c	c	e	e	c	c	c

**Tabela A16 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão menor que 0,5 e terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão menor 0,5 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				LORAD				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3	c	c	c	e	e	c	c	e	e	e
4	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	c	c	e	e	e	c	c	c

Realizados os testes com os desvios padrão das imagens menor que 0,5 e valor do terceiro momento negativo e positivo, iniciaram-se os testes com as características de desvio padrão entre 0,51 e 1,0 e terceiro momento negativo. As Tabelas A17, A18, A19 e A20 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens sem achados.

**Tabela A17 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 0,51 e 1,0 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				CGR				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	e	e	e	e	e	e	e	c	c
3,5	4	c	e	e	e	e	e	e	c	c	c
4	4	c	e	e	c	e	c	e	c	c	c
4	4,5	c	e	e	c	e	c	e	c	c	c
4,5	4	c	e	e	c	e	c	e	c	c	c

Ocorreu um grande aumento de falsos positivos nestas análises, pois foram mantidos os valores de desvios padrão para as Tabelas com achados e sem achados. Aumentando muito os desvios padrão o falso-negativo aumentaria também, e com isso, optou-se neste intervalo (3,5 para Wallet e 4 para Nishikawa) em aceitar um maior falso-positivo.

**Tabela A18 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 0,51 e 1,0 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				GE				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	e	e	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	e	e	c
4	3,5	e	e	e	c	c	e	e	e	e	c
4	4	e	c	c	c	c	c	c	e	e	e

**Tabela A19 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 0,51 e 1,0 - 3º Momento: Negativo													
Regiões:		Sem Achados		Mamógrafo:					PHILIPS				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10		
wallet	nishikawa												
3	3,5	e	c	e	c	e	c	e	c	c	e		
3,5	4	c	c	c	c	c	c	e	c	c	e		
4	3	c	c	c	c	c	c	e	c	c	e		

Tabela A20 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento negativo.

Desvio Padrão entre 0,51 e 1,0 - 3º Momento: Negativo													
Regiões:		Sem Achados		Mamógrafo:					LORAD				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10		
wallet	nishikawa												
3,5	3,5	e	e	e	c	c	e	c	c	c	c		
3,5	4	c	e	c	c	c	c	c	c	c	c		
4	3	c	e	c	c	c	c	c	c	c	c		

As Tabelas A21, A22, A23 e A24 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens com achados, com o desvio padrão das imagens entre 0,51 e 1 com terceiro momento negativo.

Tabela A21 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento negativo.

Desvio Padrão entre 0,51 e 1,0 - 3º Momento: Negativo													
Regiões:		Com Achados		Mamógrafo:					CGR				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10		
wallet	nishikawa												
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c		
4	4	e	e	c	e	e	c	c	c	c	e		
4	4,5	e	e	e	e	e	c	c	c	e	e		
4,5	4	e	e	e	e	e	e	e	e	e	e		

Tabela A22 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento negativo.

Desvio Padrão entre 0,51 e 1,0 - 3º Momento: Negativo													
Regiões:		Com Achados		Mamógrafo:					GE				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10		
wallet	nishikawa												
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	e	c	c	c		
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c		
4	4	c	e	c	c	e	e	e	c	c	c		
4	4,5	c	e	c	e	e	e	e	e	c	c		
4,5	4	e	e	e	e	e	e	e	e	c	e		

Tabela A23 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento negativo.

Desvio Padrão entre 0,51 e 1,0 - 3º Momento: Negativo													
Regiões:		Com Achados		Mamógrafo:					PHILIPS				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10		
wallet	nishikawa												
3,5	3,5	c	c	c	e	c	c	c	c	c	e		
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c		
4	4	c	c	c	e	e	c	e	c	c	c		
4	4,5	c	c	e	e	e	c	e	e	c	c		
4,5	4	e	e	e	e	e	c	e	e	e	e		



**Tabela A24 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 0,51 e 1,0 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				LORAD				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	e	c	c	c	c	c	c	c
4	4,5	c	c	e	c	c	e	e	c	c	c

As Tabelas A25, A26, A27 e A28 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens sem achados, com o desvio padrão das imagens entre 0,51 e 1 com terceiro momento positivo.

**Tabela A25 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão entre 0,51 e 1,0 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				CGR				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3,5	c	e	e	e	c	c	e	e	e	c
3,5	3,5	c	e	c	e	c	c	e	e	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

Como aconteceu no intervalo anterior, o valor dos desvios padrão das técnicas mudaram em relação ao terceiro momento positivo.

**Tabela A26 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão entre 0,51 e 1,0 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				GE				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3,5	e	e	c	c	e	c	e	c	e	e
3,5	3,5	e	c	c	c	e	c	e	c	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

**Tabela A27 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão entre 0,51 e 1,0 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				PHILIPS				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3,5	e	e	c	e	e	e	e	e	e	e
3,5	3,5	c	c	c	e	c	e	c	c	c	c
3,5	4	c	c	c	e	c	e	c	c	c	c

**Tabela A28 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão entre 0,51 e 1,0 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:					LORAD			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3	e	e	c	c	c	c	e	e	e	c
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

As Tabelas A29, A30, A31 e A32 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens com achados, com o desvio padrão das imagens entre 0,51 e 1 com terceiro momento positivo.

**Tabela A29 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão entre 0,51 e 1,0 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					CGR			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3,5	c	c	e	c	c	c	c	c	c	c
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	4	c	c	c	e	e	c	c	c	c	c

**Tabela A30 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão entre 0,51 e 1,0 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					GE			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	4	c	c	e	e	c	c	c	c	c	c

**Tabela A31 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão entre 0,51 e 1,0 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					PHILIPS			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3,5	e	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	3,5	c	c	c	e	c	e	c	c	c	c
3,5	4	c	c	e	e	c	e	e	c	c	c

**Tabela A32 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 0,51 e 1,0 com terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão entre 0,51 e 1,0 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					LORAD			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3,5	c	e	c	c	c	e	c	c	c	c
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	4	c	c	e	c	c	c	c	c	c	c

Realizados os testes com os desvios padrão das imagens entre 0,51 e 1,0 e valor do terceiro momento negativo e positivo, iniciaram-se os testes com as características de desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento negativo e positivo.

As Tabelas A33, A34, A35 e A36 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens sem achados, com o desvio padrão das imagens entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento negativo.

Lembrando que nas tabelas as imagens estão representadas por img 1, img 2, img 3 até 10, mas são imagens diferentes para cada característica apresentada.

**Tabela A33 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 1,01 e 1,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:					CGR			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3	c	c	e	e	e	e	c	e	e	e
3,5	3	c	c	e	e	e	e	e	e	e	e
3,5	4	c	c	e	e	e	c	c	e	c	e
4	4	c	c	c	e	c	c	c	c	c	e
4,5	4	c	c	c	e	c	c	c	c	c	c

**Tabela A34 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 1,01 e 1,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:					GE			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	4	e	c	c	c	c	c	e	e	e	e
4	4	e	c	c	c	c	c	c	c	c	e
4,5	4	e	c	c	c	c	c	c	c	c	c

**Tabela A35 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 1,01 e 1,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamográfico:				PHILIPS				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	4	e	c	c	c	e	c	e	c	e	e
4	4	c	c	c	c	e	c	e	c	e	c
4,5	4	c	c	c	c	e	c	e	c	e	c

Tabela A36 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento negativo.

Desvio Padrão entre 1,01 e 1,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamográfico:				LORAD				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	4	e	e	e	c	e	c	c	c	c	c
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

As Tabelas A37, A38, A39 e A40 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens com achados, com o desvio padrão das imagens entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento negativo.

Tabela A37 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento negativo.

Desvio Padrão entre 1,01 e 1,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamográfico:				CGR				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	3	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

Tabela A38 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento negativo

Desvio Padrão entre 1,01 e 1,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamográfico:				GE				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	3	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

Tabela A39 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento negativo

Desvio Padrão entre 1,01 e 1,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					PHILIPS			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	3	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

Tabela A40 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento negativo

Desvio Padrão entre 1,01 e 1,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					LORAD			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3	3	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	3	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

As Tabelas A41, A42, A43 e A44 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens sem achados, com o desvio padrão das imagens entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento positivo.

Tabela A41 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 1,01 e 1,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:					CGR			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	c	c	c	e	e	e	c	c	c	e
4,5	3,5	c	c	c	e	c	c	c	c	c	c
4,5	4	c	c	c	e	c	c	c	c	c	c

Tabela A42 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 1,01 e 1,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:					GE			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	c	e	e	c	c	c	c	c	e	c
4,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	e	c
4,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	e	c

Tabela A43 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 1,01 e 1,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamográfico:				PHILIPS				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	e	e	c	e	c	c	c	c	c	c
4,5	3,5	c	c	c	e	c	c	c	c	c	c
4,5	4	c	c	c	e	c	c	c	c	c	c

Tabela A44 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 1,01 e 1,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamográfico:				LORAD				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	c	e	c	c	e	c	c	c	c	c
4,5	3,5	c	e	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4	c	e	c	c	c	c	c	c	c	c

As Tabelas A45, A46, A47 e A48 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens com achados, com o desvio padrão das imagens entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento positivo.

Tabela A45 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 1,01 e 1,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamográfico:				CGR				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	c	c	c	c	c	c	e	c	c	c
4,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4	c	e	e	c	c	c	c	c	c	e

Tabela A46 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 1,01 e 1,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamográfico:				GE				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	c	c	c	c	c	c	e	c	c	c
4,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4	c	c	c	c	c	c	c	e	e	c

Tabela A47 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 1,01 e 1,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamográfico:				PHILIPS				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4	c	c	c	e	c	c	c	c	c	e

**Tabela A48 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 1,01 e 1,50 com terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão entre 1,01 e 1,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				LORAD				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4	c	c	e	c	e	c	c	c	c	c

Realizados os testes com os desvios padrão das imagens entre 1,01 e 1,50 e valor do terceiro momento negativo e positivo, iniciaram-se os testes com as características de desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento negativo e positivo.

As Tabelas A49, A50, A51 e A52 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens sem achados, com o desvio padrão das imagens entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento negativo.

**Tabela A49 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 1,51 e 2,00 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				CGR				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	e	e	e	c	e	e	e
3,5	4	c	c	c	e	e	e	c	e	e	e
4	3,5	c	c	c	e	c	c	c	e	e	c

**Tabela A50 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento negativo**

Desvio Padrão entre 1,51 e 2,00 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				GE				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	e	e	c	e	c	c	e	c	e
3,5	4	c	e	e	c	e	c	c	e	c	e
4	3,5	c	c	c	c	e	c	c	e	c	e

**Tabela A51 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento negativo**

Desvio Padrão entre 1,51 e 2,00 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:					PHILIPS			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	e	e	e	e	e	c	c	e	e	e
3,5	4	e	e	c	c	c	c	c	e	e	c
4	3,5	c	c	c	c	c	c	c	e	c	c

Tabela A52 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento negativo

Desvio Padrão entre 1,51 e 2,00 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:					LORAD			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	e	e	e	e	e	e	e	e	e	c
3,5	4	e	c	e	c	e	c	e	c	c	e
4	3,5	c	c	c	c	e	c	e	c	c	c

As Tabelas A53, A54, A55 e A56 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens com achados, com o desvio padrão das imagens entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento negativo.

Tabela A53 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento negativo

Desvio Padrão entre 1,51 e 2,00 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					CGR			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	e	e	e	c	c	e	c	c	c	c
3,5	4	e	e	c	c	c	e	c	c	c	c
4	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

Tabela A54 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento negativo

Desvio Padrão entre 1,51 e 2,00 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					GE			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	e	c	c	c	e	e	c	e	e
3,5	4	c	e	c	c	c	e	c	c	e	e
4	3,5	c	e	c	c	c	c	c	c	c	c

Tabela A55 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento negativo



Desvio Padrão entre 1,51 e 2,00 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				PHILIPS				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

Tabela A56 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento negativo

Desvio Padrão entre 1,51 e 2,00 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				LORAD				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	e	c	e	c	e	c	c	c	c
3,5	4	c	e	c	e	c	c	c	c	c	c
4	3,5	c	e	c	e	c	c	c	c	c	c

As Tabelas A57, A58, A59 e A60 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens sem achados, com o desvio padrão das imagens entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento positivo.

Tabela A57 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 1,51 e 2,00 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				CGR				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	e	c	e	c	c	c	c	c
3,5	4	c	c	e	c	c	c	c	c	c	c
4	3,5	c	c	e	c	c	c	c	c	c	c

Tabela A58 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 1,51 e 2,00 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				GE				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	e	c	c	c	c	e	e	c	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

Tabela A59 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 1,51 e 2,00 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				PHILIPS				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	e	c	c	e	c	c	e	c	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	e	c	c	c
4	3,5	c	c	c	c	c	c	e	c	c	c

Tabela A60 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 1,51 e 2,00 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				LORAD				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	e	e	c	c	c	c	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

As Tabelas A61, A62, A63 e A64 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens com achados, com o desvio padrão das imagens entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento positivo.

Tabela A61 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 1,51 e 2,00 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				CGR				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	3,5	c	e	c	c	c	c	e	c	c	c

Tabela A62 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 1,51 e 2,00 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				GE				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

Tabela A63 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 1,51 e 2,00 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				PHILIPS				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	3,5	e	e	c	c	c	c	c	c	c	c

Tabela A64 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 1,51 e 2,00 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 1,51 e 2,00 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				LORAD				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	3,5	c	e	c	c	c	c	c	c	e	c

Realizados os testes com os desvios padrão das imagens entre 1,51 e 2,00 e valor do terceiro momento negativo e positivo, iniciaram-se os testes com as características de desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento negativo e positivo.

As Tabelas A65, A66, A67 e A68 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens sem achados, com o desvio padrão das imagens entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento negativo.

Tabela A65 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento negativo.

Desvio Padrão entre 2,01 e 2,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				CGR				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	e	c	c	e	e	c	e	e
3,5	4	c	c	e	c	c	e	e	c	e	e
4	3,5	c	c	e	c	c	e	c	c	e	c
4	4	c	c	e	c	c	e	c	c	e	e

Tabela A66 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento negativo.

Desvio Padrão entre 2,01 e 2,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				GE				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	e	c	e	c	e	e	e	c
3,5	4	c	c	e	c	e	c	e	e	e	c
4	3,5	e	c	c	c	c	c	e	c	c	c
4	4	e	c	c	c	c	c	e	c	c	c

**Tabela A67 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 2,01 e 2,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:					PHILIPS			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	e	e	e	e	e	c	e	e
3,5	4	c	c	e	e	c	e	e	c	e	c
4	3,5	c	c	c	c	c	c	e	c	e	c
4	4	c	c	c	c	c	c	e	c	e	c

**Tabela A68 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 2,01 e 2,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:					LORAD			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	e	e	c	c	e	e	e	c	c	c
3,5	4	c	e	c	c	c	e	e	c	c	c
4	3,5	c	e	c	c	c	e	c	c	c	c
4	4	c	e	c	c	c	e	c	c	c	c

As Tabelas A69, A70, A71 e A72 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens com achados, com o desvio padrão das imagens entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento negativo.

**Tabela A69 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 2,01 e 2,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					CGR			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	e	e	e	c	c	e	c	c	c	c
3,5	4	e	e	c	c	c	e	c	c	c	c
4	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

**Tabela A70 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 2,01 e 2,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					GE			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	e	c	c	c	e	e	c	e	e
3,5	4	c	e	c	c	c	e	c	c	e	e
4	3,5	c	e	c	c	c	c	c	c	c	c

**Tabela A71 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 2,01 e 2,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					PHILIPS			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

Tabela A72 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento negativo.

Desvio Padrão entre 2,01 e 2,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					LORAD			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	e	c	e	c	e	c	c	c	c
3,5	4	c	e	c	e	c	c	c	c	c	c
4	3,5	c	e	c	e	c	c	c	c	c	c

As Tabelas A73, A74, A75 e A76 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens sem achados, com o desvio padrão das imagens entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento positivo.

Tabela A73 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 2,01 e 2,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:					CGR			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	e	c	c	e	e	c	e	e
3,5	4	c	c	e	c	c	e	c	c	e	e
4	3,5	c	c	e	c	c	e	c	c	e	c
4	4	c	c	e	c	c	e	c	c	e	c

Tabela A74 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 2,01 e 2,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:					GE			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	e	c	e	c	e	e	e	c
3,5	4	c	c	e	c	e	c	e	e	e	c
4	3,5	e	c	c	c	c	c	e	c	c	c
4	4	e	c	c	c	c	c	e	c	c	c

Tabela A75 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 2,01 e 2,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				PHILIPS				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	e	e	e	e	c	c	c	e	e	e
3,5	4	c	e	c	c	c	c	c	e	e	c
4	3,5	c	c	c	c	c	c	c	e	e	c
4	4	c	c	c	c	c	c	c	e	e	c

Tabela A76 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 2,01 e 2,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				LORAD				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	e	e	e	e	e	e	e	c	e	e
3,5	4	e	e	c	c	e	e	c	c	e	e
4	3,5	c	e	c	c	e	c	c	c	c	c
4	4	c	e	c	c	e	c	c	c	c	c

As Tabelas A77, A78, A79 e A80 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens com achados, com o desvio padrão das imagens entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento positivo.

Tabela A77 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 2,01 e 2,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				CGR				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	e	c	e	c	c	e	c	c	c

Tabela A78 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 2,01 e 2,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				GE				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	e	c	c	e	c	c	e	c	c

Tabela A79 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 2,01 e 2,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				PHILIPS				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	e	c	c	c	e	c	c	e	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	e	e	c	c	e	c	c	c

**Tabela A80 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 2,01 e 2,50 com terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão entre 2,01 e 2,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				LORAD				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	e	c	c	c	c	c	c
3,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

Realizados os testes com os desvios padrão das imagens entre 2,01 e 2,50 e valor do terceiro momento negativo e positivo, iniciaram-se os testes com as características de desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento negativo e positivo.

As Tabelas A81, A82, A83 e A84 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens sem achados, com o desvio padrão das imagens entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento negativo.

**Tabela A81 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 2,51 e 3,00 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				CGR				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	e	e	e	e	e	e	e	e	e	e
4	3,5	c	e	e	c	c	c	e	c	e	e
4	4,5	c	c	e	e	e	c	c	c	e	c
4,5	4	c	c	e	c	c	c	e	c	c	c

**Tabela A82 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento negativo.**





**Tabela A86 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 2,51 e 3,00 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				GE				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	e	e	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	e	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4	c	e	c	c	c	c	c	c	c	c

**Tabela A87 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 2,51 e 3,00 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				PHILIPS				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

**Tabela A88 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 2,51 e 3,00 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				LORAD				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

As Tabelas A89, A90, A91 e A92 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens sem achados, com o desvio padrão das imagens entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento positivo.

**Tabela A89 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão entre 2,51 e 3,00 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				CGR				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	e	e	e	e	e	e	e	e	e	e
4	3,5	c	c	e	e	e	e	e	e	e	e
4	4,5	c	c	c	e	e	e	e	e	e	e
4,5	4	c	c	c	c	e	c	c	c	c	c

**Tabela A90 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão entre 2,51 e 3,00 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				GE				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	e	e	e	e	e	e	e	e	e	e
4	3,5	e	c	e	e	c	c	c	c	c	c
4	4,5	e	c	e	e	c	c	c	c	c	c
4,5	4	e	c	c	e	c	c	c	c	c	c

Tabela A91 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 2,51 e 3,00 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				PHILIPS				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	e	e	e	c	c	e	e	e	e	e
4	3,5	c	c	e	c	c	c	e	e	e	e
4	4,5	c	c	c	c	c	c	e	e	e	e
4,5	4	c	c	c	c	c	c	c	e	e	c

Tabela A92 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 2,51 e 3,00 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				LORAD				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	e	e	c	c	e	c	c	c	c	c
4	3,5	e	e	c	c	e	c	c	c	c	c
4	4,5	c	e	c	c	e	c	c	c	c	c
4,5	4	c	c	c	c	e	c	c	c	c	c

As Tabelas A93, A94, A95 e A96 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens com achados, com o desvio padrão das imagens entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento positivo.

Tabela A93 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 2,51 e 3,00 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				CGR				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

Tabela A94 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 2,51 e 3,00 com terceiro momento positivo.



**Tabela A98 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 3,01 e 3,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				GE				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	e	e	e	e	e	e	e	e	e	e
4	4	e	e	c	e	c	c	c	e	c	c
4	4,5	c	e	c	c	c	c	c	c	c	c

**Tabela A99 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 3,01 e 3,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				PHILIPS				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	e	e	e	e	e	e	e	e	e	e
4	4	e	c	e	c	c	e	e	e	c	c
4	4,5	c	c	c	c	c	c	e	c	c	c

**Tabela A100 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 3,01 e 3,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				LORAD				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	e	e	e	e	e	e	e	e	e	c
4	4	c	c	c	e	e	c	c	c	e	c
4	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

As Tabelas A101, A102, A103 e A104 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens com achados, com o desvio padrão das imagens entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento negativo.

**Tabela A101 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 3,01 e 3,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				CGR				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

**Tabela A102 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 3,01 e 3,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					GE			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

Tabela A103 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento negativo.

Desvio Padrão entre 3,01 e 3,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					PHILIPS			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

Tabela A104 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento negativo.

Desvio Padrão entre 3,01 e 3,50 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					LORAD			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

As Tabelas A105, A106, A107 e A108 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens sem achados, com o desvio padrão das imagens entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento positivo.

Tabela A105 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 3,01 e 3,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:					CGR			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	e	c	c	c	e	e	e	e	e
4	4	c	e	c	c	c	c	e	c	c	e
4	4,5	c	c	c	c	c	c	e	c	c	e

Tabela A106 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 3,01 e 3,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				GE				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	e	e	c	e	c	c	c	c
4	4	c	c	c	c	c	e	c	c	c	c
4	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

Tabela A107 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 3,01 e 3,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				PHILIPS				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	e	e	e	e	e	c	c	c	c
4	4	c	c	c	e	e	c	e	c	c	c
4	4,5	c	c	c	e	e	c	c	c	c	c

Tabela A108 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 3,01 e 3,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				LORAD				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	e	e	c	e	c	e	c	c	c	c
4	4	e	c	c	e	c	c	c	c	c	c
4	4,5	c	c	c	c	e	c	c	c	c	c

As Tabelas A109, A110, A111 e A112 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens com achados, com o desvio padrão das imagens entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento positivo.

Tabela A109 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 3,01 e 3,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				CGR				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

Tabela A110 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 3,01 e 3,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					GE			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

Tabela A111 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 3,01 e 3,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					PHILIPS			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4,5	c	c	c	e	e	c	c	c	c	c

Tabela A112 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 3,01 e 3,50 com terceiro momento positivo.

Desvio Padrão entre 3,01 e 3,50 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					LORAD			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
3,5	3,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4,5	c	c	c	c	e	c	c	c	c	c

Realizados os testes com os desvios padrão das imagens entre 3,01 e 3,50 e valor do terceiro momento negativo e positivo, iniciaram-se os testes com as características de desvio padrão entre 3,51 e 4,0 com terceiro momento negativo e positivo.

As Tabelas A113, A114, A115 e A116 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens sem achados, com o desvio padrão das imagens entre 3,51 e 4,0 com terceiro momento negativo.

Tabela A113 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento negativo.

Desvio Padrão acima de 4,01 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:					CGR			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4,5	4,5	c	c	c	e	c	c	c	c	c	c
5	4,5	c	c	c	e	c	c	c	c	c	c
5	5	c	c	c	e	c	c	c	c	c	c

Tabela A114 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento negativo.

Desvio Padrão entre 3,51 e 4,00 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				GE				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	e	e	e	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4	c	e	e	c	c	e	c	c	c	c
4,5	4,5	c	c	e	c	c	c	c	c	c	c

Tabela A115 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento negativo.

Desvio Padrão entre 3,51 e 4,00 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				PHILIPS				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	c	c	c	e	c	c	e	c	e	c
4,5	4	c	c	c	e	c	c	e	c	c	c
4,5	4,5	c	c	c	c	c	c	e	c	c	c

Tabela A116 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento negativo.

Desvio Padrão entre 3,51 e 4,00 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				LORAD				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	e	e	e	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4	c	e	e	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4,5	c	c	e	c	c	c	c	c	c	c

As Tabelas A117, A118, A119 e A120 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens sem achados, com o desvio padrão das imagens entre 3,51 e 4,0 com terceiro momento negativo.

Tabela A117 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento negativo.

Desvio Padrão entre 3,51 e 4,00 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				CGR				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
5	4,5	c	c	e	e	e	c	e	c	c	c

Tabela A118 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento negativo.

Desvio Padrão entre 3,51 e 4,00 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				GE				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	e	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
5	4,5	e	c	c	c	c	c	e	c	c	c



**Tabela A119 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 3,51 e 4,00 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					PHILIPS			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	c	c	c	c	e	c	c	c	c	c
4,5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	e	c	c

**Tabela A120 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão entre 3,51 e 4,00 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:					LORAD			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	c	c	c	c	c	c	e	c	c	c
4,5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
5	4,5	c	e	c	c	c	c	e	c	c	c

As Tabelas A121, A122, A123 e A124 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens sem achados, com o desvio padrão das imagens entre 3,51 e 4,0 com terceiro momento negativo.

**Tabela A121 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão entre 3,51 e 4,00 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:					CGR			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	c	c	c	e	e	e	c	e	e	c
4	4,5	c	c	c	e	e	e	c	c	e	c
4,5	4,5	c	c	c	e	c	e	c	c	c	c

**Tabela A122 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão entre 3,51 e 4,00 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:					GE			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	e	e	c	c	e	e	e	c	e	c
4	4,5	e	e	c	c	e	c	e	c	e	c
4,5	4,5	c	e	c	c	c	c	e	c	e	c

**Tabela A123 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão entre 3,51 e 4,00 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:					PHILIPS			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	e	e	c	c	e	c	c	e	c	c
4	4,5	e	c	c	c	c	c	c	e	c	c
4,5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	e	c	c

**Tabela A124 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão entre 3,51 e 4,00 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Sem Achados		Mamográfico:					LORAD			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	c	e	c	c	c	c	c	c	e	c
4	4,5	c	e	c	c	c	c	c	c	e	c
4,5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	e	c

As Tabelas A125, A126, A127 e A128 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens sem achados, com o desvio padrão das imagens entre 3,51 e 4,0 com terceiro momento negativo.

**Tabela A125 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão entre 3,51 e 4,00 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamográfico:					CGR			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

**Tabela A126 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão entre 3,51 e 4,00 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamográfico:					GE			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

**Tabela A127 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento positivo.**

Desvio Padrão entre 3,51 e 4,00 - 3º Momento: Positivo											
Regiões:	Com Achados		Mamográfico:					PHILIPS			
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4	4	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
4,5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

**Tabela A128 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão entre 3,51 e 4,00 com terceiro momento positivo.**



**Tabela A132 – Conjunto de regiões sem achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão acima de 4,01 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Sem Achados		Mamógrafo:				LORAD				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4,5	4,5	c	e	c	c	e	e	e	c	e	c
5	4,5	c	e	c	c	c	e	e	c	c	c
5	5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

As Tabelas A133, A134, A135 e A136 ilustram os 4 mamógrafos estudados com imagens com achados, com o desvio padrão das imagens acima de 4,0 com terceiro momento negativo.

**Tabela A133 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo CGR com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão acima de 4,01 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				CGR				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4,5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
5	5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

**Tabela A134 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo GE com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão acima de 4,01 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				GE				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4,5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
5	5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

**Tabela A135 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo PHILIPS com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento negativo.**

Desvio Padrão acima de 4,01 - 3º Momento: Negativo											
Regiões:	Com Achados		Mamógrafo:				PHILIPS				
Técnicas		Img 1	Img 2	Img 3	Img 4	Img 5	Img 6	Img 7	Img 8	Img 9	Img 10
wallet	nishikawa										
4,5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
5	4,5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c
5	5	c	c	c	c	c	c	c	c	c	c

**Tabela A136 – Conjunto de regiões com achados do Mamógrafo LORAD com desvio padrão acima de 4,01 com terceiro momento negativo.**





Com os estudos realizados conseguiu criar um padrão para os intervalos de desvios padrão com o terceiro momento positivo e negativo.

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)



[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)