Campus de São Carlos

**MÉTODO COMPUTACIONAL AUTOMÁTICO PARA
CORREÇÃO DO EFEITO "HEEL" NAS IMAGENS
RADIOGRÁFICAS**

Autor: Marcelo Zanchetta do Nascimento

Orientadora: Profa. Dra. Annie France Frère Slaets

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESCOLA DE ENGENHARIA
DE SÃO CARLOS**

Marcelo Zanchetta do Nascimento

MÉTODO COMPUTACIONAL AUTOMÁTICO PARA CORREÇÃO DO EFEITO "HEEL" NAS IMAGENS RADIOGRÁFICAS

DEDALUS - Acervo - EESC

31100052126

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

Orientador(a): Profa. Dra. Annie France Frère Slaets

São Carlos
2005

Class.	TESE-EESC
Cott.	3820
Tombo	T 123/05
Syano	1444008

N244m

Nascimento, Marcelo Zanchetta do
Método computacional automático para correção do
efeito "heel" nas imagens radiográficas / Marcelo
Zanchetta do Nascimento. -- São Carlos, 2005.

Tese (Doutorado) -- Escola de Engenharia de São
Carlos-Universidade de São Paulo, 2005.
Área: Engenharia Elétrica.
Orientador: Prof^a. Dr^a. Annie France Frére Slaets.

1. Efeito "heel". 2. Raios X. 3. Imagem radiográfica.
4. Simulação computacional. 5. Pré-processamento. 6. Não
uniformidade do campo. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Tecnólogo **MARCELO ZANCHETTA DO NASCIMENTO**

Tese defendida e julgada em 18-03-2005 perante a Comissão Julgadora:

Profa. Titular **ANNIE FRANCE FRÈRE SLAETS (Orientadora)**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

Aprovado

Prof. Dr. **SÉRGIO SANTOS MÜHLEN**
(Universidade Estadual de Campinas/UNICAMP)

Aprovado.

Dr. **MARCO ANTONIO GUTIERREZ**
(Instituto do Coração/USP)

APROVADO

Prof. Dr. **PAULO MAZZONCINI DE AZEVEDO MARQUES**
(Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP)

Aprovado

Prof. Dr. **EVANDRO LUIS LINHARI RODRIGUES**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

Aprovado

Prof. Associado **HOMERO SCHIABEL**
Vice-Coordenador em Exercício do Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Elétrica

Profa. Titular **MARIA DO CARMO CALIJURI**
Presidente da Comissão de Pós-Graduação

À Fundação de Amparo à Pesquisa do
Estado de São Paulo – FAPESP, pelo
apoio financeiro, processo número
01/07933-5.

Dedico este trabalho a todos que de alguma forma contribuíram para a sua realização, especialmente a Deus, à Profª Annie, à minha família, Geraldo, Maria, Ana Paula e Marcos, e à minha querida Kelli.

AGRADECIMENTOS

À Profª Drª Annie F. Frère Slaets, pela dedicação, colaboração, orientação, paciência e incentivo dispensado para a idealização desse trabalho. Obrigado pela confiança depositada em mim.

Ao Prof Dr Márcio A. Marques, pela oportunidade, apoio, colaboração e incentivos dispensados que ajudaram na minha formação e na caminhada para a realização deste trabalho.

À Profª Drª Márcia A. S. Bissaco, pelo apoio prestado, disposição, paciência em solucionar minhas dúvidas e pelas discussões sobre a parte experimental desse projeto.

Ao Prof. Dr. Paulo M. A. Marques, do Depto de Clínica Médica da FMRP/USP que colaborou em uma das fases dos procedimentos experimentais.

Ao Prof. Dr. Evandro L. L. Rodrigues, do Depto Engenharia Elétrica da EESC/USP que gentilmente colaborou nos fornecendo imagens radiográficas.

Ao Dr. Roberto R. Pereira Junior e Ms. Celso Oliveti Junior pela disposição e colaboração na etapa de validação do método desenvolvido.

Aos meus pais Geraldo e Maria e aos meus irmãos Ana Paula e Marcos, pelos sentimentos de amor, união, respeito e confiança sempre compartilhados em família.

À Kelli, minha namorada, uma pessoa muito especial que me mostrou os verdadeiros sentimentos de amor, respeito, carinho e compreensão nos momentos de ausência em favor desse projeto.

Aos integrantes do @LADIM, Hamilton, Luiz, Prof. Dr. Ricardo Irita, Nana, Drª Sílvia, Silvio (in memoriam), Vivian, Bi e em especial aos meus grandes amigos Clayton, Flavio, Leandro e Marcelo Barreiro, pelo companheirismo, apoio técnico e/ou psicológico, esclarecimentos de dúvidas, etc.

Aos integrantes do CHOPI, em especial ao amigo Edilson, Luciano, Lucas, Marcelo (Puff) e Honda, apoio técnico e pela colaboração em uma das fases do procedimento experimental, etc.

Aos professores, funcionários e amigos do Departamento de Engenharia Elétrica e da Universidade de Mogi das Cruzes, em especial a Marisa, Denise, José Carlos, Cida e Rui Bertho, que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho.

Aos meus amigos e amigas que me acompanharam durante todos esses anos, me incentivaram e me apoiaram. Em especial ao Junior, Thiago, Renan e João C e aos amigos: Anderson, Alan F, Breno, Igor, Ricardo S e Pedro.

Finalmente, a Deus, o principal responsável por tudo isso.

Muito obrigado a todos!

"Deus costuma usar a solidão para nos ensinar sobre a convivência.

Às vezes, usa a raiva, para que possamos compreender o infinito valor da paz.

Outras vezes usa o tédio, quando quer nos mostrar a importância da aventura e do abandono.

Deus costuma usar o silêncio para nos ensinar sobre a responsabilidade do que dizemos.

Às vezes usa o cansaço, para que possamos compreender o valor do despertar.

Outras vezes usa doença, quando quer nos mostrar a importância da saúde.

Deus costuma usar o fogo para nos ensinar sobre água.

Às vezes, usa a terra, para que possamos compreender o valor do ar.

Outras vezes usa a morte, quando quer nos mostrar a importância da vida"

Fernando Pessoa

RESUMO

NASCIMENTO, M. Z. (2005). *Método computacional automático para correção do efeito “heel” em imagens radiográficas*. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2005.

O diagnóstico radiográfico é baseado na análise das diferenças das densidades ópticas (DO) do filme, que deveriam ser provocadas apenas pelas estruturas anatômicas do paciente. Entretanto, a intensidade do feixe de raios X não é uniforme devido a um efeito intrínseco do equipamento de aquisição de imagem, conhecido como efeito “heel”. Estas variações prejudicam tanto a análise visual quanto o processamento computacional (CAD) das pequenas estruturas anatômicas. O presente trabalho apresenta um método computacional que corrige as diferenças de densidades ópticas produzidas na radiografia pelo efeito “heel”. Esse método foi implementado utilizando ambiente de programação *Delphi*, rotinas em *C* e *Matlab*. O método simula a distribuição da intensidade ao longo do campo de radiação, determinando o caminho de absorção que os fótons sofrem dentro do alvo utilizando os modelos de Kramers e Fritz e Livingston. Calcula a correlação espacial entre a radiografia e a imagem simulada, localizando o eixo anodo/catodo e o centro do campo nas duas imagens, empregando a função de correlação estatística de Pratt e a função de mapeamento de Zitová e Flusser. Calcula tanto os percentuais de radiação recebidos para cada ponto simulado em relação à radiação ao centro do campo, quanto os percentuais dos níveis de cinza de cada *pixel* da radiografia e corrige esse valor em função do correspondente na simulação. O algoritmo desenvolvido permitiu determinar a posição do centro do campo de radiação com precisão em torno de 1% e eliminou aproximadamente 90% do efeito “heel” na radiografia permitindo que os objetos apresentassem densidades ópticas coerentes com suas absorções específicas. Um estudo preliminar mostrou que esse método poderá ser utilizado como pré-processamento dos sistemas CAD.

Palavras-chave: Efeito “heel”, Pré-processamento, Imagem radiográfica, Não Uniformidade do campo, Processamento de imagens, Raios X.

ABSTRACT

NASCIMENTO, M. Z. (2005). An Automatic computational method for correction of the heel effect in radiographic images. PhD Thesis – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Carlos, São Carlos, 2005.

The radiographic diagnosis is based on the analysis of the film optical density differences that should be created only by the patient anatomical structures. However, the intensity of the x-ray beam is not uniform due to an intrinsic effect to the image acquisition equipment, known as heel effect. These variations damage the visual analysis as well the (CAD) computer processing of the small anatomical structures. The current work presents a computer method that corrects the optical densities differences generated in the radiography by heel effect. This method was implemented using Delphi Programming Environment, routines in C and Matlab. The method simulates the intensity distribution along the radiation field, determining the absorption path that photons suffer inside the target using the models of Kramers and Fritz and Livingston. It calculates the space correlation between the radiography and the simulated image, determining the anode/cathode axis and the field center in the two images, using the statistics function of Pratt and the mapping function of Zitová and Flusser. It calculates as much the received radiation, percentage for each simulated point in relation the field center radiation, as the gray scales percentage of each radiography pixel and corrects their values as function of the correspondent in the simulation. The developed algorithm has allowed to determine the center position of the radiation field with about 1% precision and approximately eliminated 90% of the heel effect in the radiography, allowing the objects to present optical densities coherent with their specific absorptions. A preliminary study has shown that this method can be used as preprocessing of CAD systems.

Keywords: Heel effect, Preprocessing, Radiographic image, Non uniformity field, Image processing, Computational simulation, X-ray

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 - Projeções do ponto focal para diversas posições do campo de radiação.....	4
Figura 2.1 - Distribuição da intensidade de radiação ao longo do campo de radiação.	7
Figura 2.2 - Esquema simplificado de um tubo de raios X.	8
Figura 2.3 - Esquema simplificado da ocorrência do efeito “heel”.	9
Figura 2.4 - Diagrama polar mostrando a variação da intensidade dos raios X com o ângulo de emissão.	10
Figura 2.5 - Processo de emissão de fótons pelo anodo.	13
Figura 2.6 - (a) Geometria tridimensional do processo de penetração dos elétrons e emissão dos fótons de raios X no interior do alvo nas direções paralela e perpendicular ao eixo anodo/catodo; (b) Geometria bidimensional do processo de penetração dos elétrons e emissão dos fótons de raios X no interior do alvo na direção anodo/catodo.	15
Figura 2.7 - (a) Placa com linhas paralelas; (b) Bloco produzido para compensar o efeito “heel”.	17
Figura 2.8 - Modelo geométrico considerado na simulação dos efeitos que provocam variações nas densidades ópticas do filme.	22
Figura 2.9 - Esquema de um mamógrafo típico mostra a geometria, a posição relativa da fonte de raios X e a mama. O efeito “heel” (a versus a’) também pode ser visualizado.	23
Figura 2.10 - Sistema de coordenadas onde os fótons de raios X são produzidos.	25
Figura 3.1 - Histograma de níveis de cinza de uma imagem digital.	34
Figura 3.2 - Divisão da imagem em janelas.	37
Figura 3.3 - Histograma bimodal.	37
Figura 3.4 - Interpolação dos valores de limiares.	39
Figura 3.5 - Ilustração do histograma.	44
Figura 3.6 - Histograma de um mamograma digitalizado. As variações da esquerda Pb _g são devidas aos ruídos da região do fundo do filme. À direita está a região ocupada pela mama.	47
Figura 3.7 - Histograma apresenta o valor do limiar (t_0) de uma imagem analisada pelo sistema desenvolvido.	48
Figura 3.8 - Perfil 2D da textura do pulmão. (a) imagem original, (b) superfície da região de fundo e (c) imagem com correção de fundo.	53
Figura 3.9 - Correção das variações de intensidade de brilho do fundo. Na parte superior as representações 3D das imagens (a), (b) e (c). A imagem (a) é a original, (b) é a função de ajuste fundo baseado em regressão polinomial e (c) é a imagem corrigida.	56
Figura 4.1 - Dispositivo utilizado para realização do teste de alinhamento de feixe e sistema de colimação.	60
Figura 4.2 - Resultados obtidos com o teste: (a) as duas esferas se sobrepõem determinando a posição do centro do campo, (b) quando a esfera superior (sombra maior) intercepta o círculo inferior, o desalinhamento é de 1% e (c) quando a esfera superior intercepta o círculo externo, o desalinhamento é de 2%.	60
Figura 4.3 - Matriz de orifícios.	61
Figura 4.4 - Representação do ponto focal no centro do campo e em outra posição.	62
Figura 4.5 - (a) Ilustração do dispositivo utilizado para obtenção das imagens, (b) Disposição dos discos de alumínio sobre o cassete.	63

Figura 4.6 - Fantoma de mão construído com material Rando.	64
Figura 4.7 - (a) Distribuição das densidades perpendicularmente ao eixo anodo/catodo; (b) Divisões da imagem para determinação do eixo anodo/catodo.	66
Figura 4.8 - Diagrama de blocos ilustrando as etapas do processo que constrói a “imagem referência” para seleção da ROI.	67
Figura 4.9- Diagrama de blocos ilustrando as etapas do processo de determinação automática do eixo anodo/catodo.	69
Figura 4.10 - Pontos selecionados na imagem radiográfica para construir a função de comportamento dos níveis de cinza na direção do eixo anodo/catodo.	70
Figura 4.11 - Seleção de pontos de controle das imagens simulada e radiográfica para processo de localização do centro do campo de radiação.	71
Figura 4.12 - Diagrama de blocos ilustrando as etapas do processo de determinação automática do centro do campo de radiação.	72
Figura 4.13 - Diagrama de blocos ilustrando as etapas do método computacional automático para a correção do efeito “heel”.....	74
Figura 5.1 - Radiografias com: (a) técnica de exposição 1; (b) técnica de exposição 2; (c) e (d) histograma de níveis de cinza e (e) e (f) mostram a representação 3D da distribuição de níveis de cinza das imagens.	79
Figura 5.2 - Radiografias com: (a) técnica de exposição 3; (b) técnica de exposição 4; (c) e (d) histograma de níveis de cinza e (e) e (f) mostram a representação 3D da distribuição de níveis de cinza das imagens.	80
Figura 5.3 - Imagens obtidas após aplicação do detector de borda e limiarização nas radiografias com a: (a) técnica 1, (b) técnica 2, (c) técnica 3 e (d) técnica 4.	81
Figura 5.4 - Níveis de cinza ao longo das faixas A e B para determinação da projeção do eixo anodo/catodo nas radiografias: (a) técnica 1, (b) técnica 2, (c) técnica 3 e (d) técnica 4.	82
Figura 5.5 - Localização do eixo anodo/catodo e centro do campo na radiografia: (a) obtida com a técnica de exposição 1 e (b) obtida com a técnica de exposição 2.	84
Figura 5.6 - Localização do eixo anodo/catodo e centro do campo nas radiografias obtidas com a: (a) técnica 3 e (b) técnica 4.	85
Figura 5.7 - imagem obtida após utilização do método automático de correção do efeito “heel” com: (a) técnica de exposição 1, (b) técnica de exposição 2, (c) e (d) histogramas de níveis de cinza e (e) e (f) distribuição de níveis de cinza ao longo das imagens.	89
Figura 5.8 - imagem obtida após utilização do método automático de correção do efeito “heel” com: (a) técnica de exposição 3, (b) técnica de exposição 4, (c) e (d) histogramas de níveis de cinza e (e) e (f) distribuição de níveis de cinza ao longo das imagens.	90
Figura 5.9 - Radiografia obtida com o fantoma de mão da Phantom Laboratory.	91
Figura 5.10 - (a) imagem “referência” obtida após aplicação do detector de bordas e limiarização e (b) representação gráfica das faixas selecionadas nas regiões A e B para determinação do eixo anodo/catodo na radiografia.	92
Figura 5.11 - Localização do eixo anodo/catodo e da posição do centro do campo na radiografia.	93
Figura 5.12 - (a) Imagem obtida após utilização do algoritmo para correção do efeito “heel” aplicado sobre a radiografia, níveis de cinza obtidos antes e após aplicação do método de correção: (b) direção do eixo anodo/catodo e (c) direção perpendicular.	95

Figura 5.13 - (a) Mamografia DDSM digitalizada e (b) Radiografia da mão LAVI digitalizada.	96
Figura 5.14 - Imagem obtida após aplicação do detector de borda e a limiarização: (a) na mamografia; (b) na radiografia de mão.	97
Figura 5.15 - Imagem com linhas marcadas para quantificar a influência do efeito “heel”: (a) na imagem da Figura 5.13(a); (b) na imagem da Figura 5.13(b).	97
Figura 5.16 - Níveis de cinza da imagem da Figura 5.15(a): (a) na direção anodo/catodo; (b) na direção perpendicular ao eixo; Níveis de cinza da imagem da Figura 5.15(b): (c) na direção anodo/catodo; (d) na direção perpendicular ao eixo.	98
Figura 5.17 - Faixas selecionadas nas regiões A e B para determinação do eixo anodo/catodo na imagem: (a) da Figura 5.13(a); (b) da Figura 5.13(b).	99
Figura 5.18 - Localização do eixo anodo/catodo e centro do campo: (a) na mamografia; (b) na radiografia de mão.	100
Figura 5.19 - (a) imagem obtida após correção do efeito “heel” na mamografia; níveis de cinza obtidos antes e após aplicação do método de correção: (b) na direção anodo/catodo, (c) na direção perpendicular a essa.	101
Figura 5.20 - (a) imagem obtida após correção do efeito “heel” na imagem da radiografia da mão; níveis de cinza obtidos antes e após aplicação do método de correção: (b) na direção eixo anodo/catodo, (c) direção perpendicular a essa.	102
Figura 5.21 - Média percentual da área da mão nas imagens processadas sem a correção do efeito “heel”.	105
Figura 5.22 - Média percentual da área da mão nas imagens processadas após a correção do efeito “heel”.	105
Figura 5.23 - Regiões detectadas na mamografia.	106
Figura 5.24 - Detecção da região na mamografia após aplicação do método de correção do efeito “heel”.	107
Figura 5.25 - (a) Detecção das regiões em um segundo caso da base de dados DDSM. (b) detecção das regiões na mamografia após aplicação do método de correção do efeito “heel”.	108

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 - Parâmetros envolvidos no processo de emissão dos raios X no alvo (direção perpendicular ao eixo anodo/catodo).....	14
Tabela 5.1 - Condições de exposição para obtenção das radiografias.	78
Tabela 5.2 - Correlação (C) entre os pontos de controle das simulações e das imagens radiográficas e porcentagem (%).	83
Tabela 5.3 - Localização do centro, medido e calculado, desvio (em pixels) e distância real (em mm).	85
Tabela 5.4 - Variações encontradas na projeção do eixo anodo/catodo da intensidade da matriz “imagem fundo” (IF), da matriz “imagem radiográfica” (IR), obtidas com as técnicas de exposição 1, 2, 3 e 4, e desvio (%).	87
Tabela 5.5 - Variações encontradas na direção ortogonal a projeção do eixo anodo/catodo da intensidade da matriz “imagem fundo” (IF), da matriz “imagem radiográfica” (IR), obtidas com as técnicas de exposição 1, 2, 3 e 4, e desvio (%).	87
Tabela 5.6 - Correlação (C) entre os pontos de controle da simulação e da radiografia e porcentagem (%).	92
Tabela 5.7 - Correlação entre os pontos de controle das simulações e das imagens radiográficas e porcentagem.	99
Tabela 5.8 - Desvio padrão () obtido após aplicação do método.	104

LISTA DE SIGLAS

CAD	<i>Abreviatura de Computerized aid Diagnosis</i> - auxílio computadorizado ao diagnóstico
DO	Densidades Ópticas
AP	Antero-Posterior
CSDA	Aproximação da Diminuição de Velocidade Contínua
CD	Produção Constante de Profundidade
CEA	Controle de Exposição Automática
ROI	Abreviatura de <i>Region of Interest</i> - Região de interesse.
PC	Ponto de controle
DDSM	<i>Digital Database for Screening Mammography</i>
Pixel	Derivado de <i>picture element</i> - elemento de imagem

LISTA DE SÍMBOLOS

E	Energia do fóton
Z	Número atômico do anodo
v_0	Velocidade inicial do elétron
c	Velocidade da luz
Ω	Ângulo sólido
d	Profundidade de penetração do elétron
Φ	Ângulo de inclinação do Alvo
θ	Ângulo formado entre o raio emitido e o eixo central
β	Ângulo formado entre o raio emitido em relação ao eixo central e outro raio emitido na direção ortogonal ao eixo anodo/catodo no plano imagem
$t_{\text{incr.}}$	Espessura da filtração inerente
S	Comprimento do caminho da produção do fóton até a superfície do anodo
W	Tungstênio
Mo	Molibdênio
B	Área de exposição direta
ΔIR	Variação de intensidade de radiação
kVp	Tensão elétrica em kV de pico
keV	Kiloeletron-volt (Energia do elétron)
mA	Corrente elétrica
$I_0(E)$	Espectro de intensidade de radiação
HD	Curva característica do filme
cm	Centímetros
GHz	Gigahertz (10^9 Hz)

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1	1
INTRODUÇÃO.....	1
1.1 - <i>Motivação e justificativa</i>	1
1.2 - <i>Objetivo</i>	4
1.3 - <i>Organização dessa tese</i>	4
CAPÍTULO 2	6
EFEITO “HEEL”	6
2.1 - <i>Introdução</i>	6
2.2 - <i>Efeito “heel”</i>	7
2.3 - <i>Avaliações experimentais do efeito “heel”</i>	10
2.4 - <i>Métodos computacionais para simulação do efeito “heel”</i>	11
2.5 - <i>Técnicas para correção do efeito “heel” em imagens radiográficas</i>	16
CAPÍTULO 3	32
TÉCNICAS DE PRÉ-PROCESSAMENTO EMPREGADAS EM IMAGENS RADIOGRÁFICAS	32
3.1 - <i>Introdução</i>	32
3.2 - <i>Pré-processamento de imagens</i>	32
3.2.1 - <i>Aumento de contraste</i>	33
3.2.1.1 - <i>Técnicas de limiarização</i>	36
3.2.2 - <i>Remoção de ruído</i>	51
3.2.2.1 - <i>Ajuste da função de fundo</i>	51
CAPÍTULO 4	58
MATERIAIS E MÉTODOS	58
4.1 - <i>Introdução</i>	58
4.1.1 - <i>Materiais</i>	58
4.1.2 - <i>Métodos</i>	59
4.2 - <i>Dispositivos para obtenção experimental do centro do campo e da inclinação do anodo</i>	59
4.3 - <i>Dispositivos para obtenção das imagens radiográficas</i>	62
4.4 - <i>Algoritmos</i>	64
4.4.1 - <i>Simulação da distribuição do feixe de radiação</i>	64
4.4.2 - <i>Determinação da correspondência espacial</i>	65
4.4.3 - <i>Correção do efeito “heel”</i>	73
4.5 - <i>Testes dos algoritmos</i>	75
4.6 - <i>Validação do método</i>	75
CAPÍTULO 5	77
RESULTADOS E DISCUSSÃO	77
5.1 - <i>Obtenção dos parâmetros dos sistemas radiológicos e das imagens experimentais</i>	77
5.2 - <i>Determinação computacional do centro do campo de radiação</i>	81
5.3 - <i>Método computacional automático para correção do efeito “heel”</i>	86
5.4 - <i>Aplicação do método em fantoma de mão</i>	91
5.5 - <i>Aplicação do método em imagens médicas</i>	95
5.6 - <i>Tempo de processamento</i>	103
5.7 - <i>Validação do método</i>	103
5.7.1 - <i>Análise da variação residual</i>	103
5.7.2 - <i>Pré-processamento em radiografia de mão</i>	104
5.7.3 - <i>Pré-processamento em mamografia</i>	106

CAPÍTULO 6	109
CONCLUSÕES.....	109
6.1 - Sugestões para trabalhos futuros.....	110
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	111

CAPÍTULO 1

Introdução

1.1 –Motivação e justificativa

Dentre as técnicas de imagens disponíveis atualmente para o diagnóstico médico tais como ressonância magnética ou tomografia computadorizada, a radiografia é o método de mais fácil acesso. O diagnóstico radiográfico é baseado na análise das diferenças das densidades ópticas (DO) do filme. Idealmente, essas diferenças deveriam ser provocadas apenas pelas estruturas anatômicas do paciente que está sendo examinado. Entretanto, a não uniformidade do feixe de raios X é provocada, principalmente, por um efeito intrínseco do equipamento de aquisição de imagem conhecido como efeito “heel”, que causa variações nas intensidades de radiação. Isto ocorre devido à absorção que os raios X sofrem ao percorrer caminhos diferentes dentro do alvo. Experimentalmente, Terry et al. (1999) mostraram que existe uma queda na intensidade de radiação ao longo do eixo central, do catodo para o anodo, variando de 16% a 40%, e também uma queda na direção perpendicular a esse, variando de 1% a 9%. Por esse motivo, certas regiões do filme recebem mais intensidade do que outras, o que as deixa mais escuras, prejudicando deste modo, o contraste necessário à detecção de pequenas estruturas anatômicas.

Recentemente, sistemas computadorizados (CAD) que buscam aumentar a quantidade dos detalhes reconhecidos em uma imagem radiográfica digitalizada, utilizando métodos matemáticos para a detecção e classificação, vêm sendo empregados para complementar as avaliações do radiologista (DOI et al., 1999; SCHMIDT et al., 1999; GAVRIELIDES et al., 2000; PAPADOPOULOS et al., 2002). Todavia, como esses métodos de detecção e classificação trabalham com as informações da intensidade

do sinal, erros significativos são cometidos durante a fase de segmentação devido às variações das DO dos *pixels* que não foram provocadas pelas estruturas anatômicas, prejudicando os resultados esperados na etapa final do processo (BERNARDINO et al, 1999). Em função disto, torna-se necessário a aplicação de um método de pré-processamento que reduza as diferenças de densidades do fundo da imagem.

Para pré-processar as imagens digitais, os métodos de aumento de contraste, mais precisamente as técnicas baseadas em limiarização, vêm sendo usadas há muito tempo. Esses algoritmos utilizam diferentes tipos de informações, tais como histograma, atributos, informação espacial e outras, no processo de determinação do limiar a ser aplicado na imagem. Porém, fatores como ruídos não estacionários, iluminação de ambiente, contraste inadequado e tamanho de objetos não proporcional à cena, complicam a aplicação da limiarização, pois podem criar objetos “fantasmas” ou eliminar regiões de interesses nas regiões do fundo da imagem.

Outro método aplicado na etapa do pré-processamento é a remoção de ruídos baseada na técnica de ajuste de fundo. Essa técnica utiliza o método de regressão por mínimos quadrados para gerar uma superfície com as variações das intensidades de brilho do fundo da imagem a ser analisada (SCHMIDT et al., 1999; WU et al., 1992). Outros trabalhos utilizam a teoria de aproximação de *Weirstrass* para criar a superfície. A vantagem desse método é que ele trabalha com grau arbitrário para a solução da função polinomial. Porém, de acordo com a análise de Katsuragawa et al. (1988) uma superfície polinomial de segundo grau fornece resultados satisfatórios para representar as variações encontradas no fundo de uma imagem 2D, consumindo menos tempo quando comparado com função polinomial de grau maior.

Entretanto, as técnicas tradicionais de processamento de imagens utilizadas para correção, aumento de contraste e remoção de ruídos, não foram desenvolvidas para eliminar efeitos específicos como, por exemplo, o efeito “heel” e, segundo Behiels et al. (2002), presume-se que elas não apresentem características específicas suficientes para ajustá-lo. Na rotina diagnóstica essas técnicas não fornecem resultados satisfatórios principalmente porque elas não reproduzem, após a correção, as densidades específicas fornecidas pelas diferentes estruturas anatômicas.

No caso específico dos mamogramas, para corrigir a não uniformidade do fundo das imagens provocada pelo efeito “heel”, Cowen et al. (1993) e Vieira & Schiabel (2000) colocaram um filtro na janela do tubo, que se mostrou capaz de uniformizar a radiação por toda a extensão do campo. Embora os resultados apresentados sejam

satisfatórios no processo de compensação do efeito, o método apresenta limitações que prejudicam seu emprego. O filtro deve ser desenhado em função de cada tipo de tubo de raios X, e o material utilizado na sua fabricação produz muita radiação espalhada o que inviabiliza a utilização do método tanto na mamografia quanto em equipamentos convencionais.

Highnam et al. (1996), Pawluczyk & Yaffe (2001), Behiels et al. (2001-a), Behiels et al. (2001-b) e Behiels et al. (2002) também propuseram métodos para corrigir o efeito “heel” em sistema radiográfico, mas a posição do centro do campo de radiação deve ser determinada experimentalmente antes da aplicação dessas técnicas. Os métodos para a localizar o centro do campo não são capazes de determinar esse parâmetro utilizando apenas a imagem radiográfica obtida no sistema de aquisição de imagem, sendo sempre necessário um dispositivo experimental. De fato, o campo de radiação gerado por um anodo inclinado não é isotrópico e nem invariante (DOI et al., 1975). Portanto, quando se utilizam métodos que simulam o processo de formação radiológica é necessário uma concordância espacial entre a imagem simulada e a imagem a ser corrigida. Nos trabalhos encontrados, para casar o modelo simulado com a imagem real, a posição da fonte de raios X deve ser determinada experimentalmente para cada caso.

Portanto, para auxiliar a análise, tanto visual como computacional, propomos um novo método que permite, a partir da análise das informações presentes na imagem radiográfica, determinar a posição do centro do campo de radiação e corrigir automaticamente as variações das densidades ópticas causadas nos filmes radiográficos pelo efeito “heel”. O método determina automaticamente a posição do centro do campo de radiação e a partir desse calcula a intensidade de cada ponto, pela determinação do caminho que os fótons percorrem dentro do alvo, corrigindo todos os *pixels* da imagem em função do excesso ou da falta de radiação a que eles foram submetidos.

A localização do centro do campo, além de servir para corrigir automaticamente o efeito “heel”, permitindo melhorar a análise visual e o desempenho do sistema computadorizado, auxiliará uma outra aplicação que tem uma importância prática muito grande em controle de qualidade devido à característica de campo, que apresenta uma influência fundamental sobre a nitidez das imagens. A característica de campo provoca uma variação nos tamanhos e formas do ponto focal projetados no plano imagem (Figura 1.1), portanto, dependendo da posição em que o objeto é colocado no campo de radiação, a imagem apresentará diferentes tipos de deformações e de nitidez. Por isso, a

localização de um ponto de referência, geralmente o centro, é fundamental na avaliação da qualidade.

Figura 1.1 – Projeções do ponto focal para diversas posições do campo de radiação.

Fonte: KRATZAT (1988).

1.2 – Objetivo

O objetivo desta pesquisa é o desenvolvimento de um método computacional automático que possibilite a correção, nas radiografias, das variações de intensidades provocadas pelo efeito “heel”, sem prejudicar o contraste ou o contorno das estruturas anatômicas e localizar o centro do campo de radiação somente com as informações das imagens.

1.3 – Organização dessa tese

Esta tese está dividida em 6 capítulos, incluindo essa introdução, a saber:

- no capítulo 2 o efeito “heel” é descrito, assim como os algoritmos utilizados na sua simulação e as técnicas apresentadas na literatura específicas para a correção das variações de intensidades provocadas por esse efeito nas imagens radiográficas;

- no capítulo 3 são apresentados os métodos mais utilizados para pré-processar imagens radiográficas, afim de eliminar os ruídos e facilitar a segmentação, além dos trabalhos que utilizaram esses métodos nos sistemas de auxílio computadorizado ao diagnóstico (CAD);
- o capítulo 4 aborda os materiais e métodos utilizados para a elaboração deste trabalho;
- no capítulo 5 são apresentados os resultados obtidos e discussões;
- no capítulo 6 as conclusões finais e sugestões para trabalhos futuros.

As referências bibliográficas estão listadas no fim do trabalho.

CAPÍTULO 2

Efeito “Heel”

2.1 - Introdução

Neste capítulo apresentamos uma descrição do fenômeno físico que influencia o contraste das imagens radiográficas, conhecido como efeito “heel”, os métodos computacionais empregados para simulá-lo e as técnicas utilizadas para eliminá-lo nas imagens.

O feixe de raios X apresenta uma distribuição não uniforme que depende do ângulo de inclinação do alvo a partir do qual os fótons de raios X são emitidos. Essa variação pode ser de 75 a 125% em relação ao centro do campo de radiação e a distribuição não é linear, como mostrado na Figura 2.1.

Conhecido como efeito “heel”, esse fenômeno faz com que certas regiões do filme sejam pouco sensibilizadas, enquanto outras são sensibilizadas em excesso, prejudicando deste modo o contraste necessário à detecção de pequenas estruturas anatômicas (FRITZ e LIVINGSTON, 1982; GRATALE et al., 1990 e FUNG e GILBOY, 2000).

Figura 2.1 – Distribuição da intensidade de radiação ao longo do campo de radiação.

Fonte: NASCIMENTO (2002).

2.2 - Efeito "heel"

O tubo de raios X é basicamente um diodo formado por um catodo e um anodo, colocado em uma ampola de vidro e submetido ao vácuo. Entre o catodo e anodo é aplicada uma tensão da ordem de milhares de volts, que faz com que os elétrons emitidos pelo catodo sejam acelerados para o anodo, gerando um feixe eletrônico de alta energia. A Figura 2.2 mostra um esquema simplificado de um tubo de raios X com anodo rotatório.

Figura 2.2 – Esquema simplificado de um tubo de raios X.

Fonte: JOHNS e CUNNINGHAM (1983).

O catodo divide-se em duas partes: o filamento e o colimador. O filamento geralmente é feito de tungstênio com formato em espiral tendo cerca de 2 mm de espessura, 1 ou 2 cm de comprimento e emite os elétrons quando aquecido. O colimador é uma capa metálica que serve para colimar os elétrons e concentrá-los numa área menor do anodo.

O anodo do tubo de raios X apresenta uma superfície conhecida como área do alvo, onde os elétrons emitidos pelo catodo se chocam para formar os fótons de raios X.

Teoricamente, o feixe de elétrons deveria colidir com a superfície do anodo onde toda a radiação deveria ser produzida, porém isso não ocorre. Os elétrons, ao colidirem com o anodo em alta velocidade, penetram no material fazendo com que a radiação seja produzida no seu interior. Desta forma, dependendo do caminho percorrido dentro do alvo, o fóton sofre maior ou menor absorção, o que provoca a variação da intensidade do feixe.

A Figura 2.3 ilustra a forma simplificada da ocorrência do efeito "heel". O fóton que sofre menor absorção pelo alvo é aquele que sai perpendicularmente à superfície, pois o caminho que ele percorre dentro do alvo é menor. Em qualquer outro ângulo de saída, o fóton precisa percorrer um caminho maior, sendo mais filtrado e atenuado à medida que o ângulo entre a direção de entrada do feixe de elétrons e a saída do fóton é maior.

Figura 2.3 - Esquema simplificado da ocorrência do efeito "heel".

Fonte: MARQUES (1998).

Segundo Johns e Cunningham* (1983) o feixe de elétrons é amplamente desviado da sua direção inicial de tal forma que os raios X são produzidos em todas as direções (Figura 2.4). Porém, aqueles que forem produzidos nas direções à direita da linha OT serão absorvidos pelo alvo e não "escaparão". A máxima produção está, geralmente, entre 5° e 10° (do lado esquerdo da linha OO'), cai drasticamente do lado direito da linha OO' , cai lentamente quando o ângulo é incrementado além de 10° .

A distribuição mostrada na Figura 2.4 é típica de um tubo de raios X diagnóstico com um alvo com inclinação de 16° . Se o ângulo de inclinação do alvo for menor, o feixe de raios X será cada vez mais comprimido do lado do anodo. Diminuindo-se o ângulo, permite-se o uso de uma carga maior para o mesmo tamanho do ponto focal, mas reduz-se a área útil do feixe.

*JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. (1983). *The Physics of Radiology*, 4 ed., Illinois, Charles C Thomas Publisher: Vozes apud MARQUES, M. A. (1998). *Simulação Computacional de Parâmetros Importantes de Sistemas Radiológicos*. São Carlos. 156p. Tese (Doutoramento) – Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo.

Figura 2.4 - Diagrama polar mostrando a variação da intensidade dos raios X com o ângulo de emissão.

Fonte: JOHNS e CUNNINGHAM (1983).

Na prática, os tubos com alvos com inclinação de 16° possuem uma janela que contém um colimador que restringe o feixe de raios X em aproximadamente 12° em cada lado da linha OO' . Com essa restrição, a variação da intensidade com esse ângulo será de aproximadamente 30% sobre o feixe útil, sendo menor no lado do anodo. A redução na intensidade no lado do anodo, como descrito anteriormente, é chamada de efeito "heel". O feixe próximo ao "calcanhar" do alvo (lado de baixo do alvo), embora com intensidade menor, é mais penetrante por causa da filtração inerente do alvo.

2.3 – Avaliações experimentais do efeito "heel"

Para avaliar experimentalmente a importância do efeito "heel" sobre o campo de radiação, Terry et al. (1999) utilizaram um monitor de radiação, com uma câmera de ionização. As medidas foram obtidas em 9 posições diferentes do campo a 4,2 cm acima do plano do cassete em 3 unidades mamográficas. Os filmes utilizados foram colocados em um cassete microvisão Dupont, foram revelados com o tempo de processamento de 90 segundos e as densidades ópticas foram medidas com um densitômetro. Os autores

mostraram que existe um declínio na intensidade de radiação ao longo do eixo central, do catodo para o anodo, variando de 16% a 40% e que também há uma variação na direção perpendicular a esta de 1% a 9%.

Fung e Gilboy (2000) também investigaram a variação da intensidade no campo de radiação e determinaram diferentes valores de dose absorvida por órgãos críticos (testículos e ovários) e tecidos, na projeção lateral e antero-posterior (AP) da espinha lombar, para duas orientações ao longo do eixo do tubo de raios X. Para tanto, foi utilizado um fantoma Rando (Companhia de Dispositivo de Suporte Radiológico, Long Beach, CA, EUA), onde foram colocados dosímetros termoluminescentes. Os autores determinaram que a dose de radiação no eixo anodo/catodo aumenta gradativamente para o lado do catodo podendo apresentar variação máxima de 9% em relação ao centro. Para o lado do anodo essa variação pode chegar a 55%. Na direção perpendicular ao eixo, a dose permanece constante por quase toda a extensão, apresentando uma pequena queda nas regiões terminais do campo. Por causa dessas variações, para as radiografias feitas na projeção lateral e AP, a espinha lombar recebe doses maiores na direção do catodo do que na direção do anodo. No caso do ovário e dos testículos, os valores médios de dose foram de 16% e 27% maiores, respectivamente, na projeção AP, e de 17% e 12% maiores, respectivamente, na projeção lateral, de uma direção para outra.

2.4 – Métodos computacionais para simulação do efeito "heel"

Fritz e Livingston (1982) desenvolveram dois métodos para calcular a intensidade dos raios X em função do ângulo que o raio emitido faz com o eixo central. A variação da intensidade é causada principalmente pela filtração do espectro pelo material do alvo devido às interações que podem ocorrer com os raios X produzidos antes de emergirem do alvo. Os autores supõem a existência de dois tipos possíveis de alvo, o "fino" e o "grosso", e mostram que para cada alvo "fino", a energia total, em qualquer intervalo de energia, é independente da energia do fóton. Dessa forma:

$$i(E) = CZ \left(\frac{v_0^2}{c^2} \right) \quad (2.1)$$

onde, E é a energia do fóton, Z é o número atômico do anodo, v_0 é a velocidade inicial do elétron, C é uma constante e c é a velocidade da luz.

Desprezando a energia extraviada de alguns elétrons que têm penetração em sucessivas camadas "finas" do alvo, a produção do espectro para um alvo "grosso" será a soma de múltiplos espectros de alvos finos, cada um com energia do elétron menor do que o da camada superior.

O cálculo da filtração que os fótons sofrem no caminho percorrido dentro do alvo foi considerado através da teoria clássica relativística da radiação eletromagnética, onde prediz que a intensidade emitida dentro de um ângulo sólido Ω deve ser desacelerada através de

$$S(\theta) = C \frac{\sin^2 \theta}{\cos \theta} \frac{1}{(1 - \beta \cos \theta)^4} - 1 \quad (2.2)$$

onde, S é o comprimento do caminho, θ é o ângulo entre o eixo central e o raio medido, β é a relação relativística v/c da energia inicial do elétron. No caso específico de radiologia diagnóstica uma simplificação foi adotada para θ , onde consideraram esse parâmetro próximo 90° , passando a definir o comprimento do caminho como

$$S(\theta) = 4C\beta \sin^2 \theta. \quad (2.3)$$

Nesse trabalho, os autores desenvolveram dois modelos computacionais para simulação e determinação do efeito "heel":

- modelo da aproximação da diminuição de velocidade contínua (*continuous slowing-down approximation* ou *csda*);
- modelo de produção constante de profundidade (*constant depth of production* ou *cd*).

O primeiro método *csda* calcula o espectro do alvo "grosso" como uma série de espectros de alvos "finos" ou camadas sucessivas, com atenuação apropriada. A

aproximação da diminuição de velocidade contínua para a parada do elétron foi utilizada para determinar a energia do elétron em cada profundidade.

O modelo de produção constante de profundidade cd determina que o espectro total do alvo "grosso" é produzido por uma única camada, com filtração apropriada do espectro total. Esse processo está ilustrado na Figura 2.5, onde d é a profundidade de penetração do elétron, Φ é o ângulo de inclinação do alvo, θ é o ângulo formado entre o raio emitido e o eixo central, t_{iner} é a espessura da filtração inerente (nome dado à filtração que os fótons de raios X sofrem no interior do próprio tubo quando são emitidos, resultado da interação desses fótons com o vidro da ampola, com o óleo que reveste inteiramente o tubo e com a janela de saída do feixe) e S é o comprimento do caminho da produção do fóton até a superfície do anodo.

Figura 2.5 – Processo de emissão de fótons pelo anodo.

Fonte: FRITZ e LIVINGSTON (1982).

Fritz e Livingston (1985) apresentaram uma extensão do modelo anterior para calcular o efeito "heel". A geometria do anodo investigada nesse trabalho foi uma superfície plana e apresenta um aprimoramento na maneira de calcular como os fótons de raios X são absorvidos pelo anodo (Figura 2.5).

Atenuação para o anodo plano não depende do ponto de penetração do elétron, quando se assume que as dimensões do anodo são consideravelmente maiores que a dimensão da área focal. A relação entre o comprimento do caminho S e o ângulo θ entre o eixo central e o raio medido é dada por:

$$s(\theta) = \frac{d \cos(\Phi)}{\sin(\theta + \Phi)} \quad (2.4)$$

sendo d a profundidade da penetração do elétron e Φ o ângulo de inclinação do anodo.

Silva (2001) apresentou módulo adicional nos algoritmos desenvolvido por Fritz e Livingston (1985), permitindo o cálculo do efeito "heel" na direção perpendicular ao eixo anodo/catodo através da análise das projeções geométricas dos fótons emitidos em relação à penetração dos elétrons (Figuras 2.6(a) e 2.6(b)). Nessa análise, novos parâmetros foram considerados conforme mostra a Tabela 2.1.

Tabela 2.1 - Parâmetros envolvidos no processo de emissão dos raios X no alvo (direção perpendicular ao eixo anodo/catodo).

Parâmetros	Descrição
S_y	Caminho percorrido pelo fóton considerando também o desvio na direção perpendicular ao eixo anodo/catodo (y)
γ	$90^\circ - \phi$
β	Ângulo de desvio em y
Sc	Distância do ponto de formação do fóton até a superfície do anodo (no raio central)
y	Posição na direção perpendicular ao eixo anodo/catodo do campo de radiação para a qual a atenuação dos fótons de raios X está sendo calculada

(a)

(b)

Figura 2.6 - (a) Geometria tridimensional do processo de penetração dos elétrons e emissão dos fótons de raios X no interior do alvo nas direções paralela e perpendicular ao eixo anodo/catodo; (b) Geometria bidimensional do processo de penetração dos elétrons e emissão dos fótons de raios X no interior do alvo na direção anodo/catodo.

Fonte: SILVA (2001).

Das Figuras 2.6(a) e 2.6(b) podem ser determinadas as relações trigonométricas

$$h = d \sin \gamma = d \cos \phi \quad (2.5)$$

$$S = \frac{h}{\cos(90 - (\theta + \phi))} = \frac{h}{\sin(\theta + \phi)} \quad (2.6)$$

Substituindo h na eq.(2.6) pela eq.(2.5), obtém-se a eq.(2.4) que é aquela definida por Fritz e Livingston (1985) que calcula o caminho percorrido pelo fóton de raios X no interior do alvo para uma dada posição no eixo anodo/catodo. De modo que, se $x=0$, então S é calculado para o raio central ($S_c=S$). Se o desvio na direção perpendicular ao eixo anodo/catodo (y) dado pelo ângulo β for considerado, o caminho percorrido pelo fóton no interior do alvo passa a ser:

$$S_y = \frac{S}{\cos \beta} \quad (2.7)$$

onde, o ângulo β é expresso por

$$\beta \cong \arctg(y/dfi) \quad (2.8)$$

Então, a variável S da eq.(2.7) foi substituída pela eq.(2.4), obtendo-se

$$S_y = \frac{d \cos \phi}{\cos \beta \sin(\phi + \theta)} \quad (2.9)$$

O autor utiliza a eq.(2.9) e os algoritmos desenvolvidos por Fritz e Livingston (1982) para calcular a intensidade de radiação para qualquer ponto do plano imagem no campo de radiação, seja ela na direção do eixo anodo/catodo ou perpendicular a essa, simulando, portanto, o efeito "heel" no campo de radiação.

2.5 – Técnicas para correção do efeito "heel" em imagens radiográficas

Para corrigir a não uniformidade das densidades ópticas do fundo nas imagens mamográficas, Cowen et al. (1993), propuseram uma técnica para compensação do

efeito "heel" através de um filtro de características particulares, capaz de uniformizar a dose de radiação que irradia o campo em toda sua extensão e eliminar, portanto, as variações de contraste que degradam a imagem. Os autores utilizaram um material atenuador conhecido como Perspex, que apresenta resposta semelhante ao tecido da mama* (Dance 1990 apud COWEN et al., 1993). Eles construíram três placas de Perspex, com 77 mm x 77 mm x 1,5 mm, que prenderam na janela do tubo de raios X. Uma dessas placas possuía linhas de cobre de 0,3 mm de diâmetro e uma marca que indicava o centro do campo de radiação (Figura 2.7(a)). O principal objetivo dessa placa foi correlacionar as posições da placa e do filme.

Exposições foram feitas em cada uma das placas. Os filmes obtidos foram digitalizados e as densidades ópticas foram medidas com um densitômetro. Conhecendo a posição do centro do feixe nos filmes, os autores levantaram um gráfico da correspondência entre as densidades ópticas e os níveis de cinza. Com esses dados, construíram um filtro em Perspex para compensar as variações encontradas no campo e o fixaram na janela de saída do tubo de raios X (Figura 2.7(b)).

Figura 2.7 – (a) Placa com linhas paralelas; (b) Bloco produzido para compensar o efeito "heel".

Fonte: COWEN et al. (1993).

*DANCE, D. R. (1990). Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. *Physics Medical Biological*, v. 35, p. 1211-1219. Vozes apud COWEN, A. R., BRETTLE, D. S., WORKMAN, A. (1993). Technical note: Compensation for field non-uniformity on a mammographic X-ray unit. *The British Journal of Radiology*, v. 66, p. 150-154, Feb.

As imagens obtidas com a utilização desse filtro apresentaram valores de densidade óptica razoavelmente uniformes em todas as posições analisadas. Afim de determinarem os valores de exposição relativa e relacionarem o nível de cinza *versus* exposição (eq. (2.10)) (WORKMAN e COWEN*, 1992 apud COWEN et al., 1993), os autores estabeleceram valores médios de exposição do centro do campo para os eixos anodo e catodo.

$$Exposição = \frac{A}{S} \exp \left\{ 2,30258 \left[\frac{L(511 - GL)}{1024} \right] \right\} \quad (2.10)$$

onde, S é a sensibilidade (fator diretamente relacionado ao nível de exposição), L é a latitude (escala de níveis de exposição), GL é o valor de nível de cinza da imagem e A é uma constante dependente em kVp e do tipo de material utilizado nas placas.

A região analisada foi de 12 cm x 12 cm e a variação encontrada apresentou um desvio padrão de aproximadamente 3 %.

Com a determinação dos parâmetros, densidade óptica e exposição relativa, os autores consideraram que o filtro permite compensar a não uniformidade do campo. Entretanto, o dispositivo apresenta alguns problemas como: é necessário desenvolver um filtro com características específicas para cada tubo de raios X e o material usado para filtração adicional produz efeitos prejudiciais na qualidade da imagem.

Highnam et al. (1996) apresentaram um trabalho para processamento de imagens mamográficas utilizando as representações físicas dos processos empregados na obtenção da imagem. Essas representações são baseadas em aproximações que buscam calibrar esses processos, permitindo deste modo melhorar a imagem através da remoção dos efeitos que degradam sua qualidade.

Afim de eliminar o efeito "heel", os autores inicialmente realizaram uma exposição com baixa energia e sem nenhum objeto. O filme obtido, denominado filme "preto" que apresentava as variações das intensidades de radiação incidente sobre a

* WORKMAN, A.; COWEN, A. R. (1992). Exposure monitoring of photostimulable phosphor computed radiography. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 43, n.1/4, . 135-138 Vozes apud COWEN, A. R., BRETTLE, D. S., WORKMAN, A. (1993). Technical note: Compensation for field non-uniformity on a mammographic X-ray unit. *The British Journal of Radiology*, v. 66, p. 150-154, Feb.

mama foi digitalizado. Uma curva sensitométrica foi calculada, através da relação entre o nível de cinza e a exposição relativa. Em seguida, para se corrigir o efeito "heel", a eq. (2.11) foi aplicada sobre a imagem:

$$E_{\text{corrigido}}(x, y) = \frac{E^{\text{preto}}(x_{\text{anodo}}, y_{\text{anodo}})}{E^{\text{preto}}(x, y)} E(x, y) \quad (2.11)$$

onde, $E^{\text{preto}}(x, y)$ são as energias transmitidas para o filme "preto", e $(x^{\text{anodo}}, y^{\text{anodo}})$ a posição no filme correspondendo à máxima densidade óptica no filme "preto".

Nesse trabalho, os parâmetros do sistema radiográfico, mudança do tempo de exposição e o efeito do espalhamento, foram analisados para que não prejudicassem a qualidade da imagem.

O parâmetro mudança do tempo de exposição pode ser controlado através da manipulação direta do valor da corrente aplicada ou através da manipulação do controle de exposição automática (CEA). O CEA configura o tempo de exposição sempre que uma certa quantidade de radiação é absorvida pelo tecido analisado. Ocasionalmente, o CEA pode produzir imagens sub-expostas ou saturadas. Segundo os autores, a modelagem da mudança de tempo através do CEA tem se mostrado uma boa forma de determinar este parâmetro, podendo ser obtida através da energia média transmitida sobre a área analisada. Então, para o modelar a mudança na posição do CEA, um cálculo foi feito entre a corrente média da energia transmitida em uma determinada área ($E_{\text{recebida}}(\text{CEA})$) e a energia solicitada ($E_{\text{desejada}}(\text{CEA})$) (calculada pela especificação de uma media da densidade óptica do filme). Esse cálculo permitiu determinar o aumento requerido no tempo de exposição (eq. (2.12)). Nesse modelo, todas as energias presentes na imagem foram multiplicadas por esta relação e convertidas em densidades ópticas para construir a imagem simulada deste parâmetro.

$$\frac{t_s^{\text{desejado}}}{t_s^{\text{recebido}}} = \frac{E_{\text{desejada}}(\text{CEA})}{E_{\text{recebida}}(\text{CEA})} \quad (2.12)$$

Outro parâmetro analisado para melhorar a imagem foi remover o efeito de espalhamento de radiação. O espalhamento pode causar borramento ou ruído na imagem. Por isso, para modelar o espalhamento os autores consideraram a composição do tecido ao redor de cada ponto da imagem e utilizaram esta composição para estimar o espalhamento em cada ponto, ou seja, a quantidade de radiação espalhada que atinge

um ponto na imagem esta relacionada à energia transmitida para os pontos vizinhos. Segundo os autores, essa relação pode ser obtida através de dados empíricos e variada de acordo com o tamanho da mama que está sendo radiografada. Para remover esse efeito, os autores subtraíram o espalhamento modelado da imagem analisada e obtiveram uma imagem final com as bordas dos objetos melhoradas.

Segundo os autores, a modelagem e a eliminação dos efeitos físicos encontrados no equipamento radiográfico permitem obter imagens efetivamente normalizadas. Segundo Pawluczyk e Yaffe (2001), embora essa técnica possa normalizar as imagens, ela não considera a perda preferencial dos fótons de baixa energia através da filtragem provocada pela mama (no processo de atenuação da mama, a emissão de raios X é diminuída com a filtragem, mas a energia média dos raios X é aumentada e, com isso, o feixe de raios X se torna mais penetrante à medida que a energia média dos fótons aumenta denominados "feixes de raios X endurecidos") e nem o efeito da obliquidade do caminho percorrido dentro da mama em um sistema de imagem.

Vieira e Schiabel (2000) desenvolveram um método baseado em procedimentos de simulação computacional, que permite obter os parâmetros necessários para a confecção de filtros de compensação para qualquer tipo de equipamento radiográfico. Tais filtros foram projetados de forma a cancelar o efeito causado pela variação na intensidade do feixe na qualidade da imagem radiográfica. Para a determinação dos parâmetros do filtro de compensação, primeiramente calcularam o espectro de energia de emissão considerando a lei do inverso do quadrado da distância e a distância relativa ao tubo de raios X onde o filtro deve ser posicionado na prática. Em seguida, simularam a colocação de um filtro de lucite de espessura variável sobre o feixe. O algoritmo promove um aumento gradual na espessura desse filtro, calculando o espectro resultante para cada incremento realizado. Segundo os autores, esse método permite determinar a espessura necessária para o filtro de compensação para cada posição, de forma a manter uniforme a dose de radiação ao longo de toda extensão do campo.

Pawluczyk e Yaffe (2001) descreveram um método que combina dados experimentais e modelos analíticos para compensar o efeito "heel" e obter uma imagem corrigida, na qual as variações das densidades ópticas são provocadas apenas pela variação da composição do tecido da mama.

Para analisar a importância da atenuação proporcional à lei do inverso do quadrado da distância e do efeito "heel" sobre a uniformidade do campo, os autores

desenvolveram um método computacional. Para tanto, um espectrômetro *Amptek CTZ100*, posicionado abaixo de um furo de 50 μm para captar somente o raio primário, foi utilizado para medir o espectro de um mamógrafo Lorad (alvo e filtro de molibdênio). Eles calcularam a transmissão desse espectro através de uma fatia uniforme de 2 a 4 cm de material plástico simulando a atenuação de uma mama com 50 % de tecido fibroglandular e 50 % de tecido adiposo (material 50/50). O coeficiente de atenuação para o material equivalente ao tecido foi obtido para cada 0,5 keV. A energia absorvida pela tela intensificadora para cada posição do plano imagem (x, y) foi determinada através da eq. (2.13)

$$\frac{E_{\text{depositado}}(x, y)}{\text{pixel}} = \sum_{E=0}^{kVp} (E\phi_0(x, y, E)e^{-\sum_{j=1}^m \mu_j(E)t_j(x, y)}) \times (1 - e^{-\mu_{\text{tela}}(E)t_{\text{tela}}(x, y)}), \quad (2.13)$$

onde, $\phi(x, y, E)$ é o número de fótons com energia E incidente no *pixel* da posição (x, y) sem atenuadores, μ_j é o coeficiente de atenuação do objeto j_{th} , t_j é a densidade do objeto j_{th} , μ_{tela} e t_{tela} são os parâmetros correspondentes a tela intensificadora.

O coeficiente de atenuação linear da tela Gd_2O_2S (μ_{tela}) foi obtido através do cálculo do coeficiente de atenuação dos elementos individuais.

A Figura 2.8 mostra o modelo geométrico utilizado pelos autores na simulação. Nessa figura, a mama é considerada como um conjunto de fatias uniformes do tecido com as quais pode variar a composição total da mama.

Após obter a energia em cada ponto do plano imagem, os autores calcularam a dispersão dos raios X considerando a lei do inverso do quadrado da distância através da eq. (2.14)

$$\phi(x, y) = \frac{r_0^2}{r'^2_0} \phi(x, y) \quad (2.14)$$

onde, ϕ é o número de fótons de raios X em uma determinada área do *pixel*, r_0 é a distância foco/objeto no centro do campo de radiação e r'_0 é a distância foco objeto para qualquer outra posição do campo.

Figura 2.8 – Modelo geométrico considerado na simulação dos efeitos que provocam variações nas densidades ópticas do filme.

Fonte: PAWLUCZYK e YAFFE (2001).

A profundidade de penetração do elétron no anodo foi utilizada para calcular a localização dos raios X emitidos dentro do alvo. A geometria do anodo (ver Figura 2.9) foi considerada e as atenuações de raios X dentro do anodo foram calculadas para cada energia. Os autores consideraram que o caminho l dos raios X na posição central, é menor que o caminho dos raios que passam através da mama l' para outros ângulos θ .

Combinando os efeitos responsáveis pela não uniformidade do campo de radiação, os autores predisseram o número relativo de fótons de raios X para cada energia incidente em um dado *pixel* do plano imagem.

Fonte: PAWLUCZYK e YAFFE (2001).

Em seguida, os autores utilizaram um fantoma de mama para obter uma matriz de correção da região de fundo da imagem. Esse fantoma foi construído em PMMA (poli/metálico/acrílico) e com um raio de curvatura de 20 cm. Para facilitar seu posicionamento sobre o campo, um conjunto de marcadores de chumbo foi colocado no centro nas partes superior e inferior da superfície do fantoma. O fantoma foi exposto a radiações com vários valores de tensão e cada experimento foi realizado três vezes para reduzir os ruídos. As imagens foram digitalizadas e convertidas em exposição relativa. Como as imagens tinham a posição do centro do campo marcado, os autores calcularam o valor médio de exposição relativa (ER_c) e utilizando essa posição como referência construíram a matriz de correção $C(x, y)$ através da eq. (2.15):

$$C(x, y) = \overline{ER_c} - \overline{ER(x, y)}. \quad (2.15)$$

A matriz correção foi adicionada a imagem mamográfica. Para eliminar a obliquidade do caminho percorrido na mama, os autores aplicaram a eq.(2.16) sobre a região da imagem ocupada por essa.

$$ER_2(x, y) = ER_1(x, y) + \log_{10} e \left[\mu_{br}(x, y) t_{br} \left(\frac{\sqrt{x^2 + y^2 + dfi^2}}{dfi} - 1 \right) \right] \quad (2.16)$$

$$ER_1(x, y) = \log_{10} e [\ln(N_0(x, y)) - \mu_{br} t_{br}], \quad (2.17)$$

onde, μ_{br} é o coeficiente de atenuação da mama, t_{br} é a espessura de tecido da mama, N_0 é o número máximo de raios X incidente na mama e dfi é a distância foco/imagem.

Para avaliar o método experimental de correção, novas imagens foram obtidas com a fatia uniforme de 2 e 4 cm de material plástico, simulando a atenuação de uma mama com 50 % de tecido fibroglandular e 50 % de tecido adiposo (material 50/50). As condições de exposição utilizadas foram 28 kVp e 6,4 mAs, para a fatia de 2 cm, e 28 kVp e 26,4 mAs, para a fatia de 4 cm. O método empírico foi aplicado sobre as imagens para corrigir o efeito da não uniformidade do campo, produzindo resultados satisfatórios tanto para correção da não uniformidade do campo quanto para correção da obliquidade do caminho na região da mama. Segundo os autores, a modelagem da não uniformidade do campo apresentou resultados semelhantes aos resultados obtidos de forma empírica, porém, eles não forneceram precisão suficiente para compensar de forma correta toda a não homogeneidade do campo. Por isso, uma combinação entre aproximações teóricas (modelagem) e experimentais (dados empíricos) foi adotada para permitir a correção da não uniformidade em múltiplos sistemas mamográficos.

Behiels et al. (2001-a) propõem um método automático para correção da intensidade de radiação não uniforme em radiografias digitais através da utilização de um modelo matemático que permite simular o efeito "heel". Nesse modelo, os autores estimaram o novo fundo da imagem de uma forma repetitiva calculando uma nova distribuição e corrigindo os parâmetros até os dois modelos se aproximarem. O método matemático utilizado nesse trabalho considera as variações das intensidades apenas no eixo anodo/catodo, como mostra a Figura 2.10 (FRITZ e LIVINGSTON, 1982).

Figura 2.10 – Sistema de coordenadas onde os fótons de raios X são produzidos.

Fonte: BEHIELS et al. (2001-a).

Nesta figura, o sistema de coordenadas é dado por (p, z) , onde z representa a distância do dispositivo de gravação até a fonte de raios X no eixo anodo/catodo e p a projeção perpendicular a esse eixo. Os raios X são produzidos dentro do anodo no ponto $\omega(0, 0)$, com uma distância D_{ave} da superfície do anodo S . Considerando que o fóton R com ângulo ϕ colide com o dispositivo de gravação no ponto (p, D_{is}) , sendo D_{is} a distância entre a fonte de raios X e o dispositivo de gravação, a distância r percorrida por R dentro do anodo é dada por:

$$r(p) = D_{ave} \frac{\cos\theta}{\sin(\phi + \theta)} = D_{ave} \frac{\sqrt{1 + \left(\frac{p}{D_{is}}\right)^2}}{\tan\theta + \frac{p}{D_{is}}} \quad (2.18)$$

A radiação recebida no dispositivo de gravação é:

$$M(p) = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot r(p - p_{\omega})} \quad (2.19)$$

onde μ é o coeficiente de atenuação do material do anodo, I_0 é a radiação produzida em ω e P_ω é um parâmetro introduzido para considerar a posição relativa da fonte no filme.

Para ajustar o modelo matemático, eq.(2.20), para os dados de uma imagem $N(x, y)$, deve-se obter a direção γ do eixo anodo/catodo e os parâmetros $\alpha = (I_0, \mu, \theta, D_{is}, D_{ave}, P_\omega)$. Assumindo que γ é conhecido, o perfil médio da imagem $P\gamma(p)$ ao longo desta direção para uma região de exposição direta (B) é determinado por:

$$P\gamma(p) = \langle N(x, y) \rangle_{(x,y) \in B | x.\cos\gamma + y.\sen\gamma = p} \quad (2.20)$$

onde, x e y são as coordenadas da imagem como definido na Figura 2.10 e $\langle . \rangle$ é o operador médio.

Com isso, os parâmetros do modelo mais adequados α^* são determinados pelo ajuste do perfil esperado $M(p, \alpha)$ para o perfil médio $P\gamma(p)$:

$$\alpha^*(\lambda) = \arg \min_{\alpha} \|P\gamma(p) - M(p, \alpha)\| \quad (2.21)$$

O modelo para apenas uma dimensão $M(p, \alpha^*(\gamma))$ é projetado novamente perpendicularmente ao eixo γ afim de obter a reconstrução $R(x, y, \gamma, \alpha^*(\gamma))$ para toda a imagem:

$$R(x, y, \gamma, \alpha^*(\gamma)) = M(x.\cos\gamma + y.\sen\gamma, \alpha^*(\gamma)) \quad (2.22)$$

Em seguida, a direção do eixo anodo/catodo γ é determinada para este modelo através do ajuste dos dados da imagem na região de exposição direta:

$$\gamma^* = \arg \min_{\gamma} \|N(x, y) - R(x, y, \gamma, \alpha^*(\gamma))\|_{(x,y) \in B} \quad (2.23)$$

ou

$$\gamma^* = \arg \min_{\gamma} \left\| \frac{N(x, y)}{R(x, y, \gamma, \alpha^*(\gamma))} - 1 \right\|_{(x,y) \in B} \quad (2.24)$$

Dependendo do tipo de correção a ser empregado, pode-se usar a correção aditiva (eq. (2.23)) ou multiplicativa (eq. (2.24)). Então, após obter o efeito "heel" simulado através de $R(x, y, \gamma, \alpha^*(\gamma))$, a imagem corrigida foi obtida através de:

$$\hat{N}(x, y) = N(x, y) - R(x, y, \gamma^*, \alpha^*(\gamma^*)) \quad (2.25)$$

ou

$$\hat{N}(x, y) = \frac{N(x, y)}{R(x, y, \gamma^*, \alpha^*(\gamma^*))} \quad (2.26)$$

O valor para os parâmetros de α^* foram obtidos através de ajuste de mínimos quadrados do modelo da superfície para a região de fundo. O método proposto para minimizar a função é dado por Nelder & Mead* (1965 apud BEHIELS et al., 2001-a) e os valores iniciais dos parâmetros utilizados são:

$$I_0 = \max_p(P_\gamma(p)), \mu.D_{ave} = 1, \theta = 15^\circ, D_{is} = 1m, p_w = 0,15m. \quad (2.27)$$

Nesse modelo o eixo anodo/catodo esta sempre paralelo as bordas da imagem ou as bordas de colimação e o parâmetro γ^* é encontrado por busca interativa sobre 8 orientações o qual reduz drasticamente o tempo computacional.

Depois da correção da não homogeneidade da região de fundo usando as eqs. (2.25) e (2.26), a área de exposição direta B é atualizada por um limiar obtido através do histograma de intensidade da imagem corrigida. Armazenando a orientação do eixo anodo/catodo, novos valores para os parâmetros de α^* são determinados usando a eq. (2.27) e capturando uma nova região de exposição direta. Esse processo é executado 3 ou 4 vezes entre a segmentação e a correção do efeito "heel" até convergirem.

Após a inspeção visual das imagens corrigidas, os autores consideraram que muitas das variações encontradas na região de fundo foram eliminadas com o método desenvolvido. O modelo matemático utilizado foi capaz de corrigir muita das variações do campo na direção anodo/catodo, mas não na direção perpendicular a esse eixo.

*NELDER, J. A.; MEAD, R. (1965) A simplex method for function minimization. *The Computer Journal*, v. 8, pp. 308-313: Vozes apud G. BEHIELS, F. MAES, D. VANDERMEULEN, P. SUETENS (2001). *Retrospective correction of the heel effect in hand radiographs*, Proceedings 4th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI2001, vol. 2208, pp. 301-308.

Mesmo sabendo desta limitação, Behiels et al. (2001-b) propuseram a aplicação desse método em radiografias convencionais e o compararam com outros dois novos métodos desenvolvidos para a correção retrospectiva da intensidade não uniforme.

O primeiro método desenvolvido e utilizado na comparação é baseado na hipótese que os valores das intensidades da área de exposição direta (B) têm uma distribuição gaussiana. A probabilidade de que um *pixel* v_i da imagem corrigida (U) pertença à região de fundo é dada por:

$$p(v_i | \mu, \sigma) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp\left(-\frac{1}{2} \frac{(v_i - \mu)^2}{\sigma^2}\right) \quad (2.28)$$

onde, μ e σ^2 são a média e a variação da distribuição gaussiana dos *pixels* da região de fundo. Dado uma área de exposição direta da região (B), a máxima probabilidade procurada equivale a minimizar a probabilidade através de

$$\hat{U}^* = \arg \min_{\hat{B}, \hat{U}} - \sum_{i \in \hat{B}} \log_e p(v_i | \mu, \sigma). \quad (2.29)$$

Depois da correção da não homogeneidade da região de fundo da imagem (U) a área de exposição direta (B) foi aproximada através de um método de segmentação, baseada em limiarização, onde o valor é derivado do histograma da intensidade de brilho da imagem corrigida. Esse processo é repetido até convergir os valores utilizados como parâmetros iniciais.

O segundo método de correção desenvolvido e utilizado na comparação é semelhante ao método implementado por Likar et al.* (2000 apud BEHIELS et al., 2001) baseado na hipótese que as informações contidas na imagem adquirida tem níveis de densidades maiores que as informações contidas na imagem uniforme devido à complexidade da não homogeneidade imposta $f_{x,y}$:

*LIKAR, B.; MAINTZ, B., VIERGEVER, M.; PERCUS, F (2000). Retrospective shading correction based on entropy minimization. *Journal of Microscopy*, v. 197 (3), p. 285-295, march: Vozes apud G. BEHIELS, F. MAES, D. VANDERMEULEN, P. SUETENS (2001). Retrospective heel effect correction in conventional radiography, *Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis, 2001. MMBIA 2001. IEEE Workshop on* - pp. 87-94.

$$I(N_{x,h}) = I(f_{x,y}(U_{x,y})) > I(U_{x,y}). \quad (2.30)$$

Então, as informações que estão contidas em I podem ser diretamente expressadas pela entropia (H) de Shannon-Weinner

$$I(\hat{U}_{x,y}) = H(\hat{U}_{x,y}) = - \sum_n p(n) \log_e p(n) \quad (2.31)$$

onde $p(n)$ é a probabilidade que um ponto na imagem $U_{x,y}$ tem valor n . Com isso, a imagem corrigida U^* é determinada através

$$\hat{U}^* = \arg \min_{\hat{U}} H(\hat{U}_{x,y}) \quad (2.32)$$

Os métodos desenvolvidos pelos autores foram aplicados em imagens sem objetos, imagens com fantoma e em 137 imagens de radiografias da mão adquiridas para determinar a idade óssea. Todas as imagens foram digitalizadas com 320×240 pixels. O tempo necessário para correção das imagens com a utilização das técnicas foi de aproximadamente 140 segundos utilizando um microcomputador Pentium III 800 MHz. As 137 radiografias da mão foram obtidas com filme *Agfa* em dois tubos *Philips* SRB0612-ROT 500 e *Siemens* Bi 125/40 RL.

Segundo os autores, a principal vantagem do método baseado em entropia (H) é que não é necessário um pré-processamento antes de aplicá-lo, porém, como utiliza todas as informações disponíveis da intensidade de brilho ele é significativamente mais lento. O mais rápido, mas com menor eficiência, é o método baseado em aproximação da probabilidade máxima dos parâmetros de correção. Sua desvantagem é que inicialmente precisa segmentar-se uma parte significativa da imagem para obter bons resultados.

Os autores consideraram que o método automático para correção da intensidade de radiação não uniforme é menos eficiente do que os quais eles realizaram a comparação, pois simularam o efeito em apenas uma dimensão. Além disso, esse método precisa de uma região da imagem suficiente para obter os parâmetros utilizados no modelo matemático.

Behiels et al. (2002) propuseram um aprimoramento para permitir o cálculo do efeito "heel" nas duas dimensões da imagem. Esse processo emprega equações mais complexas e exige maior tempo computacional, mas permite modelar o efeito com maior precisão.

O método aprimorado foi aplicado nas imagens sem objetos, imagens com fantoma e em 137 imagens de radiografia da mão utilizadas para determinar a idade óssea, digitalizadas em 512 x 512 *pixels*. Segundo os autores, o modelo 2D tem um maior grau de precisão na correção da não uniformidade das intensidades de brilho em relação ao modelo 1D, porém tem um maior custo computacional e o processo de reconstrução do efeito "heel" pode introduzir erros na determinação do parâmetro α devido à posição do centro do campo não ser conhecida. De fato, o modelo matemático de Fritz & Livingston (1982) precisa da posição ideal do centro para simular as variações das intensidades com precisão.

No mesmo ano Nascimento et al. (2002) propuseram um algoritmo para corrigir o efeito "heel" em imagens mamográficas. O método simula computacionalmente a distribuição da intensidade ao longo do campo de radiação e a determinação do caminho que os fótons percorrem dentro do alvo permite corrigir todos os *pixels* da imagem em função do excesso ou da falta de radiação a que eles foram submetidos.

O algoritmo desenvolvido foi dividido em três estágios, onde inicialmente os parâmetros do sistema mamográfico: tensão elétrica, corrente, tempo de exposição, material do anodo (tungstênio (*W*) ou molibdênio (*Mo*)), ângulo de inclinação do anodo, espessura da filtração inerente e adicional, distância do ponto focal ao plano imagem e posição do centro do campo no plano imagem devem ser atribuídos.

Na segunda etapa, o espectro de radiação foi calculado através da simulação computacional desenvolvida por Marques (1998). A simulação permitiu determinar as intensidades de radiação para todos os pontos do campo de radiação e calcular o percentual de radiação de cada *pixel* em relação ao centro do campo. Com esses dados, uma matriz foi obtida onde foram armazenadas as intensidades de radiação expressas em percentuais relativos à intensidade de radiação no centro do campo. Essa matriz recebeu o nome de "imagem fundo".

No terceiro estágio, utilizando os valores dos níveis de cinza da imagem radiográfica digitalizada, o percentual de variação de cada ponto em relação ao centro do campo foi calculado. Assim, os autores obtiveram uma matriz de pontos denominada "imagem digitalizada". Cada ponto da matriz "imagem digitalizada" foi corrigido em

função do percentual de variação da intensidade da matriz "imagem fundo". Os resultados obtidos com a correção foram novamente convertidos em níveis de cinza de acordo com o valor do centro do campo de radiação da matriz "imagem digitalizada". Com isso, obteve-se uma nova matriz, denominada "imagem corrigida", onde cada ponto registra somente as variações de níveis de cinza provocadas pelas estruturas radiografadas.

Para validar o método desenvolvido, duas técnicas tradicionais de correção de iluminação não uniforme foram implementadas. Nesse caso, foram selecionadas a técnicas de limiarização de Yanowitz e Bruckstein ^{*}(1989 apud NASCIMENTO et al, 2002) e a técnica de ajuste de fundo proposta por Wu et al. ^{*} (1992 apud NASCIMENTO et al., 2002).

O método desenvolvido e as técnicas tradicionais foram avaliados sobre imagens radiográficas obtidas no mamógrafo Senographe 500 T. Segundo os autores o método desenvolvido permite uniformizar a escala de níveis de cinza da região do fundo da imagem além de devolver as densidades ópticas originais aos objetos. As comparações mostram uma melhor eficiência do método proposto no pré-processamento de imagens mamográficas em relação aos demais algoritmos implementados, porém a posição do centro do campo de radiação deve ser determinada experimentalmente.

^{*}YANOWITZ, S. D.; BRUCKSTEIN, A. M. (1989). A New Method for Image Segmentation. *Computer Vision Graphics And Image Processing*, v. 46, p. 82-95: Vozes apud NASCIMENTO, M.Z.; MARQUES, M. A.; FRÈRE, A. F (2002) Correction of the Heel Effect in Mammographic Images using Computational Simulation, *European Medical and Biological Engineering conference*.

^{*}WU, Y.; DOI, K.; GIGER, M. L.; NISHIKAWA, R. M. (1992). Computerized detection of clustered microcalcifications in digital mammograms: Applications of artificial neural networks. *Medical Physics*, v. 19, n. 3, p. 555-560, mai/jun: Vozes apud NASCIMENTO, M.Z.; MARQUES, M. A.; FRÈRE, A. F (2002) Correction of the Heel Effect in Mammographic Images using Computational Simulation, *European Medical and Biological Engineering conference*.

CAPÍTULO 3

Técnicas de Pré-Processamento Empregadas em Imagens Radiográficas

3.1 - Introdução

Neste capítulo apresentamos os principais trabalhos encontrados na literatura que reduzem as variações das densidades da região de fundo das imagens radiográficas na etapa do pré-processamento.

Alguns desses trabalhos, além do módulo de pré-processamento, consideram outras etapas, como segmentação e classificação. Apresentamos apenas as técnicas empregadas para o pré-processamento das imagens por ser esse o assunto da nossa pesquisa. Uma comparação direta entre os resultados obtidos através das diversas técnicas utilizadas é muito difícil, uma vez que cada grupo de pesquisa utiliza bases de dados diferentes para a aplicação (NISHIKAWA et al., 1992).

3.2 – Pré-processamento de imagens

Após aquisição e digitalização da imagem, o pré-processamento é a primeira etapa a ser aplicada afim de modificar e preparar os valores dos *pixels* de uma imagem com o objetivo de facilitar as operações subseqüentes para alcançarem um melhor resultado como, por exemplo, o próprio processamento empregado para segmentação.

As operações realizadas nesta etapa são dependentes do problema apresentado, ou seja, são soluções específicas para cada caso.

Vários métodos são utilizados para esse fim, como melhoramento de contraste, remoção de ruído, re-amostragem dos *pixels* em uma nova escala, treinamento e extração de características de imagem para segmentação, etc. Essas técnicas não são universais, quer dizer, não produzem resultados satisfatórios para todos os tipos de imagens. Desta forma, existe um grande número de técnicas. No caso específico da imagem radiográfica, as técnicas de pré-processamento visam dois objetivos: melhorar os detalhes das imagens através do aumento de contraste, e remover ruídos das regiões de fundo (O'DOHERTY, 2003).

3.2.1 – Aumento de contraste

Muitas aplicações de processamento de imagens utilizam as diferenças entre os níveis de cinza dos *pixels* pertencentes aos objetos e os níveis dos *pixels* pertencentes a região de fundo. O aumento de contraste das regiões relevantes das imagens é realizado utilizando uma técnica conhecida como limiarização.

A limiarização pode ser definida como o mapeamento da escala dos níveis de cinza dentro de um conjunto binário ou, quando usada para segmentação, como um mapeamento simbólico para o conjunto fundo e objeto (GONZALEZ e WOODS, 2000).

De acordo com Mascarenhas e Velasco (1988) uma imagem limiarizada $g(x, y)$ é criada de tal modo que

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{se } f(x, y) > T \\ 0 & \text{se } f(x, y) \leq T \end{cases} \quad (3.1)$$

onde, $f(x, y)$ é o nível de cinza do *pixel* (x, y) da imagem e T é o valor do limiar nestas coordenadas.

Na ausência de qualquer informação que indique o limiar T conveniente, é possível usar o próprio histograma para escolha do limiar. O histograma é uma distribuição gráfica dos níveis de cinza dos *pixels* dentro de uma imagem digital (BAXES, 1994). Esse gráfico apresenta os níveis de cinza no eixo horizontal de “0” a “255” (para escala de 8 bits) e o número dos *pixels* no eixo vertical, permitindo uma representação fácil para a leitura da concentração dos *pixels* para cada nível de cinza em uma imagem, conforme apresentado na Figura 3.1. Nesse caso, o limiar adequado deve

estar em algum lugar do “vale” entre os picos do histograma correspondente ao objeto e ao fundo.

Figura 3.1 – Histograma de níveis de cinza de uma imagem digital.

Fonte: NASCIMENTO (2002).

Quando a limiarização T depender apenas de $f(x, y)$, ela será chamada de *global*, mas se T depender tanto de $f(x, y)$ quanto de cada *pixel* da imagem, então, a limiarização será chamada de *ótima*.

A limiarização global é uma técnica simples que divide a imagem por um limiar único T . Se o valor do limiar global T for dado pelo usuário, a limiarização é parametrizada. Esse processo ocorre varrendo a imagem *pixel* por *pixel* e o rotulando como sendo do objeto ou do fundo, dependendo do seu nível de cinza ser maior ou menor que o valor do limiar T . O sucesso desse método depende inteiramente de como o histograma pode ser dividido, o que na prática, ocorre apenas em ambientes altamente monitorados, onde o controle de iluminação é normalmente possível. Porém, a aplicação da limiarização global em imagens com condições de iluminação não uniforme ou fundo irregular podem induzir a falhas na determinação dos objetos sobre o fundo. Nestes casos, é necessário um tipo de limiarização que varie sobre regiões diferentes da imagem, ou seja, analisa localmente as regiões de forma que seja possível ajustar regionalmente o fundo com as condições de luz. Essa é a limiarização ótima (YANOWITZ e BRUCKSTEIN, 1989).

Sabendo que o histograma é uma representação gráfica da distribuição de propriedade de ocorrência dos níveis de cinza em uma imagem, é lícito imaginar a possibilidade de uso de técnicas de cálculo do valor ótimo de limiar com base nas propriedades estatísticas da imagem. Essa técnica parte de uma imagem da qual se

conhecem as principais propriedades estatísticas (supondo que sua distribuição de probabilidades é normal ou gaussiana):

- μ_1 média dos tons de cinza da região de interesse;
- μ_2 média dos tons de cinza da região de fundo (*background*);
- σ_1 e σ_2 desvios padrão; e
- P_1, P_2 probabilidade de ocorrência dos *pixels*.

Gonzalez e Woods (2000) mostram que existe um valor ótimo de limiar T , dado pela eq.(3.2):

$$AT^2 + BT + C = 0, \quad (3.2)$$

onde: $A = \sigma_1^2 - \sigma_2^2$;

$$B = 2(\mu_1\sigma_2^2 - \mu_2\sigma_1^2);$$

$$C = \mu_2^2\sigma_1^2 - \mu_1^2\sigma_2^2 + 2\sigma_1^2\sigma_2^2 \ln\left(\frac{\sigma_2 P_1}{\sigma_1 P_2}\right).$$

A possibilidade de duas soluções indica que dois valores de limiar podem ser requeridos na obtenção de uma solução ótima.

Se as variâncias forem iguais ($\sigma^2 = \sigma_1^2 = \sigma_2^2$), um único valor T é necessário:

$$T = \frac{\mu_1 + \mu_2}{2} + \frac{\sigma^2}{\mu_1 + \mu_2} \ln\left(\frac{P_2}{P_1}\right). \quad (3.3)$$

Se as probabilidades de duas soluções *a priori* forem iguais ($P_1 = P_2$) o limiar ótimo será a média das médias. O mesmo vale se $\sigma = 0$.

A técnica de limiarização vem sendo aplicada em diversas áreas como análise de documentos, onde o objetivo é extrair os caracteres (ABAK et al, 1997), processamento de cena, onde um alvo deve ser detectado (BHANU, 1986) e em análise de imagens mamográficas para determinar a região do disco glandular (OJALA et al., 2001; SIVARAMAKRISHNA et al., 2001 e FERRARI et al., 2001).

Juntamente com a limiarização, muitos trabalhos empregam a aplicação da morfologia matemática. Essa técnica pode ser definida como uma ferramenta utilizada

para extração de componentes da imagem úteis na representação e descrição da forma de uma região, como fronteiras, esqueletos e o fecho convexo (GONZALEZ e WOODS, 2000).

A linguagem da morfologia matemática é a teoria de conjuntos, onde conjuntos de *pixels* são reunidos em grupos, tendo uma estrutura bidimensional. Dessa maneira, a morfologia oferece uma abordagem unificada e poderosa para numerosos problemas de processamento de imagens. Os conjuntos de morfologia matemática representam as formas dos objetos em uma imagem. Nas operações morfológicas um objeto é considerado como um conjunto matemático de *pixels* preto, cada *pixel* é identificado pelos seus índices de linha e coluna sendo chamado de um ponto no espaço bidimensional (E^2). Exemplo: $A=\{(1,1), (3,3) (7,3)\}$.

As operações básicas da morfologia são a erosão, em que *pixels* que não atendem a um dado padrão são apagados da imagem; dilatação, em que uma pequena área relacionada a um *pixel* é alterada para um dado padrão; abertura, erosão seguida de uma dilatação, e fechamento, dilatação seguida de uma erosão. Todavia, dependendo do tipo de imagem que esta sendo processada (preto e branco, tons de cinza ou colorida) a definição dessas operações muda. Por isso, cada tipo deve ser considerado separadamente.

3.2.1.1 – Técnicas de limiarização

Uma das técnicas empregada em imagens radiográficas é o método de limiarização de Chow e Kaneko (1972). Essa técnica foi desenvolvida para imagens radiográficas geradas por um angiocardiografia que apresentavam variações de brilho nas regiões de fundo. Nesse estudo, as informações locais foram utilizadas para construir uma superfície que permite uniformizar as variações do fundo.

Para calcular os histogramas da imagem, os autores determinaram a escala de intensidade de brilho da imagem inteira, sendo que os valores extremos foram anulados. A escala resultante, em níveis de cinza, foi normalizada em $[0, 1]$. Em seguida, a imagem foi dividida em várias janelas (Figura 3.2) e o histograma de intensidade de brilho foi determinado para cada uma.

Figura 3.2 – Divisão da imagem em janelas.

Fonte - NAKAGAWA e ROSENFELD (1979).

A seguir, a imagem foi direcionada para um processo de ajuste gaussiano que tem a finalidade de determinar a bimodalidade do histograma e selecionar o limiar. A bimodalidade em um histograma indica que uma região dos níveis de cinza de uma determinada janela é uma mistura de sub-regiões. A Figura 3.3 apresenta um histograma bimodal.

Figura 3.3 - Histograma bimodal.

Fonte - JAIN e DUBUISSON (1992).

O processo de ajuste gaussiano apresenta alguns passos, que devem ser executados para cada um dos histogramas obtidos.

Etapa (a)

Calcular a média (μ) e o desvio padrão (σ) do histograma de uma janela:

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^v F(i) \cdot i \quad (3.4)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^v F(i)(i - \mu)^2} \quad (3.5)$$

onde, $F(i)$ é o valor do histograma de nível de cinza para i , i é o nível de cinza, v é escala de nível de cinza e N é o número de pontos da janela.

Etapa (b)

Nesta fase, o histograma é suavizado por um filtro de média local. Um “vale” mais profundo é encontrado e é usado para dividir o histograma em duas partes. Em seguida, um ajuste de mínimos quadrados é aplicado. Este ajuste é feito através da adaptação dos parâmetros da eq. (3.6).

$$f(i) = \frac{P_1}{\sigma_1} e^{-(i-\mu_1)^2 / 2\sigma_1^2} + \frac{P_2}{\sigma_2} e^{-(i-\mu_2)^2 / 2\sigma_2^2} \quad (3.6)$$

onde, P_1 e P_2 são as frações teóricas das áreas da janela, μ_1 , σ_1 são a média e o desvio padrão da distribuição associada com a região P_1 analisada, μ_2 , σ_2 são a média e o desvio padrão da distribuição associada com a região P_2 analisada.

Etapa (c)

Para se obter um limiar confiável, os histogramas bimodais são testados, sendo que o resultado obtido do melhor ajuste de mínimos quadrados é analisado. Esta análise é feita através da relação entre o pico e o vale da região (δ), dada por:

$$\delta = \frac{\text{mínimo de } f[\mu_1, \mu_2]}{\text{mínimo de } f(\mu_1) \text{ e } f(\mu_2)} \quad (3.7)$$

Se esse teste não for de pelo menos 20%, nenhum limiar é determinado para a janela em análise, mas se ele for superior, um limiar é selecionado para minimizar a probabilidade de classificação inadequada da distribuição mista.

Após o limiar ser determinado para a janela em análise, a limiarização é definida para as demais através de um processo de média local ponderada. Finalmente, determina-se o limiar para cada ponto da imagem por um processo de interpolação bilinear das janelas limiarizadas, sendo que um ponto arbitrário P é determinado através de quatro regiões centrais das janelas A, B, C, D (como mostra a Figura 3.4), onde os respectivos valores dos limiares são T_A, T_B, T_C e T_D .

Figura 3.4 – Interpolação dos valores de limiares.

Fonte - CHOW e KANEKO (1972).

Em seguida, o limiar para o ponto P é dado por:

$$t_p = \frac{1}{(a+b)(c+d)} [bdT_A + bcT_B + daT_C + caT_D] \quad (3.8)$$

onde, t_p é o limiar para o ponto P e a, b, c, d são as distâncias de P para os centros das janelas.

Se o ponto P não for cercado por quatro janelas, ou seja, se estiver localizado próximo às bordas, seu limiar é determinado pelas janelas mais próximas do centro da imagem.

Após a determinação do limiar para todos os pontos P , uma decisão binária é tomada para cada *pixel* da imagem $\{I_{i,j}\}$, $1 \leq i, j \leq 256$:

$$O_{i,j} = \begin{cases} 1 & \text{se } I_{i,j} \geq T_{i,j}, \\ 0 & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (3.9)$$

onde, $\{O_{i,j}\}$ é a imagem final.

Os autores implementaram esta técnica em linguagem FORTRAN IV e a testaram sobre uma série de quadros de cineangiograma cardíaco. Segundo eles, a técnica demonstra praticidade na correção das variações das intensidades de brilho para imagens deste tipo.

Davies e Dance (1990) desenvolveram um sistema de auxílio computadorizado ao diagnóstico (CAD) que permite a detecção automática de agrupamentos de microcalcificações nos mamogramas digitalizados. Segundo os autores, uma etapa de pré-processamento deve ser aplicada inicialmente, afim de reduzir os efeitos provocados pelas irregularidades do filme e os ruídos provenientes do mamógrafo. Para o pré-processamento, o histograma de níveis de cinza foi calculado para a imagem inteira e todos os *pixels* que possuíam níveis de cinza menores que o primeiro mínimo do histograma foram limiarizados para o valor “0” (zero). A seguir, foi aplicado um filtro *mode*, onde o valor da intensidade de brilho do *pixel* localizado no centro da janela é alterado de acordo com os valores que ocorrem com mais frequência nessa área. Esse processo permitiu produzir níveis de cinza uniforme em toda a região do fundo da imagem.

Após a imagem ser pré-processada, os autores empregaram técnicas de segmentação e métodos baseados em reconhecimento de padrões para extração de características e análise dos agrupamentos de microcalcificação. Os autores não avaliaram o resultado do pré-processamento, mas somente o erro existente no processo de localização dos agrupamentos de microcalcificações, que ficou inferior a 5%.

Yin et al. (1994) desenvolveram uma técnica automática para alinhamento das imagens das mamas direita e esquerda obtidas nas posições crânio-caudal (CC) e oblíquo médio-lateral (OML). Esse método facilitou a detecção computadorizada, sem intervenção humana, das possíveis regiões de massas dos mamogramas e permitiu uma avaliação utilizando 40 pares de mamogramas.

A técnica de alinhamento das imagens envolveu três estágios: (1) identificação da região da mama através de uma técnica de pré-processamento; (2) extração de características, na qual a borda da mama e a posição do mamilo são encontradas como ponto de referência para o alinhamento; e (3) registro onde uma das duas imagens da mama é transladada e rotacionada para combinar espacialmente com a outra. Para

identificar a região da mama, uma técnica de limiarização, baseada em Hall* (1979 apud YIN et al.,1994), e uma operação morfológica foram empregadas na etapa de pré-processamento. Nesse processo, inicialmente, o histograma de níveis de cinza da imagem foi calculado e uma técnica de rastreamento de conectividade de 4 pontos foi aplicada sobre a imagem pré-processada para selecionar as bordas e a posição do mamilo na mama. Para alinhar a imagem da mama direita com a esquerda foi utilizada uma função de mapeamento baseada em método de mínimos quadrados.

Uma base de dados com 40 pares de mamogramas foi utilizada para avaliar o método, sendo que o erro residual no alinhamento foi de 5 mm.

Méndez et al. (1996) desenvolveram um método completamente automático para a detecção da borda e mamilo nos mamogramas digitais, sendo que uma técnica de limiarização foi aplicada na etapa de pré-processamento. Inicialmente, o histograma de níveis de cinza foi calculado, para determinar o pico mais alto e o mais baixo das regiões expostas e não expostas no mamograma, e um limiar foi calculado para cada região. A seguir, um algoritmo foi empregado para calcular o gradiente dos níveis de cinza permitindo detectar a borda da mama e um método que calcula o máximo da segunda derivada da região da mama foi utilizado para localizar o mamilo.

O método automático de localização de borda e mamilo foi empregado em 156 mamogramas. Os mamogramas foram digitalizados em 2000×2600 pixels com 10 bits de quantização e re-amostrados em 400×520 pixels para diminuir o custo computacional. Os resultados obtidos mostraram que em 89% dos mamogramas, as bordas calculadas estavam de acordo com as bordas estabelecidas por 2 radiologistas. Para o mamilo, os resultados obtidos apresentam uma diferença de 14 pixels com a posição determinada.

Ferrari et al. (2000) propuseram um procedimento para a segmentação automática dos mamogramas. O mamograma foi segmentado em três regiões

*HALL, E. L. (1979). *Computer Image Processing and Recognition*. New York, Academic, p. 173-181. Vozes apud YIN, F. F.; GIGER, M. L.; DOI, K.; VYBORNÝ, C. J.; SCHMIDT, R. A. (1994). Computerized detection of masses in digital mammograms: Automated alignment of breast images and its effect on bilateral-subtraction technique. *Medical Physics*, v. 21, n. 3, p. 445-452, mar.

anatômicas: região de borda, disco glandular e músculo peitoral. Afim de detectar a região da borda da mama uma etapa de pré-processamento foi aplicada. Esse processo inicia-se pela correção de contraste da imagem com uma operação logarítmica simples. Esta operação realça o contraste da região próxima à borda da mama, a qual é caracterizada pelo baixo contraste e pobre definição dos detalhes. Para separar a região de fundo o algoritmo Lloyd* (1982 apud FERRARI et al., 2000), que é uma técnica de limiarização interativa para projeto de quantizadores com baixa distorção, foi aplicado. Essa técnica usa informação da distribuição da intensidade de níveis de cinza (histograma), avaliando cada uma das N possibilidades de quantização para determinar qual delas provoca menos distorção. O procedimento iterativo termina quando o valor ϵ da distorção atinge a condição ($\epsilon \leq 0,05$), ou o número de interações alcança um limite específico.

Após o processo de separação do objeto na imagem, um operador morfológico binário, abertura, foi utilizado para eliminar os pequenos ruídos resultantes do processo de limiarização. Com isso, a borda aproximada foi extraída e suavizada por uma técnica de interpolação. Outros processos foram aplicados na imagem afim de obter uma segmentação anatômica dos mamogramas permitindo detectar o músculo peitoral e o disco glandular.

*LLOYD, S. P. (1982). Least squares quantization in PCM. IEEE Transactions on Information Theory, v. 28, n. 2, p.129-137, mar. Vozes apud FERRARI, R. J.; RANGAYYAN, R. M.; DESAUTELS, J. E. L.; FRÈRE, A. F. (2000). Segmentação de mamogramas: Identificação da borda da mama, músculo peitoral e disco glandular. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, CBEB'2000, p. 1255-1261.

*SUCKLING, J.; PARKER, J.; DANCE, D. R.; ASTLEY, S.; HUTT, I, BOGGIS, C. R. M., RICKETTS, I.; STAMATAKIS, E.; CERNEAZ, N., KOK, S. L., TAYLOR, P.; BETAL, D.; SAVAGE, J. (1994). The mammographic image analysis society digital mammogram database. In: Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, Gale A. G.; Astley, S. M.; Dance, D. R.; Cairns, A. Y. England, 1069, p. 375-378 Vozes apud FERRARI, R. J.; RANGAYYAN, R. M.; DESAUTELS, J. E. L.; FRÈRE, A. F. (2000). Segmentação de mamogramas: Identificação da borda da mama, músculo peitoral e disco glandular. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, CBEB'2000, p. 1255-1261.

Um total de 66 imagens da base de dados Mini-MIAS* (SUCKLING et al., 1994 apud FERRARI et al., 2000) foram processadas e os resultados obtidos foram analisados visualmente por um radiologista especialista. As imagens foram digitalizadas em 1024×1024 *pixels* com 8 bits de resolução de contraste.

O método utilizado para pré-processar a imagem permitiu detectar corretamente a borda da mama em 61 imagens. Entretanto, foi necessário aplicar um operador morfológico após a limiarização para alcançar esse resultado, sendo que ainda 5 das 66 imagens apresentaram pequenas distorções nas bordas causadas pelo elevado nível de ruído encontrado na região de fundo destas imagens.

No mesmo ano, Gavrielides et al. (2000) utilizaram uma técnica de pré-processamento em um sistema CAD desenvolvido para a segmentação automática de agrupamentos de microcalcificações. O método utilizado na etapa inicial foi dividido em dois passos. O primeiro separou a região da mama na imagem para reduzir o tempo de processamento total eliminando as possíveis fontes de falso-positivo. Em seguida, um filtro mediano, com tamanho 11×11 *pixels*, e uma subtração foram utilizados para suavizar ruídos presentes na região da mama.

Depois que a região da mama foi identificada e realçada, a imagem foi dividida em sub-imagens com tamanho 16×16 *pixels*. O tamanho da sub-imagem foi determinado através de informações clínicas sobre o possível tamanho de uma microcalcificação. As microcalcificações foram segmentadas usando uma limiarização local sobre as sub-imagens. A técnica de limiarização empregada para distinguir as sub-imagens, que contém microcalcificação e as de tecido normal, foi baseada no método de Jain e Dubuisson (1992). Nessa técnica, uma descrição quantitativa do histograma (Figura 3.5) foi determinada através de 8 características.

Figura 3.5 – Ilustração do histograma.

Fonte: GAVRIELIDES et al. (2000).

(i) área da primeira região (*first mode* – Figura 3.5), calculada através de a_1

$$a_1 = \sum_{x=h_1}^v f(x) \quad (3.10)$$

onde, $f(x)$ é a função histograma e x denota o nível de cinza da imagem.

(ii) área da segunda região (*second mode* – Figura 3.5), calculada através de a_2

$$a_2 = \sum_{x=v+1}^{h_2} f(x) \quad (3.11)$$

(iii) área da outra região (*outer lobe* – Figura 3.5), calculada através de a_3

$$a_3 = \sum_{x=h_2+1}^{h_{max}} f(x) \quad (3.12)$$

onde, h_{max} determina o nível de cinza máximo.

(iv) relação entre o “pico” e o “vale” do *lobe* principal, rpv , dada por

$$rpv = \frac{f(v)}{\max f(x)em[h_1, h_2]} \quad (3.13)$$

onde, h_1 e h_2 estão definidos na Figura 3.5.

Se esse teste não for satisfatório, nenhum limiar é determinado para a região analisada, mas se for satisfatório um limiar é selecionado para minimizar a probabilidade de classificação inadequada da região.

(v) contraste médio ($con_{1,2}$) do segundo *mode* em relação ao primeiro, definido por

$$con_{1,2} = \frac{m_2 - m_1}{m_2 + m_1} \quad (3.14)$$

onde,

$$m_1 = \frac{1}{a_1} \sum_{x=h_1}^v x \cdot f(x)$$

$$m_2 = \frac{1}{a_2} \sum_{x=v+1}^v x \cdot f(x)$$

(vi) desvio padrão, $\sigma_{1,2}$

$$\sigma_{1,2} = \frac{\sigma_1}{\sigma_2}, \quad (3.15)$$

onde,

$$\sigma_1 = \sqrt{\frac{1}{a_1} \sum_{x=h_1}^v x \cdot f(x) \cdot (x - m_1)^2}$$

$$\sigma_2 = \sqrt{\frac{1}{a_2} \sum_{x=v+1}^v x \cdot f(x) \cdot (x - m_2)^2}$$

(vii) contraste médio ($con_{1,3}$) do outro *lobe* em relação ao primeiro *mode*, definido por

$$con_{1,3} = \frac{m_3 - m_1}{m_3 + m_1} \quad (3.16)$$

onde,

$$m_3 = \frac{1}{a_3} \sum_{x=h_2+1}^{h_{\max}} x \cdot f(x)$$

(vi) desvio padrão, $\sigma_{1,3}$

$$\sigma_{1,3} = \frac{\sigma_1}{\sigma_3}, \quad (3.17)$$

onde,

$$\sigma_3 = \sqrt{\frac{1}{a_3} \sum_{x=h_2+1}^v x \cdot f(x) \cdot (x - m_2)^2}$$

Com essa descrição, os autores puderam separar as sub-imagens que continham as microcalcificações daquelas que apresentavam apenas tecidos normais. Em seguida, essas sub-imagens foram classificadas usando uma decisão hierárquica baseado em regras *fuzzy*, a qual permite usar sub-conjuntos diferentes de características em níveis de decisões diferentes. Esse processo também permitiu remover os agrupamentos não suspeitos.

Um conjunto de 98 imagens mamográficas digitalizadas em 12 bits com uma *NDT Scan II* foi utilizado para analisar o sistema desenvolvido. Os autores verificaram uma dependência na performance do sistema em relação ao tamanho médio do filtro utilizado. Filtros com máscaras de 21, 31, 41 *pixels* foram aplicados e os resultados obtidos indicaram que o tamanho utilizado pode afetar a performance dos algoritmos, sendo que os filtros com máscaras inferiores a 21 *pixels* permitiram diminuir os casos falso-positivos.

Ojala et al. (2001) desenvolveram um método de pré-processamento baseado em limiarização de histograma, além de um filtro morfológico para suavizar os ruídos provocados pela limiarização.

Afim de propor uma técnica de limiarização voltada às características das imagens mamográficas, os autores inicialmente analisaram os histogramas dos mamogramas digitalizados e observaram que tipicamente esses apresentam dois grupos de *pixels* (Figura 3.6), o primeiro, *Pbg* (iniciado na região “0”), corresponde à região de fundo e o segundo, *Pbr*, à região da mama.

Figura 3.6 – Histograma de um mamograma digitalizado. As variações da esquerda Pbg são devidas aos ruídos da região do fundo do filme. À direita está a região ocupada pela mama.

Fonte - OJALA et al. (2001).

Para o pré-processamento os autores localizaram a posição P_b que determina o valor máximo no grupo Pbr (Figura 3.6). A posição P_b representa uma célula, ou *bin*, com o valor máximo dentro da escala $[P_c, P_{max}]$, onde P_{max} é o limite máximo localizado na região a direita do histograma. A posição P_c foi determinada até satisfazer a eq. (3.18),

$$H(P'_b) - H(P'_c) > v_1 \cdot H_{médio} \quad (3.18)$$

onde, P'_b o valor máximo no histograma. O valor $H_{médio} = 1/(P_{max} - P_{min} + 1) \sum_{i=P_{min}}^{P_{max}}$. O parâmetro v_1 é de 0,8, sendo determinado experimentalmente pelos autores.

O cálculo do limiar (Figura 3.7 – parâmetro t_0) para separar a região da mama foi baseado na condição de que os níveis de ruídos na região de fundo são mais altos que os níveis de ruídos na região da mama. A mudança no nível de ruído é normalmente maior na borda entre as regiões, a qual reflete a mudança na continuidade dos valores do histograma. Em seguida, filtros morfológicos (fechamento e abertura), foram aplicados para suavizar a região da borda e remover os objetos fora da região da mama.

Com a região da mama determinada, os autores aplicaram três métodos alternativos de modelagem de contorno: Transformada de Fourier, *snakes* e funções *splines*, afim de localizar as bordas de 20 imagens selecionadas randomicamente, sendo 10 imagens retiradas da base de dados digital (*Digital Database for Screening Mammography* (DDSM)) da Universidade do Sul da Florida, digitalizadas com resolução de 12 bits, e 10 imagens obtidas com o equipamento *Pinja M6000B CCD* em 12 bits de quantização. Os resultados obtidos indicaram que a borda calculada é coerente com a determinada por especialistas. O método apresenta uma proporção média entre a região da mama segmentada manualmente e a computacional de 96%, sendo considerado pelos autores superior ao método apresentado no trabalho de Heine et al.* (1998 apud OJALA et al., 2001).

Figura 3.7 – Histograma apresenta o valor do limiar (t_0) de uma imagem analisada pelo sistema desenvolvido.

Fonte - OJALA et al. (2001).

*HEINE, J. J.; KALLERGI, M.; CHETELAT, S. M; CLARKE, L. P.; KARSSEMEIJER, N. (1998). Multiresolution wavelet approach for separating the breast region from the background in high resolution digital mammography. In: DIGITAL MAMMOGRAPHY '98, Kluwer, p. 295-298. Vozes apud OLAJA, T.; NÄPPI, J.; NEVOLAINEN, O. (2001). Accurate segmentation of the breast region from digitized mammograms. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, n. 25, p. 47-59.

Também em 2001, Sivaramakrishna et al. (2001) desenvolveram uma técnica para separar automaticamente as regiões densas dos mamogramas. Na etapa inicial o algoritmo de limiarização ótima de Kittler e Illingworth's* (1986 apud SIVARAMAKRISHNA et al., 2001) foi utilizado para separar a região da mama da região de fundo da imagem. Esse algoritmo considera que os *pixels* do objeto, nesse caso a mama, e os *pixels* da região de fundo se diferenciam pelos seus valores de níveis de cinza permitindo determinar duas classes. As funções de densidade de probabilidade condicional das classes, fundo e objeto, são supostamente semelhantes a uma gaussiana e a hipótese de variação idêntica é removida. Basicamente Kittler e Illingworth sugerem uma estratégia para a limiarização baseada nesta suposição:

$$j = 1 + 2 * (P_1 * \log(\sigma_1) + P_2 * \log(\sigma_2)) - 2 * (P_1 * \log(P_1) + P_2 * \log(P_2)), \quad (3.19)$$

onde, J minimiza a classificação de erro e melhora a limiarização correspondente; P_1 e P_2 probabilidade inicial; σ_1 e σ_2 desvio padrão e μ_1 e μ_2 média das classes fundo e objeto. Baseado nesta função de critério de mínimo erro, o valor para o limiar ótimo é determinado.

Nesse estudo foram utilizados 32 mamogramas normais, obtidos do Centro de Mama da Fundação Clínica Cleveland, digitalizados em 12 bits de resolução, com tamanho de *pixel* de 0,058 mm e sub-amostrados por um fator 2 para maior análise.

Os resultados obtidos com a aplicação dessa técnica demonstram uma alta correlação de 53,4% entre a densidade determinada pelo sistema desenvolvido e a apresentada por especialistas. Nesse estudo, uma classificação em termos de porcentagem foi usada para indicar o erro do método computacional em relação ao radiologista. O resultado do algoritmo em não determinar a densidade, com a determinada por um radiologista, foi de 4,7 % em média.

*KITTLER, J.; ILLINGWORTH, J. (1986). Minimum error thresholding. *Pattern Recognition*, v. 19, n. 1, p. 41-47. Vozes apud SIVARAMAKRISHNA, R.; OBUCHOWSKI, N. A.; CHICOTE, W. A.; POWELL, K. A. (2001). Automatic segmentation of mammographic density. *Academic Radiology*, n. 3, v. 8, p. 250-256, mar.

Papadopoulos et al. (2002) desenvolveram uma técnica de pré-processamento para um sistema CAD. Para eliminar as variações de brilho encontradas no fundo das imagens e localizar a região da mama os autores desenvolveram um processo de limiarização que ajusta para “0” todos os *pixels* da imagem com valores de intensidade de brilho menor que “20” já que muitos desses *pixels* fazem parte da área do fundo da imagem. Entretanto, esse processo pode criar objetos na região da mama. Por isso, um processo de dilatação morfológica foi aplicado com um raio de elemento de estrutura de 30 *pixels** (~ 1,5 mm) provocando a expansão da região da mama incluindo todos os objetos localizados na vizinhança. Todos os *pixels* que não pertenciam a área expandida foram ajustados para valor de intensidade “0” permitindo a remoção do fundo. Os artefatos localizados na borda da região da mama também foram eliminados.

Após separar a mama da região de fundo com essa técnica de pré-processamento, os autores empregaram um módulo de segmentação para separar as possíveis microcalcificações e uma técnica baseada em conectividade de 8 para criar os agrupamentos das possíveis microcalcificações. Finalmente, para classificá-las foi utilizada uma rede neural *feedforward*. Para avaliar o sistema, os autores o testaram sobre as bases de dados *Nijmegen** (KASSEMEIJER, 1993 apud PAPADOPOULOS et al., 2002) e MIAS* (SUCKLING et al., 1994 apud PAPADOPOULOS et al., 2002). Os

*KASSEMEIJER, N. (1993) Adaptive noise equalization and recognition of microcalcifications in mammography. *Inter J Pattern Recog Artif Intel*; v. 7, p.1357–76. Vozes apud PAPADOPOULOS, A.; FOTIADIS, D. I.; LIKAS, A. (2002). Na automatic microcalcification detection system based on a hybrid neural network classifier. *Artificial Intelligence in Medicine*, v. 25, p. 149-167.

*SUCKLING, J.; PARKER, J.; DANCE, D. R.; ASTLEY, S.; HUTT, I, BOGGIS, C. R. M., RICKETTS, I.; STAMATAKIS, E.; CERNEAZ, N., KOK, S. L., TAYLOR, P.; BETAL, D.; SAVAGE, J. (1994). The mammographic image analysis society digital mammogram database. In: *Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography*, Gale A. G.; Astley, S. M.; Dance, D. R.; Cairns, A. Y. England, 1069, p. 375-378. Vozes apud PAPADOPOULOS, A.; FOTIADIS, D. I.; LIKAS, A. (2002). Na automatic microcalcification detection system based on a hybrid neural network classifier. *Artificial Intelligence in Medicine*, v. 25, p. 149-167.

resultados obtidos mostraram que o sistema foi capaz de detectar mais de 90% dos agrupamentos de microcalcificação existentes nas imagens.

3.2.2 – Remoção de ruído

Um outro método muito utilizado para melhorar a qualidade de uma imagem radiográfica no estágio inicial do processamento é a remoção de ruídos, que permite preservar as informações das bordas de áreas suspeitas da imagem. Um dos métodos empregado com esse objetivo é o filtro passa-baixa. Esse atenua com as componentes da imagem de alta frequência, mantendo inalterados os componentes de baixa frequência, ou seja, deixa passar as baixas frequências. Componentes de alta frequência ocorrem quando se tem uma variação espacial brusca dos níveis de cinza como é o caso dos ruídos e contornos entre *fases* distintas da imagem. O efeito de aplicação de um filtro de passa-baixa é o de suavização (uniformização) dos níveis de cinza de uma imagem. Também pode ser utilizado o filtro média e passa-alta. Porém, no caso específico da imagem radiográfica, onde se pode encontrar variações de níveis de cinza na região de fundo devido ao efeito “heel” ou estrutura anatômica, uma das técnicas muito utilizada na literatura para eliminar os ruídos da região de fundo é o ajuste da função de fundo (CHINANDER et al., 2000). Essa técnica permite remover as altas frequências provocadas pelos ruídos não apresentando problemas na análise das informações de baixo contraste (CHUNG e LEININGER, 1990).

Para utilizar essa técnica deve-se selecionar um conjunto de *pixels* em posições aleatórias na região de fundo da imagem. Em seguida, aplica-se a função matemática que permita representar através de uma superfície as variações encontradas na região de fundo. Normalmente, para criar a superfície utiliza-se função polinomial de segundo grau (CHINANDER et al., 2000). Uma operação de subtração também é empregada entre a imagem original e a superfície afim de eliminar os ruídos da imagem.

3.2.2.1 – Ajuste da função de fundo

Katsuragawa et al. (1988) desenvolveram um método semi-automático para analisar a textura do pulmão em radiografia digital afim de detectar e distinguir doenças intersticiais. Esse trabalho busca isolar na imagem radiográfica os detalhes finos de textura na densa anatomia do pulmão, utilizando 4 etapas. Inicialmente, as radiografias

foram digitalizadas com tamanho de *pixel* de 0,1 mm e 10 bits de quantização e divididas em aproximadamente 20 regiões de interesses (ROI's). As ROI's foram selecionadas manualmente com 64×64 *pixels* em cada espaço intercostal.

Em seguida, para criar uma superfície da região de fundo, um ajuste da função de fundo 2D baseado no método de mínimos quadrado, foi calculado. Segundo os autores, uma aproximação de superfície com um polinômio de alto grau, para ajustar padrões de flutuação relativamente pequenos, requer muito tempo computacional. Por isso, nesse sistema foram analisadas apenas superfícies polinomiais de primeiro a terceiro grau. Após analisar os resultados obtidos os autores selecionaram a superfície polinomial de segundo grau como suficiente para criar uma região uniforme.

Um exemplo do processo de correção, utilizado para uniformizar as variações de intensidade de brilho da imagem, é mostrado na Figura 3.8. A imagem original, com as variações de brilho, é apresentada na Figura 3.8(a). A superfície do fundo construída, através do ajuste de superfície 2D, é mostrada na Figura 3.8(b) e a imagem corrigida (Figura 3.8(c)) foi obtida pela subtração entre a superfície do fundo (Figura 3.8(b)) e a imagem original (Figura 3.8(a)).

Os métodos de pré-processamento e análise de textura foram aplicados sobre regiões de interesse (ROI) de imagens do pulmão normal e imagens com três tipos de doenças. As imagens com doença apresentavam nódulos, retículos e padrões intersticiais. A aplicação da técnica de ajuste de superfície proporcionou bons resultados permitindo distinguir os padrões de textura. Nesse trabalho, os autores consideraram o método de remoção de ruídos importante para a análise de textura, pois permitiu separar os padrões de baixo contraste que caracterizam a doença intersticial.

Figura 3.8 - Perfil 2D da textura do pulmão. (a) imagem original, (b) superfície da região de fundo e (c) imagem com correção de fundo.

Fonte - KATSURAGAWA et al. (1988).

Wu et al. (1992) utilizaram uma técnica de pré-processamento, baseada em função de ajuste de superfície, para um sistema CAD empregado no processo de determinação de agrupamentos de microcalcificação. A técnica de ajuste da superfície utilizou uma função polinomial 2D para criar uma imagem com as variações das intensidades de brilho da região de fundo. Em seguida, um método de subtração foi aplicado entre os níveis de cinza da imagem radiográfica e da superfície obtida com a função polinomial, para corrigir as variações presentes na região de fundo. Segundo os autores, esta técnica foi extremamente importante para que as outras etapas da detecção de microcalcificação possam ser aplicadas.

Para verificar a eficiência no processo de detecção de microcalcificação, os autores aplicaram o sistema em 30 ROI, com tamanho de 32×32 pixels, e conseguiram uma precisão de 100% no processo de classificação das regiões de interesses positiva e negativa.

Chandrasekhar e Attikiouzel (1996) também propuseram uma correção das variações na região de fundo dos mamogramas através de um modelo matemático baseado em funções polinomiais. Nesse trabalho, os autores utilizaram este processo afim de separar o objeto, ou seja, a mama da região de fundo do mamograma.

Inicialmente afim de calcular a superfície, os autores utilizaram uma função polinomial baseada no teorema aproximado de *Weirstrass*. Essa função utiliza um polinômio de n graus, o qual minimiza o erro, podendo ser descrito por:

$$a_{00}x^0y^0 + a_{10}x^1y^0 + a_{20}x^2y^0 + \dots + a_{n0}x^ny^0 + a_{01}x^0y^1 + a_{02}x^0y^2 + \dots + a_{0n}x^0y^n \quad (3.20)$$

Os valores de cada *pixel* foram determinados pelos cálculos dos coeficientes do polinômio para x , y com x : $1...N$, y : $1...M$; onde N e M representam as dimensões da superfície. Uma subtração entre a imagem original e a superfície, obtida pela função de ajuste, foi aplicada afim de eliminar as variações encontradas na região de fundo. Segundo os autores, esse método é o mais adequado para mamogramas digitalizados porque produz resultados melhores na determinação da borda em relação às técnicas baseadas em limiarização ou operações morfológicas.

O método foi aplicado em 58 imagens de duas bases de dados: 28 do MIAS* (SUCKLING et al., 1994 apud CHANDRASEKHAR e ATTIKIOUZEL, 1996) e 30 da UCSF/LLNL, que permitiu eliminar os ruídos e proporcionar bons resultados no processo de localização da posição do mamilo na imagem.

Bernardino et al. (1999) aplicaram uma técnica de ajuste de superfície para solucionar problemas encontrados em imagens radiográficas, provocados por variação de luminosidade no fundo. A técnica empregada nesse trabalho utilizou um polinômio

* SUCKLING, J.; PARKER, J.; DANCE, D. R.; ASTLEY, S.; HUTT, I, BOGGIS, C. R. M., RICKETTS, I.; STAMATAKIS, E.; CERNEAZ, N., KOK, S. L., TAYLOR, P.; BETAL, D.; SAVAGE, J. (1994). The mammographic image analysis society digital mammogram database. In: Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, Gale A. G.; Astley, S. M.; Dance, D. R.; Cairns, A. Y. England, 1069, p. 375-378 Vozes apud CHANDRASEKHAR, R.; ATTIKIOUZEL, Y. (1996). Gross segmentation of mammograms using a polynomial model. In: 18th INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, Amsterdam, p. 1056-1058.

de grau arbitrário, eq. (3.20), baseado no teorema de aproximação *Weirtrass** (RAMACHANDRAN e YIANNI, 1994 apud BERNARDINO et al., 1999).

Os autores aplicaram um algoritmo de agrupamento *fuzzy* para segmentar a imagem nos diferentes elementos que a compõem. Os resultados apresentados pelo algoritmo de ajuste de superfície se mostraram satisfatórios para detecção de objetos inteiros, porém uma análise feita em algumas regiões do fundo da imagem apresentou erros na correção das variações das intensidades de brilho.

No mesmo ano, Schmidt et al. (1999) aplicaram o pré-processamento na etapa inicial de um sistema de identificação e interpretação de agrupamentos de microcalcificações. Nesse sistema, a técnica de ajuste de superfície, baseada em uma função polinomial bidimensional de terceiro grau, foi utilizada para corrigir as variações as intensidades de brilho do fundo da imagem original, conforme mostra a Figura 3.9. Em seguida, técnicas para detecção das regiões de agrupamento e interpretação foram utilizadas para identificar e agrupar as possíveis microcalcificações. Para analisar a eficiência, o sistema foi aplicado sobre um conjunto de 272 imagens de 100 pacientes. As imagens foram digitalizadas no digitalizador *Pixelizer 6k* (Medical Diagnostic Computing, Zeiss, Hannover, Germany), com resolução espacial de 91,5 μm . O sistema apresentou resultados coerentes no processo de uniformização e conseqüentemente bons resultados no processo de detecção de agrupamentos, permitindo detectar aproximadamente 90% dos agrupamentos detectados existentes nas imagens.

*RAMACHANDRAM, C.; YIANNI, A. (1994). Gross Segmentation of Mammogramas Using a Polynomial Model. Proceedings of the IEEE-EMBS, v. 16 Vozes apud BERNARDINO, A. V.; AMPARO, A. B.; ALFONSO, C. M.; CONCEPCIÓN, S. G.; JESÚS, S. B. (1999). Preprocessing of Radiological Images: Comparison of the Application of Polynomic Algorithms and Artificial Neural Networks to the Elimination of Variations in Background Luminosity. In: International Work-Conference on Artificial and Natural Neural Networks, Spain, 1999. *Anais*, Spain, v. 2, n. 1607, p. 452-459.

Figura 3.9 – Correção das variações de intensidade de brilho do fundo. Na parte superior as representações 3D das imagens (a), (b) e (c). A imagem (a) é a original, (b) é a função de ajuste fundo baseado em regressão polinomial e (c) é a imagem corrigida.

Fonte - SCHMIDT et al. (1999).

Chinander et al. (2000) desenvolveram um método computadorizado para caracterização de padrões de textura dos ossos, afim de ajudar na avaliação de risco relacionadas as fraturas. Na etapa inicial, os autores utilizaram uma função de ajuste de superfície para modelar as variações de brilho encontradas na imagem. A função matemática utilizada para construir a superfície foi um polinômio de segundo grau baseado em ajuste de mínimos quadrados. Segundo os autores, o propósito desta correção foi remover pequenos ruídos presentes na imagem devido à variação da espessura do osso e ao fenômeno físico dado pelo efeito “heel”.

Após aplicar essa etapa de pré-processamento, uma transformada de Fourier foi empregada para categorizar a magnitude e as frequências dos padrões de textura do osso. Nesse estudo as imagens utilizadas foram digitalizadas com uma *Konica LD4500* com resolução espacial de 0,121 mm e resolução de contraste de 1.024 níveis de cinza e foram divididas em regiões de interesses (ROI) de 64 x 64 *pixels*. As imagens radiográficas utilizadas foram obtidas com técnicas de exposição diferentes. A uniformização das intensidades de brilho permitiu obter melhores resultados no

processo de análise de textura, porém os parâmetros de exposição afetaram as características por isso devem ser controlados.

CAPÍTULO 4

Materiais e Métodos

4.1 – Introdução

Neste capítulo são apresentados os procedimentos experimentais empregados para obtenção dos parâmetros dos sistemas radiográficos necessários ao desenvolvimento dos algoritmos, assim como os métodos e processos computacionais utilizados. Os materiais e programas utilizados no desenvolvimento dessa tese de doutorado foram implementados, em sua maioria, em ambiente de programação *Delphi*. Rotinas em *C* e *Matlab* também foram utilizados. O sistema operacional utilizados foi *Microsoft Windows XP* de 32 bits preemptivo multitarefa. As etapas necessárias para o desenvolvimento do projeto são descritas a seguir.

4.1.1 – Materiais

- Para testar e validar os algoritmos de localização do centro do campo de radiação e de correção do efeito “heel” geramos radiografias utilizando discos de alumínio e fantasmas de mão como objetos;
- Determinamos experimentalmente o centro do campo nessas imagens utilizando um cilindro de alinhamento;
- Determinamos também experimentalmente o ângulo de inclinação do anodo com uma matriz de orifício. Esse ângulo é utilizado no modelo de simulação do campo de radiação.

4.1.2 – Métodos

Os algoritmos de simulação desenvolvido nesse trabalho são:

- Simulação do campo de raios X e de imagens virtuais;
- Localização do eixo anodo/catodo no campo simulado
- Localização do centro do campo
- Correção do efeito “heel”

O campo simulado, com o eixo anodo/catodo e centro determinados é utilizado para localizar o eixo anodo/catodo e o centro da imagens radiográficas. O método foi testado comparando as determinações experimentais e computacionais dos campos.

4.2 – Dispositivos para obtenção experimental do centro do campo e da inclinação do anodo

Para determinar experimentalmente os parâmetros do equipamento radiográfico existem vários dispositivos. Um dos dispositivos disponível comercialmente e de fácil acesso para localizar o centro do campo de radiação é o teste de superposição feito com um cilindro de acrílico (Figura 4.1). Esse dispositivo é composto basicamente por 2 esferas radiopacas com diâmetros de 0,8 mm, uma localizada na base superior e outra na base inferior do cilindro, a altura do cilindro de 15 cm.

O alinhamento do eixo central ocorre quando sobrepomos as esferas radiopacas, superior a inferior, como mostrada na Figura 4.2(a). O resultado indica a coincidência tanto no eixo anodo/catodo, bem como a perpendicularidade do eixo. Se a imagem da esfera superior se encontrar sobre o primeiro círculo (± 1 cm) ou segundo círculo (± 2 cm) (Figura 4.2(b) e 4.2(c)) indicará o desalinhamento do dispositivo de teste em relação ao eixo central. Nesse caso, devemos repetir o teste de alinhamento até que ocorra a sobreposição das esferas.

Figura 4.1 – Dispositivo utilizado para realização do teste de alinhamento de feixe e sistema de colimação.

Fonte – SANTOS (2003).

Figura 4.2 – Resultados obtidos com o teste: (a) as duas esferas se sobrepõem determinando a posição do centro do campo, (b) quando a esfera superior (sombra maior) intercepta o círculo inferior, o desalinhamento é de 1% e (c) quando a esfera superior intercepta o círculo externo, o desalinhamento é de 2%.

Fonte – SANTOS (2003).

O segundo parâmetro é o ângulo de inclinação do anodo. Utilizamos uma matriz de orifícios (Figura 4.3), consistindo de uma placa de chumbo com formato circular na qual foram feitos 100 orifícios dispostos radialmente, no cálculo desse parâmetro (OLIVEIRA, 1995). Os furos foram feitos com uma inclinação igual à prevista para o feixe de raios X. A placa de chumbo foi montada sobre placas de alumínio e acrílico para reforçar o conjunto.

Figura 4.3 – Matriz de orifícios.

Fonte: OLIVEIRA (1995).

Para determinação do ângulo de inclinação do anodo devemos posicionar o chassi carregado sobre a mesa ou suporte, e colocar a matriz de câmeras de orifícios (OLIVEIRA, 1995) no centro do campo. Esse dispositivo permite medir o tamanho do ponto focal para duas posições *C* e *B* (Figura 4.4) do campo de radiação.

Com a obtenção do tamanho do ponto focal nas posições *C* e *B*, calculamos o ângulo de inclinação do anodo através da eq. (4.1):

$$\alpha = \arctan \left(\frac{a_{centro} * \left(\frac{dx}{d_1 + d_2} \right)}{a' - a_{centro}} \right) \quad (4.1)$$

onde, a_{centro} é o valor da dimensão maior do ponto focal no centro do campo (posição *C*), a' é o valor da dimensão maior do ponto focal em uma outra posição do eixo anodo/catodo (posição *B*), dx é a distância do centro à nova posição (distância *CB*), d_1 é a distância entre o ponto focal e o objeto, e d_2 é a distância entre o objeto e o plano imagem.

Figura 4.4 - Representação do ponto focal no centro do campo e em outra posição.

Fonte: OLIVEIRA (1995).

4.3 – Dispositivos para obtenção das imagens radiográficas

Para obter as imagens de teste desenvolvemos um dispositivo, denominado *Dispositivo A* (Figura 4.5(a)). Esse dispositivo é composto por duas barras laterais e bases que permitem fixar tanto o dispositivo na mesa do aparelho radiográfico quanto o cassete. A base maior apóia-se na mesa do equipamento com os pés fixadores. Com isso, evitamos que, após obter o centro do campo, o dispositivo seja deslocado acidentalmente durante o processo de geração das imagens experimentais. O movimento da base, onde se apóia o cassete, permite alterar a distância do foco em relação ao sistema de registro. O intervalo de variação possível da altura foco/filme está entre 5 e 35 cm. Os parafusos laterais são utilizados para fixar a base na distância desejada para obtenção da imagem experimental.

Figura 4.5 – (a) Ilustração do dispositivo utilizado para obtenção das imagens, (b) Disposição dos discos de alumínio sobre o cassete.

Para obter as imagens necessárias para testar o método de correção do efeito “heel” desenvolvido neste trabalho, utilizamos um fantoma de mão da *Phantom Laboratory* (Figura 4.6), pertencente à Universidade de Mogi das Cruzes no laboratório da professora Dr^a Márcia A. S. Bissaco. Esse fantoma é composto de um conjunto de ossos humanos dentro de um molde de tamanho médio composto por material denominado *Rando*. Esse material permite simular a absorção de raios X e número atômico do tecido humano.

Figura 4.6 – Fantoma de mão construído com material *Rando*.

4.4 – Algoritmos

4.4.1 – Simulação da distribuição do feixe de radiação

Para determinar automaticamente a posição do centro do campo de radiação, inicialmente simulamos as intensidades de radiação em todos os pontos do campo em função das características do sistema radiográfico. Utilizamos o modelo de Kramers para representar o processo de emissão da radiação *bremsstrahlung* e o método da aproximação com diminuição constante da velocidade (*continuous slowing-down approximation* ou *CSDA*) para considerar a influência do efeito “heel” (SILVA, 1998).

Na imagem simulada resultante, determinamos o centro do campo de radiação e o eixo anodo/catodo, assim como pontos de controle (PC) de 2 em 2 cm nesse eixo.

Calculamos a variação das intensidades de radiação ($\Delta I/R$) entre cada *pixel* do campo simulado e o centro desse campo.

4.4.2 – Determinação da correspondência espacial

Para determinar a correspondência espacial entre a imagem simulada e a imagem radiográfica é necessário localizar nela a projeção do eixo anodo/catodo do tubo de raios X. Para tanto, deve ser utilizada uma das propriedades do efeito “heel” que é de distribuir as intensidades do campo de radiação, na direção perpendicular, simetricamente ao eixo anodo/catodo. Assim, a partir da simulação da distribuição pode ser encontrada a posição do eixo anodo/catodo (Figura 4.7(a)) (TERRY et al., 1999).

Para analisar esse parâmetro, inicialmente deve-se determinar a região da imagem em que se deseja efetuar a análise, ou seja, a região de interesse (ROI). Nesse caso, procuramos a ROI na região de fundo da imagem onde não exista presença de objetos, apenas informações da influência do efeito “heel”. A magnitude de gradiente consegue fazer uma boa definição das fronteiras do objeto na imagem (YANOWITZ e BRUCKSTEIN, 1989). Em vista disso, busca-se utilizar um método que permita construir uma imagem que possa identificar as regiões ocupadas pelo objeto com confiabilidade.

O processo de identificação, indicado pelo diagrama de blocos (Figura 4.8), é baseado no método de Yanowitz e Bruckstein (1989), onde aplicamos um filtro passa-baixa para suavizar a imagem, permitindo proporcionar um número menor de erros na determinação da magnitude. Após a etapa de suavização, a magnitude de gradiente deve ser calculada para a imagem. Yanowitz e Bruckstein não especificaram qual detector de bordas deveria ser utilizado. Desta forma, utilizamos o detector de borda de Sobel (GONZALEZ e WOODS, 2000), pois apresenta bons resultados na detecção das bordas em qualquer direção, para calcular a magnitude de gradiente. A seguir, aplicamos uma técnica de limiarização (PARKER, 1996) para determinar o valor de limiar. Todo esse processo serviu para eliminar os *pixels* de baixa magnitude, possibilitando desse modo armazenar apenas os *pixels* com alta magnitude de gradiente, em uma matriz denominada “imagem referência”.

Em seguida, aplicamos uma varredura na direção ortogonal da projeção do eixo anodo/catodo na “imagem referência” com o objetivo de localizar uma região sem a

limitação dessa região para selecionar uma ROI na radiografia. Dividimos essa ROI em duas partes e selecionamos, de forma aleatória, duas faixas, *A* e *B* (Figura 4.7(b)).

(a)

(b)

Figura 4.7 - (a) Distribuição das densidades perpendicularmente ao eixo anodo/catodo; (b) Divisões da imagem para determinação do eixo anodo/catodo.

Figura 4.7 - (a) Distribuição das densidades perpendicularmente ao eixo anodo/catodo; (b) Divisões da imagem para determinação do eixo anodo/catodo.

Figura 4.8 – Diagrama de blocos ilustrando as etapas do processo que constrói a “imagem referência” para seleção da ROI.

Para diminuir o ruído quântico presente na direção ortogonal do eixo anodo/catodo da imagem, selecionamos pontos nas faixas A e B , com distância de 1 cm entre eles, e aplicamos uma regressão polinomial de segundo grau (PRESS et al., 1992), baseado em métodos de mínimos quadrados. Em seguida, analisamos a similaridade das densidades dos *pixels* dos lados S_1 e S_2 . Nessa comparação, calculamos o valor médio (região 3×3 *pixels*) dos níveis de cinza dos *pixels* dessas faixas. A comparação *pixel* a *pixel* foi realizada até encontrar os *pixels* S_{1A} e S_{2A} que apresentavam o maior percentual de semelhança dos seus níveis de cinza para faixa A . Para medir a similaridade, empregamos uma função de correlação estatística r (PRATT, 1974), dada pela eq. (4.2).

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n x_i y_i - \frac{1}{n} \left(\sum_{i=1}^n x_i \right) \left(\sum_{i=1}^n y_i \right)}{\sqrt{\left(\sum_{i=1}^n x_i^2 - \frac{1}{n} \left(\sum_{i=1}^n x_i \right)^2 \right) \left(\sum_{i=1}^n y_i^2 - \frac{1}{n} \left(\sum_{i=1}^n y_i \right)^2 \right)}} \quad (4.2)$$

onde, x_i é o valor em níveis de cinza do *pixel* i na região S_{1A} , y_i é o valor em níveis de cinza do *pixel* i na região S_{2A} e n é o número de *pixels* analisados.

A metade da distância entre os *pixels* semelhantes indica a projeção do eixo anodo/catodo na imagem (M_1). Aplicamos esta análise na faixa B determinando o M_2 . A projeção do eixo anodo/catodo na imagem passa por M_1 e M_2 . O método proposto para identificar a projeção do eixo anodo/catodo é apresentado no diagrama de blocos da Figura 4.9.

Figura 4.9– Diagrama de blocos ilustrando as etapas do processo de determinação automática do eixo anodo/catodo.

A seguir, aplicamos uma varredura na matriz “imagem referência”, na direção do eixo anodo/catodo, afim de localizar as coordenadas limites x e y sem a presença das fronteiras dos objetos. Utilizamos essas coordenadas para selecionar uma ROI nessa direção (Figura 4.10). Na ROI, selecionamos uma linha de forma aleatória. Capturamos um conjunto de pontos de 1 em 1 cm nesse eixo e calculamos a função representativa do eixo anodo/catodo da radiografia (b-spline), através de (OJALA et al., 2001):

onde, os pontos de controle são representados por p_i ($i = 0, \dots, n$), n é o número dos pontos do polígono de controle, $B_{i,k}(t)$ são chamadas de funções base de ordem k ($k > 0$). As funções base são calculadas pela seguinte forma recursiva de Cox-de Boor (BOOR, 1972):

$$B_{i,1}(t) = \begin{cases} 1, & \text{se } t_i \leq t < t_{i+1} \\ 0, & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (4.4)$$

$$B_{i,k}(t) = \frac{(t - t_i)B_{i,k-1}(t)}{t_{i+k-1} - t_i} + \frac{(t_{i+k} - t)B_{i+1,k-1}(t)}{t_{i+k} - t_{i+1}}, \quad (4.5)$$

onde, $t_0 \leq t_1 \leq \dots \leq t_n+k$ são os nós da parametrização.

Figura 4.10 – Pontos selecionados na imagem radiográfica para construir a função de comportamento dos níveis de cinza na direção do eixo anodo/catodo.

Determinamos os pontos de controle que tinham entre eles uma porcentagem de variação de seus níveis de cinza equivalente às variações da intensidade de radiação encontradas na imagem simulada. Nesse caso, pode ser considerado que as variações de

níveis de cinza são correspondentes às variações da intensidade de radiação porque trabalhamos na parte da curva H.D. onde a relação exposição x densidade é linear.

Aplicamos a eq.(4.2) para medir a similaridade entre os valores dos dois conjuntos analisados. A Figura 4.11 mostra os pontos selecionados na linha do eixo anodo/catodo da imagem radiográfica e da imagem simulada.

Figura 4.11 – Seleção de pontos de controle das imagens simulada e radiográfica para processo de localização do centro do campo de radiação.

Para analisar a correspondência entre os pontos da simulação e os da imagem radiográfica, aplicamos uma função de mapeamento polinomial baseada na técnica de mínimos quadrados (ZITOVÁ & FLUSSER, 2003). Sobrepussemos os pontos de controle das duas imagens permitindo localizar o centro do campo da imagem radiográfica. A Figura 4.12 apresenta um diagrama de blocos do método descrito para localização do centro do campo de radiação.

Figura 4.12 – Diagrama de blocos ilustrando as etapas do processo de determinação automática do centro do campo de radiação.

4.4.3 – Correção do efeito “heel”

Com a determinação da posição do centro do campo automatizada e o espectro de intensidade de radiação $I_0(E)$ produzido no interior do alvo para todos os pontos do campo de radiação calculado, armazenamos os valores de intensidade de cada ponto do campo de radiação simulado em uma matriz chamada “imagem fundo”. Calculamos os percentuais de radiação recebida para cada ponto simulado em relação à radiação no centro do campo e armazenamos novamente na matriz “imagem fundo”. Da mesma forma, calculamos a variação percentual dos níveis de cinza do correspondente espacial de cada *pixel* da radiografia e armazenamos numa matriz “imagem radiográfica”.

Em seguida, corrigimos cada ponto da matriz “imagem radiográfica” em função do percentual do ponto correspondente na matriz “imagem fundo”. Obtemos assim uma nova matriz, “imagem corrigida”, onde cada ponto registra somente as variações provocadas pela absorção das estruturas radiografadas. Convertemos os pontos desta matriz em níveis de cinza tomando como referência o valor do *pixel* central. Assim, construímos uma imagem com as variações dos níveis de cinza corrigidos. A Figura 4.13 apresenta o diagrama de blocos dos principais estágios do método computacional automático para a correção do efeito “heel”.

Figura 4.13 – Diagrama de blocos ilustrando as etapas do método computacional automático para a correção do efeito "heel".

4.5 – Testes dos algoritmos

Um conjunto de imagens experimentais foi gerado, tanto para comparar a determinação da posição do centro do campo obtido experimentalmente com a calculada computacionalmente, quanto para testar a eficiência da correção do efeito “heel”. As imagens de disco de alumínio foram obtidas com um sistema de registro sem tela intensificadora, diferentes técnicas de exposição e diferentes equipamentos. Essas modificações ocorreram para deslocar a projeção do campo de radiação sobre o filme e conseqüentemente a distribuição das intensidades na imagem.

Analizamos a variação residual na região de fundo das imagens corrigidas pelo método desenvolvido através do desvio padrão. Esse processo permitiu verificar a porcentagem de variação eliminada e a escala dinâmica dos *pixels* da região de fundo (BEHIELS et al., 2002).

4.6 – Validação do método

Aplicamos o método computacional automático para correção do efeito “heel” em 100 imagens de uma base de dados de domínio público, *DDSM (Digital Database for Screening Mammography)* da Universidade do Sul da Flórida- EUA. O projeto DDSM é um esforço conjunto envolvendo pesquisadores do *Massachusetts General Hospital* (D. Kopans, R. Moore), da Universidade do Sul da Florida (K. Bowyer), e do *Sandia National Laboratories* - EUA (P. Kegelmeyer). Casos adicionais da base foram fornecidos pela Washington University School of Medicine. Essa base de dados possui 2620 casos de pacientes que fizeram exames mamográficos, ou seja, 1310 imagens, sendo duas imagens de cada mama - uma na posição CC e outra na ML. Laudos mamográficos acompanham as imagens fornecendo informações como código de cada paciente, data do exame, classificação na categoria e na composição da densidade mamária de acordo com (BI-RADS - Breast Imaging Report and Data System), assimetria da mama e laudo dado pelo médico.

Também aplicamos o método sobre imagens de radiografias da mão (300 imagens digitalizadas com 300 dpi de resolução e 8 bits de quantização de um banco que está sendo construído pelo grupo de pesquisa do Prof. Dr. Evandro L. L. Rodrigues

do Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade de São Paulo - São Carlos), de pacientes com idade entre 7 e 18 anos.

CAPÍTULO 5

Resultados e Discussão

5.1 – Obtenção dos parâmetros dos sistemas radiológicos e das imagens experimentais

Para avaliar os algoritmos desenvolvidos, realizamos exposições com o *Senographe 500T* (EQUIPAMENTO A), do Laboratório de Imagens Médicas da Universidade de Mogi das Cruzes, e com o *Philips-M80* (EQUIPAMENTO B), do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto. Utilizamos os filmes *Mamo-M* e *Minr 2000* sem tela intensificadora e colocamos sobre o cassete, 5 discos de alumínio de 10 mm de diâmetro e 1,5 mm de espessura.

Determinamos a posição do centro do campo de radiação dos equipamentos radiográficos *A* e *B* com o cilindro de acrílico de feixe paralelo (Figura 4.1) e marcamos esse centro com uma seta de chumbo, para possibilitar a comparação entre a posição obtida experimentalmente e a posição determinada computacionalmente. Calculamos o ângulo de inclinação do anodo (α) sendo 22° e 17° para os equipamentos *A* e *B*, respectivamente. Realizamos várias exposições com o *Dispositivo A* que permitiu:

- não movimentar o cassete entre a obtenção de duas imagens;
- variar a distância foco/objeto.

As imagens foram obtidas com as técnicas de exposição, listadas na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Condições de exposição para obtenção das radiografias.

Técnica	Equipamento	Tensão elétrica (kVp)	Corrente (mA)	Tempo (s)	Dfo (mm)	Filme
1	A	34	160	1	450	Mamo-M
2	A	34	160	1	450	MinR2000
3	A	34	200	1	500	MinR2000
4	B	40	200	1	600	MinR2000

As Figuras 5.1(a), 5.1(b), 5.2(a) mostram algumas imagens obtidas com o equipamento *A*. A imagem obtida com o equipamento *B* é mostrada na Figura 5.2(b). As radiografias de 18 x 24 cm foram digitalizadas em um aparelho *VIDAR – Diagnostic Pro*, do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto com 169 μm de resolução espacial e 8 bits de resolução de contraste.

Modificamos o sistema de registro (técnica 2) e o equipamento (técnica 4). Mudamos a distância foco/filme (técnica 3) para deslocar a projeção do campo de radiação sobre o filme e conseqüentemente a distribuição das intensidades na imagem.

As Figuras 5.1(c), 5.1(d), 5.2(c) e 5.2(d) mostram, respectivamente, o histograma com a distribuição dos níveis de cinza dos *pixels* das imagens das Figuras 5.1(a), 5.1(b), 5.2(a) e 5.2(b). As Figuras 5.1(e), 5.1(f), 5.2(e) e 5.2(f) apresentam através de gráficos tridimensionais a influência do efeito “heel” na superfície das imagens das Figuras 5.1(a), 5.1(b), 5.2(a) e 5.2(b), respectivamente. Analisando esses gráficos, observamos que o efeito “heel” provoca densidades menores para os objetos posicionados entre os pontos 0 e 200, na direção do eixo anodo/catodo, e maiores para os objetos localizados próximo ao centro do campo de radiação, entre os pontos 800 e 900 no mesmo eixo.

Figura 5.1 – Radiografias com: (a) técnica de exposição 1; (b) técnica de exposição 2; (c) e (d) histograma de níveis de cinza e (e) e (f) mostram a representação 3D da distribuição de níveis de cinza das imagens.

Figura 5.2 – Radiografias com: (a) técnica de exposição 3; (b) técnica de exposição 4; (c) e (d) histograma de níveis de cinza e (e) e (f) mostram a representação 3D da distribuição de níveis de cinza das imagens.

5.2 – Determinação computacional do centro do campo de radiação

Aplicamos o algoritmo para localização do centro do campo de radiação nas imagens experimentais. As Figuras 5.3(a), 5.3(b), 5.3(c) e 5.3(d) mostram, respectivamente, os resultados obtidos após a aplicação do detector de bordas e limiarização nas radiografias obtidas com as técnicas de exposição 1, 2, 3 e 4.

Figura 5.3 – Imagens obtidas após aplicação do detector de borda e limiarização nas radiografias com a: (a) técnica 1, (b) técnica 2, (c) técnica 3 e (d) técnica 4.

As Figuras 5.4(a), 5.4(b), 5.4(c) e 5.4(d) apresentam, respectivamente, as faixas selecionadas nas regiões *A* e *B* das radiografias obtidas com as técnicas 1, 2, 3 e 4, após aplicação da regressão polinomial. A metade da distância entre os *pixels* semelhantes indica a projeção do eixo anodo/catodo na imagem.

Figura 5.4 – Níveis de cinza ao longo das faixas *A* e *B* para determinação da projeção do eixo anodo/catodo nas radiografias: (a) técnica 1, (b) técnica 2, (c) técnica 3 e (d) técnica 4.

A Tabela 5.2 apresenta os valores de correlação após o ajuste entre os pontos de controle das simulações e das radiografias obtidas com as técnicas de exposição 1, 2, 3 e 4.

Tabela 5.2 – Correlação (C) entre os pontos de controle das simulações e das imagens radiográficas e porcentagem (%).

Ponto de controle	Técnica 1		Técnica 2		Técnica 3		Técnica 4	
	C	%	C	%	C	%	C	%
1	0,887	89%	0,904	90%	0,913	91%	0,901	90%
2	0,844	84%	0,787	79%	0,901	90%	0,888	89%
3	0,846	85%	0,857	86%	0,853	85%	0,817	82%
4	0,886	89%	0,882	88%	0,876	88%	0,953	95%
5	0,869	87%	0,834	83%	0,912	91%	0,959	96%
6	0,873	87%	0,969	97%	0,937	94%	0,878	88%
7	0,951	95%	0,957	96%	0,971	97%	0,911	91%
8	0,984	98%	0,942	94%	0,909	91%	0,844	84%
9	0,966	97%	0,983	98%	0,991	99%	---	---

As Figuras 5.5(a) e 5.5(b) mostram, respectivamente, os resultados obtidos na localização do eixo anodo/catodo e do centro do campo de radiação nas imagens experimentais das Figuras 5.1(a) e 5.1(b), processadas em função dos dados obtidos com a simulação. A linha branca horizontal indica a posição da projeção do eixo anodo/catodo e a intersecção com a linha branca perpendicular mostra a posição do centro do campo de radiação. A posição determinada experimentalmente é indicada pela seta.

Figura 5.5 – Localização do eixo anodo/catodo e centro do campo na radiografia: (a) obtida com a técnica de exposição 1 e (b) obtida com a técnica de exposição 2.

Nas Figuras 5.6(a) e 5.6(b) apresentamos, respectivamente, os resultados obtidos na localização da posição do eixo anodo/catodo e centro do campo de radiação das radiografias obtidas com a técnica de exposição 3 e 4.

Figura 5.6 – Localização do eixo anodo/catodo e centro do campo nas radiografias obtidas com a: (a) técnica 3 e (b) técnica 4.

A Tabela 5.3 apresenta as coordenadas em *pixels* dos centros medidos e calculados pelo algoritmo, assim como o desvio entre eles. O sinal colocado no valor do desvio indica se a localização do centro calculada esta antes (-) ou após (+) a posição da seta de chumbo considerada como referência.

Tabela 5.3 - Localização do centro, medido e calculado, desvio (em *pixels*) e distância real (em mm).

Técnica	Coordenadas da		Coordenadas da		Desvio		Distância	
	posição do centro		posição do centro		(pixels)			real
	medido (pixels)		calculado (pixels)					
	X	Y	X	Y	X	Y	(mm)	
1	937	425	925	431	-12	+6	2,27	
2	935	353	929	330	-6	-23	4,02	
3	1024	355	1004	333	-20	-20	4,78	
4	518	496	568	504	-50	-8	8,57	

A Tabela 5.3 apresenta os valores de correlação obtidos com a função de custo, ou seja, a similaridade existente entre os pontos de controle da simulação com a imagem radiográfica. A média total da similaridade para cada imagem esta em torno de 90%.

Esse valor é considerado favorável por Dekker et al. (2003), que avaliou imagens de radioterapias.

A Tabela 5.5 traz os erros na localização final do centro do campo. A maior distância em relação a posição determinada experimentalmente foi de 8,57 mm. Isto representa 4,3 % do tamanho do eixo anodo/catodo. Como o filme sofre influência de ruído quântico, digitalização e processamento, pequenos erros podem ser encontrados tanto para determinação do eixo anodo/catodo como na determinação da posição do centro do campo. A influência desses erros foi analisada em relação ao desempenho do método de correção no item seguinte.

Fizemos exposições, com os mesmos parâmetros radiográficos, mas com marcas de filme diferente (técnicas 1 e 2), modificamos também o equipamento e a tensão elétrica aplicada ao tubo (técnicas 3 e 4), afim de avaliar o comportamento do algoritmo com alterações de parâmetros. As Figuras 5.1(a), 5.1(b), 5.2(a) e 5.2(b) apresentavam diferenças de níveis de cinza devido as técnicas diferentes. Entretanto, os resultados apresentados nas Figuras 5.5(a), 5.5(b), 5.6(a) e 5.6(b) mostram que o algoritmo foi eficiente na determinação do eixo anodo/catodo e do centro para todos os casos.

5.3 – Método computacional automático para correção do efeito “heel”

Aplicamos o método automático para corrigir as variações dos níveis de cinza provocadas pelo efeito “heel” sobre as imagens obtidas com as condições de exposição das técnicas 1, 2, 3 e 4. Analisamos a semelhança com os pontos de controle marcados nos eixos simulados e nas radiografias.

As Tabelas 5.4 e 5.5 apresentam os percentuais de variação entre os pontos de controle, determinados através da técnica de mapeamento e o desvio entre eles. O sinal indica se o valor da simulação foi maior (+) ou menor (-) que o obtido no filme.

Tabela 5.4 – Variações encontradas na projeção do eixo anodo/catodo da intensidade da matriz “imagem fundo” (IF), da matriz “imagem radiográfica” (IR), obtidas com as técnicas de exposição 1, 2, 3 e 4, e desvio (%).

Posição (cm)	Técnica 1			Técnica 2			Técnica 3			Técnica 4		
	IF	IR	(%)	IF	IR	(%)	IF	IR	(%)	IF	IR	(%)
	(%)	(%)		(%)	(%)		(%)	(%)		(%)	(%)	
-14	21,0	21,0	0,0	14,0	13,1	+ 0,9	18,0	17,0	+ 1,0	---	---	---
-12	14,0	12,0	+ 2,0	12,0	11,6	+ 0,4	13,0	11,3	+ 1,7	15,0	13,3	+ 1,7
-10	9,0	7,0	+ 2,0	8,0	7,0	+ 1,0	9,0	8,0	+ 1,0	9,0	8,0	+ 1,0
-8	6,0	5,0	+ 1,0	6,0	5,2	+ 1,8	7,0	6,0	+ 1,0	5,0	4,0	+ 1,0
-6	4,0	3,0	+ 1,0	4,0	3,0	+ 1,0	5,0	5,2	- 0,2	3,0	3,2	- 0,2
-4	2,0	2,0	0,0	2,0	1,0	+ 1,0	3,0	3,0	0,0	1,0	2,0	- 1,0
-2	1,0	1,0	0,0	1,0	0,0	+ 1,0	2,0	1,4	+ 0,6	1,0	1,0	0,0
0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0

Tabela 5.5 – Variações encontradas na direção ortogonal a projeção do eixo anodo/catodo da intensidade da matriz “imagem fundo” (IF), da matriz “imagem radiográfica” (IR), obtidas com as técnicas de exposição 1, 2, 3 e 4, e desvio (%).

Posição (cm)	Técnica 1			Técnica 2			Técnica 3			Técnica 4		
	IF	IR	(%)	IF	IR	(%)	IF	IR	(%)	IF	IR	(%)
	(%)	(%)		(%)	(%)		(%)	(%)		(%)	(%)	
-6	1,0	2,0	- 1,0	1,0	0,5	+ 0,5	1,4	2,0	- 0,6	1,0	1,4	- 0,4
-4	1,0	1,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,6	1,0	- 0,4	0,0	0,0	0,0
-2	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
2	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
4	0,8	0,5	+ 0,3	0,3	0,2	+ 0,1	1,0	0,8	+ 0,2	0,0	0,0	0,0
6	1,0	1,0	0,0	1,0	1,0	0,0	1,0	1,6	- 0,6	1,0	1,6	- 0,6

As Figuras 5.7(a) e 5.7(b) mostram, respectivamente, os resultados obtidos após aplicação do método automático para correção do efeito “heel” sobre as radiografias obtidas com as técnicas 1 e 2. Os histogramas de níveis de cinza das imagens das Figuras 5.7(a) e 5.7(b) são mostrados nas Figuras 5.7(c) e 5.7(d). As Figuras 5.7(e) e 5.7(f) mostram a representação tridimensional dos níveis de cinza de toda a superfície das imagens das Figuras 5.7(a) e 5.7(b) depois da correção do efeito “heel”.

De forma análoga, apresentamos nas Figuras 5.8(a) e 5.8(b) os resultados obtidos após aplicação do método para correção do efeito “heel” nas radiografias obtidas com as técnicas 3 e 4, respectivamente. O histograma de níveis de cinza das imagens 5.8(a) e 5.8(b) são mostrados, respectivamente, nas Figuras 5.8(c) e 5.8(d). As representações 3D dos níveis de cinza de toda a superfície das imagens das Figuras 5.8(a) e 5.8(b), depois da correção do efeito “heel” são mostradas, respectivamente, nas Figuras 5.8(e) e 5.8(f).

Os resultados obtidos após a aplicação do método desenvolvido (Figuras 5.7(a), 5.7(b), 5.8(a) e 5.8(b)), mostram que houve uma uniformização dos níveis de cinza da região de fundo. Nas Figuras 5.7(c), 5.7(d), 5.8(c) e 5.8(d), observamos que, depois da correção, os histogramas apresentam uma distribuição gaussiana, como deveria ser. As representações tridimensionais da distribuição dos níveis de cinza ao longo das imagens das Figuras 5.7(e), 5.7(f), 5.8(e) e 5.8(f), mostram que o método conseguiu uniformizar as regiões de fundo, mas principalmente representa todos os objetos com o contraste que deveriam ter.

Os resultados apresentados nas Tabelas 5.4 e 5.5 mostram uma boa coerência entre os valores medidos nas matrizes “imagem radiográfica” e os obtidos através da simulação (matrizes “imagem fundo”) com desvios não superiores a 2,0%.

Figura 5.7 – imagem obtida após utilização do método automático de correção do efeito “heel” com: (a) técnica de exposição 1, (b) técnica de exposição 2, (c) e (d) histogramas de níveis de cinza e (e) e (f) distribuição de níveis de cinza ao longo das imagens.

Figura 5.8 – imagem obtida após utilização do método automático de correção do efeito “heel” com: (a) técnica de exposição 3, (b) técnica de exposição 4, (c) e (d) histogramas de níveis de cinza e (e) e (f) distribuição de níveis de cinza ao longo das imagens.

5.4 – Aplicação do método em fantoma de mão

Utilizamos o fantoma de mão da *Phantom Laboratory*, do laboratório de análise de imagens médicas @Ladim da Prof^a Dr^a Márcia A. S. Bissaco, para avaliar o comportamento do método desenvolvido, nas imagens de estruturas anatômicas. As exposições foram feitas no equipamento *B*, utilizando chassi *metaltrônica*, tela *kodak Lanex Regular* e filme *IBF*. Os filmes foram digitalizados no aparelho *VIDAR – Diagnostic Pro*, do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto com 169 μm de resolução espacial e 8 bits de resolução de contraste. A Figura 5.9 apresenta uma imagem obtida com os parâmetros empregados na rotina diagnóstica: 40 kVp, 2,5 mA, 1s e distância foco/imagem de 100 cm.

Figura 5.9 – Radiografia obtida com o fantoma de mão da *Phantom Laboratory*.

A Figura 5.10(a) mostra a imagem obtida após a aplicação do detector de bordas e a limiarização, denominada imagem “referência”, na imagem da Figura 5.9. A Figura 5.10(b) apresenta as faixas selecionadas nas regiões *A* e *B* após aplicação da regressão polinomial.

Figura 5.10 – (a) imagem “referência” obtida após aplicação do detector de bordas e limiarização e (b) representação gráfica das faixas selecionadas nas regiões *A* e *B* para determinação do eixo anodo/catodo na radiografia.

A Tabela 5.6 apresenta os valores de correlação após o ajuste entre os pontos de controle da simulação e da radiografia da mão.

Tabela 5.6 – Correlação (C) entre os pontos de controle da simulação e da radiografia e porcentagem (%).

Ponto de controle	C	%
1	0,953	95%
2	0,909	91%
3	0,930	93%
4	0,870	87%
5	0,939	94%
6	0,946	95%
7	0,918	92%
8	0,929	93%
9	0,893	89%

A Figura 5.11 mostra o resultado obtido na localização do eixo anodo/catodo e do centro do campo de radiação na imagem processada em função dos dados obtidos com a simulação. A linha branca horizontal indica a posição da projeção do eixo anodo/catodo e a intersecção com a linha branca perpendicular mostra a posição do centro do campo de radiação, assinaladas pela setas em vermelho. A posição determinada experimentalmente esta no cruzamento das duas linhas assinaladas na Figura 5.11 pelas setas azuis.. Nesse caso, a diferença entre a posição determinada computacionalmente e a posição determinada experimentalmente foi de 8,38 mm. Isto representa 3,76 % do tamanho do eixo anodo/catodo dessa imagem.

A Figura 5.12(a) mostra o resultado obtido após aplicação do método para correção do efeito “heel” na radiografia de mão. As Figuras 5.12(b) e 5.12(c) apresentam, respectivamente, os níveis de cinza dos *pixels*, de uma faixa da região de fundo, antes e após a correção do efeito “heel”, nas direções paralela e perpendicular, respectivamente.

Figura 5.11 – Localização do eixo anodo/catodo e da posição do centro do campo na radiografia.

(a)

(b)

(c)

Figura 5.12 – (a) Imagem obtida após utilização do algoritmo para correção do efeito “heel” aplicado sobre a radiografia, níveis de cinza obtidos antes e após aplicação do método de correção: (b) direção do eixo anodo/catodo e (c) direção perpendicular.

De forma semelhante às imagens experimentais, os resultados apresentados com a radiografia do fantoma de mão mostram que a partir dos níveis de cinza entre os lados S_1 e S_2 , foi possível localizar a projeção do eixo anodo/catodo e o centro do campo de radiação com precisão de 96,24 % do tamanho do eixo anodo/catodo. Os valores de correlação entre os pontos de controle da simulação com a imagem radiográfica estão acima dos 90%, portanto adequados (Dekker et al. (2003)) para determinação da correspondência espacial.

A Figura 5.12(a) apresenta os resultados obtidos após a aplicação do método automático de correção do efeito “heel” na radiografia, mesmo quando são utilizados os mesmos parâmetros da rotina diagnóstica. As representações gráficas da Figura 5.12(b) e 5.12(c), mostram que o método conseguiu uma boa uniformização da região de fundo da imagem em relação a sua representação original (Figura 5.9).

5.5 – Aplicação do método em imagens médicas

Depois de avaliarmos o comportamento do método em imagens experimentais, o método desenvolvido foi aplicado em 100 mamografias dos 2620 casos existentes na base de dados *DDSM* (*Digital Database for Screening Mammography*) da Universidade do Sul da Flórida – EUA e em 25 casos das 300 radiografias da mão do banco *LAVI* (*Laboratório de Visão Computacional*) do Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade de São Paulo - São Carlos - Brasil.

A Figura 5.13(a) mostra uma imagem da base de dados *DDSM* com 16 bits de resolução de contraste, re-amostrada em 84 μm de resolução espacial. A Figura 5.13(b) mostra uma imagem de radiografia de mão da base *LAVI* com 8 bits de resolução de contraste e 84 μm de resolução espacial.

Figura 5.13 – (a) Mamografia *DDSM* digitalizada e (b) Radiografia da mão *LAVI* digitalizada.

Aplicamos o algoritmo para localização do centro do campo de radiação nas imagens da mama e da mão. As Figuras 5.14(a) e 5.14(b) apresentam as imagens “referências” obtidas após aplicação do detector de bordas e limiarização.

Figura 5.14 – Imagem obtida após aplicação do detector de borda e a limiarização: (a) na mamografia; (b) na radiografia de mão.

Utilizando as imagens “referências”, selecionamos as linhas na direção anodo/catodo e na direção perpendicular para determinação dos parâmetros desejados. As Figuras 5.15(a) e 5.15(b) mostram as imagens com as linhas marcadas.

Figura 5.15 – Imagem com linhas marcadas para quantificar a influência do efeito “heel”: (a) na imagem da Figura 5.13(a); (b) na imagem da Figura 5.13(b).

Escolhemos as linhas, na direção anodo/catodo e perpendicular a essa, e calculamos o valor médio (região 3×3 pixels) dos níveis de cinza dos pixels dessas linhas para quantificar a influência do efeito “heel”. As Figuras 5.16(a), 5.16(b), 5.16(c) e 5.16(d) mostram a influência do efeito “heel” na direção anodo/catodo e na perpendicular dessas imagens.

Figura 5.16 – Níveis de cinza da imagem da Figura 5.15(a): (a) na direção anodo/catodo; (b) na direção perpendicular ao eixo; Níveis de cinza da imagem da Figura 5.15(b): (c) na direção anodo/catodo; (d) na direção perpendicular ao eixo.

As Figuras 5.17(a) e 5.17(b) apresentam, após aplicação da regressão polinomial, os níveis de cinza das faixas seleccionadas *A* e *B* para as imagens mostradas respectivamente nas Figuras 5.13(a) e 5.13(b).

Figura 5.17 – Faixas selecionadas nas regiões *A* e *B* para determinação do eixo anodo/catodo na imagem: (a) da Figura 5.13(a); (b) da Figura 5.13(b).

A Tabela 5.7 apresenta os valores de correlação após o ajuste entre os pontos de controle das simulações para a mamografia e a radiografia da mão.

Tabela 5.7 – Correlação entre os pontos de controle das simulações e das imagens radiográficas e porcentagem.

Ponto de controle	Correlação Porcentagem		Correlação Porcentagem	
	Mamografia		Radiografia de mão	
1	0,898	90%	0,899	90%
2	0,811	81%	0,970	97%
3	0,947	95%	0,987	98%
4	0,999	100%	0,870	87%
5	0,994	99%	0,912	91%

As Figuras 5.18(a) e 5.18(b) mostram os resultados obtidos na localização da posição do eixo anodo/catodo e centro do campo de radiação respectivamente para as imagens das Figuras 5.13(a) e 5.13(b).

Figura 5.18 – Localização do eixo anodo/catodo e centro do campo: (a) na mamografia; (b) na radiografia de mão.

A Figura 5.19(a) mostra o resultado obtido após aplicação do método para correção do efeito “heel” na mamografia. As Figuras 5.19(b) e 5.19(c) apresentam os gráficos antes e após a correção do efeito “heel” respectivamente nas direções paralela e perpendicular ao eixo anodo/catodo.

Figura 5.19 – (a) imagem obtida após correção do efeito “heel” na mamografia; níveis de cinza obtidos antes e após aplicação do método de correção: (b) na direção anodo/catodo, (c) na direção perpendicular a essa.

A Figura 5.20(a) mostra o resultado obtido após aplicação do método para correção do efeito “heel” na radiografia da mão. As Figuras 5.20(b) e 5.20(c) apresentam, respectivamente, os gráficos antes e após a correção do efeito “heel”.

Figura 5.20 – (a) imagem obtida após correção do efeito “heel” na imagem da radiografia da mão; níveis de cinza obtidos antes e após aplicação do método de correção: (b) na direção eixo anodo/catodo, (c) direção perpendicular a essa.

Os métodos empregados para obter as imagens “referências” foram importantes para separar a região do fundo em relação aos objetos no processo de seleção das linhas utilizadas para o processamento. A regressão eliminou os ruídos e permitiu analisar a tendência de comportamento desses dados. O comportamento dos níveis de cinza na direção perpendicular ao eixo é a mesma encontrada nas imagens experimentais. A metade da distância (M_1 e M_2) entre os *pixels* simétricos permitiu determinar a projeção do eixo anodo/catodo nas imagens.

A Tabela 5.13 apresenta os valores de correlação, ou seja, as similaridades existentes entre os pontos de controle da simulação com a radiografia. A média de similaridade entre os pontos de controle está em torno de 92%, portanto adequada para aplicação do mapeamento.

Os dados obtidos no processo de determinação da projeção do eixo anodo/catodo e localização do centro do campo de radiação, mostram que o método pode ser considerado eficiente. Os resultados obtidos tanto no eixo anodo/catodo quanto na direção perpendicular, Figuras 5.19(b), 5.19(c), 5.20(b) e 5.20(c), mostram a uniformização das regiões de fundo em relação à variação existente nas imagens ainda não processadas.

5.6 – Tempo de processamento

O tempo médio de processamento em um processador Pentium IV 2.8 Ghz para localização da projeção do eixo anodo/catodo e centro do campo para as imagens obtidas com as técnicas 1, 2, 3 e 4 foi de aproximadamente 2 minutos e o tempo utilizado para localizar o centro do campo e corrigir as variações do efeito “heel” nas radiografias experimentais foi de aproximadamente 7 minutos.

Para as radiografias do fantoma de mão, o tempo médio de processamento nesse processador para aplicação do método desenvolvido também ficou em torno de 7 minutos, aproximadamente. Já para as imagens médicas, o tempo médio de processamento foi de aproximadamente 15 minutos.

5.7 – Validação do método

5.7.1 – Análise da variação residual

A eficiência do método foi avaliada inicialmente através da análise quantitativa da variação residual do fundo, como mostra a Tabela 5.8.

Tabela 5.8 – Desvio padrão (σ) obtido após aplicação do método.

Imagem	Sem correção (σ)	Com correção (σ)	%*
Figura 5.1(a)	22,86	0,63	97,25
Figura 5.9	8,81	1,12	87,28
Figura 5.13(a)	1242,66	150,94	87,85
Figura 5.13(b)	3,29	0,71	78,41

*Porcentagem do desvio padrão removido.

Observamos que o método automático de correção do efeito “heel” tem um bom desempenho permitindo eliminar em média 87,69 % das variações das densidades presentes nas imagens.

5.7.2 – Pré-processamento em radiografia de mão

Uma avaliação do método foi feita por Olivete et al. (2004) que pré processaram imagens radiográficas de mão utilizando o método desenvolvido nesse trabalho. Os autores calcularam as áreas correspondendo à imagem original de cada osso e as compararam com as áreas obtidas após o pré-processamento. Foram analisadas 19 áreas correspondendo aos ossos das falanges e metacarpos. Em seguida, foi aplicada uma técnica para ajuste da imagem, baseada em filtros de suavização, e técnicas de limiarização para aplicações genéricas. A limiarização aplicada sobre as imagens de mão sem correção do efeito “heel” resultou em uma média de 168,37% de área, significando que as áreas calculadas foram em média 68,37% maiores que as medidas na imagem não processada.

Quando o método foi aplicado sobre uma imagem onde o efeito “heel” foi removido com nosso método, o resultado médio obtido foi de 96,03%, perdendo apenas 3,97% dos *pixels* da imagem original. Para comparar a eficiência de cada técnica de limiarização quando aplicado nas imagens com e sem efeito “heel”, Olivete et al. (2004) geraram gráficos individuais para cada método. O gráfico da Figura 5.21 ilustra a média percentual das áreas encontradas com as técnicas de limiarização aplicadas nas imagens sem correção do efeito “heel” e a Figura 5.22 a média após a correção do efeito “heel”.

Figura 5.21 – Média percentual da área da mão nas imagens processadas sem a correção do efeito “heel”.

Fonte: Olivete et al. (2004).

Figura 5.22 – Média percentual da área da mão nas imagens processadas após a correção do efeito “heel”.

Fonte: Olivete et al. (2004).

A Figura 5.21 mostra que nenhuma das técnicas de limiarização apresentou resultados satisfatórios. Em todos os casos as áreas encontradas foram maiores quando comparadas às áreas originais, sendo de 37% a 64% além do tamanho original. Analisando o gráfico da Figura 5.22, verificou-se que duas técnicas de limiarização conseguiram obter uma boa média em relação à imagem original, como foi o caso da técnica de Otsu e de Niblack, que tiveram uma média entre 97 e 104% respectivamente. Segundo os autores, o algoritmo de correção do efeito “heel” permitiu eliminar as variações de intensidade do fundo das imagens e auxiliar o pré-processamento das imagens de mão empregadas no acompanhamento clínico do crescimento humano.

5.7.3 – Pré-processamento em mamografia

Como outra avaliação, analisamos o desempenho de um sistema CAD na detecção das lesões numa mamografia original e em outra pré-processada com o método de correção desenvolvido. O sistema CAD foi desenvolvido por Pereira Junior (2004).

A Figura 5.23 mostra a mamografia original, sem a correção, com as regiões com lesões indicadas pelo CAD. Após a correção, o resultado obtido é mostrado na Figura 5.24. Comparando as Figura 5.23 e 5.24 constatamos que o número de regiões diminuiu. A região inferior da imagem era Falso-Positivo (FP) e foi eliminada após aplicação do algoritmo melhorando o desempenho do sistema CAD.

Figura 5.23 – Regiões detectadas na mamografia.

Figura 5.24 – Detecção da região na mamografia após aplicação do método de correção do efeito “heel”.

A Figura 5.25(a) mostra um outro caso da base de dados *DDSM*, sem a correção, e as regiões detectadas. De forma análoga, empregamos o método computacional automático de correção do efeito “heel” antes do processamento nessa imagem. O resultado da detecção é apresentado na Figura 5.25(b). Nesse caso, também observamos que o número das regiões diminuiu restando apenas a região onde se constata presença de lesão.

(a)

(b)

Figura 5.25 – (a) Detecção das regiões em um segundo caso da base de dados *DDSM*.
(b) detecção das regiões na mamografia após aplicação do método de correção do efeito “heel”.

Como estudo exploratório, esses resultados indicam que o pré-processamento utilizado na etapa inicial pode melhorar a qualidade da imagem e conseqüentemente aumentar o desempenho do sistema CAD.

CAPÍTULO 6

Conclusões

A determinação da posição do centro do campo de radiação é necessária para uma avaliação consistente de vários parâmetros dos sistemas de raios X. Existem na literatura vários dispositivos experimentais desenvolvidos para esta localização. Entretanto, fatores importantes limitam o uso desses aparelhos, sendo o principal a segurança do operador durante o procedimento já que a localização do dispositivo experimental traz riscos de exposição à radiação. O método computacional desenvolvido permite localizar com sucesso a projeção do eixo anodo/catodo e a posição do centro do campo de radiação apenas utilizando informações da imagem radiográfica. Essa contribuição é importante já que na literatura não há registro de métodos computacionais desenvolvidos para esse fim.

As comparações realizadas entre o algoritmo desenvolvido e uma técnica convencional de localização do centro do campo de radiação (teste de superposição feito com um cilindro de acrílico) mostram que o primeiro é mais rápido e fácil de ser executado. A precisão também é muito boa já que o algoritmo permitiu localizar a projeção do eixo anodo/catodo e do centro do campo de radiação com desvio inferior a 1% em todos os testes realizados. Esse pequeno desvio ocorre devido provavelmente à influência do ruído quântico, da digitalização e do processamento.

O método computacional automático considera as representações físicas empregadas no processo da obtenção de imagens para corrigir as variações das densidades ópticas. Esse método supera as técnicas de correção propostas por Highnam et al. (1996) e Pawluczyk & Yaffe (2001), onde a posição do dispositivo de gravação em relação a fonte de raios X deve ser marcado em cada imagem.

O método de correção do efeito “heel” desenvolvido permite não somente que os níveis de cinza de todos os pontos do fundo da imagem sejam aproximadamente

constantes (variação média máxima de 12,31%), quanto que os objetos apresentam densidades ópticas coerentes com suas absorções específicas.

As aplicações computacionais (CAD) que requerem a análise das densidades dos *pixels* das radiografias (PEREIRA JUNIOR (2004), OLIVETE (2004)) são prejudicadas pelo efeito “heel”, que provoca mudança de contraste. Por isso, antes da aplicação de um sistema CAD são utilizadas técnicas de pré-processamento que reduzam as variações das densidades do fundo da imagem radiográfica. O método desenvolvido neste trabalho foi utilizado para pré-processar imagens radiográficas da mão e mamografias mostrando resultados preliminares satisfatórios no desempenho desses sistemas.

O tempo computacional gasto para aplicação do método em imagens radiográficas com resolução espacial de 84 μ m, foi de aproximadamente 15 minutos em média. O tempo gasto para pré-processar imagens com essa resolução com uma das funções convencionais, a função de ajuste de fundo baseada em polinômio de segundo grau, foi de aproximadamente 3 minutos. Na rotina diagnóstica essa técnica não fornece resultados satisfatórios principalmente porque não reproduzem, após a correção, as densidades específicas fornecidas pelas diferentes estruturas anatômicas. Seria portanto, necessário estudar meios de diminuir esse tempo, por exemplo, usando sistemas distribuídos.

6.1 – Sugestões para trabalhos futuros

- Quantificar os efeitos produzidos no pré-processamento de imagens radiográficas, pelo método computacional automático de correção do efeito “heel” desenvolvido no doutorado e comparar o desempenho de sistemas CAD quando esse e outros métodos são utilizados para realçar informações importantes das imagens radiográficas;
- Estudo de outras funções de custo e mapeamento, em substituição ou combinação com as funções atualmente empregadas na localização do centro do campo de radiação.

Referências Bibliográficas

ABAK, T.; BARIS, U.; SANKUR, B. (1997). The performance of thresholding algorithms for optical character recognition. In.: CONFERENCE ON DOCUMENT ANALYSIS AND RECOGNITION, ICDAR'97, Germany, pp. 697-700.

BAXES, G. A. (1994) *Digital Image Processing – Principles and Applications*. Canada. John Wiley & Sons.

BEHIELS, G., MAES, F., VANDERMEULEN, D, SUETENS, P. (2001-a), Retrospective Correction of the Heel Effect in Hand Radiographs, In: Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI), Utrecht, The Netherlands. Lecture Notes in Computer Science, pp. 301-308.

BEHIELS, G., MAES, F., VANDERMEULEN, D, SUETENS, P. (2001-b), Retrospective Correction of the Heel Effect in Conventional Hand Radiographs”, In: IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis (MMBIA). IEEE Press, Kauai, HI, pp. 87-94.

BEHIELS, G., MAES, F., VANDERMEULEN, D, SUETENS, P. (2002), Retrospective Correction of the Heel Effect in Hand Radiographs, *Medical Image Analysis*, 6, pp. 183-190.

BERNARDINO, A. V.; AMPARO, A. B.; ALFONSO, C. M.; CONCEPCIÓN, S. G.; JESÚS, S. B. (1999). Pre-processing of Radiological Images: Comparison of the Application of Polynomial Algorithms and Artificial Neural Networks to the Elimination of Variations in Background Luminosity. In: International Work-

Conference on Artificial and Natural Neural Networks, Spain, 1999. *Anais*, Spain, v. 2, n. 1607, pp. 452-459.

BHANU, B. (1986). Automatic target recognition: State of the art survey. *IEEE Transactions on Aerospace and Electronics Systems*, v. 22, pp. 364-379.

BOOR, C. On Calculing with B-Splines, *J. Approx. Theory*, v. 6, p. 50-62, 1972.

CHANDRASEKHAR, R.; ATTIKIOUZEL, Y. (1996). Gross segmentation of mammograms using a polynomial model. In: 18th INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, Amsterdam, pp. 1056-1058.

CHINANDER, M. R.; GIGER, M. L.; MARTELL, J. M.; FAVUS, M. J. (2000). Computerized analysis of radiographic bone patterns: Effect of imaging conditions on performance. *Medical Physics*, v. 27, n. 1, pp. 75-85, jan.

CHOW, C. K.; KANEKO T. (1972). Automatic Boundary Detection of the Left Ventricle from Cineangiograms. *Computers and Biomedical Research*, v. 5, pp. 380-410, fev.

CHUNG, J. C. H.; LININGER, G. G. (1990). Compensation of Non-Uniform Illumination and Background Variations Using Recursive Least Squares Algorithm. *Journal of Crystal Growth*, v. 103, pp. 389-397.

COWEN, A. R., BRETTLE, D. S., WORKMAN, A. (1993). Technical note: Compensation for field non-uniformity on a mammographic X-ray unit. *The British Journal of Radiology*, v. 66, pp. 150-154, Feb.

DAVIES, D. H.; DANCE, D. R. (1990). Automatic computer detection of clustered calcifications in digital mammograms. *Physics Medical and Biological*, v. 35, n. 8, pp. 1111-1118.

DEKKER, N., PLOEGER, L. S., HERK, M. V. (2003). Evaluation of cost functions for gray value matching of two-dimensional images in radiotherapy. *Medical Physics*, v. 30, n. 5, pp. 778-784.

DOI, K., FRAMES, B., ROSSMAN, K. (1975). New device for accurate measurements of the x-ray intensity distribution of x-ray tube focal spots. *Medical Physics*, v. 02, n. 05, pp. 268-273.

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

FERRARI, R. J.; RANGAYYAN, R. M.; DESAUTELS, J. E. L.; FRÈRE, A. F. (2000). Segmentação de mamogramas: Identificação da borda da mama, músculo peitoral e disco glandular. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, CBEB'2000, pp. 1255-1261.

FERRARI, R. J.; RANGAYYAN, R. M.; DESAUTELS, J. E. L.; FRÈRE, A. F. (2001). Analysis of asymmetry in mammograms via directional filtering with gabor wavelets. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, n. 9, v. 20. pp. 953-964, set.

FRITZ, S. L.; LIVINGSTON, W. H. (1982). A Comparison of Computed and Measured Heel Effect for Various Target Angles. *Medical Physics*. v. 9, n. 2, pp. 216-219.

FRITZ, S. L.; LIVINGSTON, W. H. (1985). The Effect of Anode Curvature on Radiographic Heel Effect. *Medical Physics*. v. 12, n. 4, pp. 443-446.

FUNG, K. K. L.; GILBOY, W. B. (2000). "Anode Heel Effect" on patient dose in lumbar spine radiography. *The British Journal of Radiology*, v. 73, pp. 531-536, mai.

GAVRIELIDES, M. A.; LO, J. Y. VARGAS-VORACEK, R.; JR, C. E. F. (2000). Segmentation of suspicious clustered microcalcifications in mammograms. *Medical Physics*, v. 27, n. 1, pp. 13-22, jan.

GRATALE, P.; WRIGHT, D. L.; DAUGHTRY, L. (1990) Using the Anode Heel Effect for Extremity Radiography. *Radiologic Technology*. v. 61, n. 3, pp. 195-198.

GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. (2000). *Processamento de Imagens Digitais*. São Paulo. Edgard Blücher Ltda.

HIGHNAM, R., BRADY, M., SHEPSTONE, B. (1996), A representation for mammographic image processing, *Med. Image Anal.*, v. 1, pp. 1-18.

JAIN, A. K.; DUBUISSON, M. P. (1992). Segmentation of X-ray and C-scan Images of Fiber Reinforced Composite Materials, v. 25, n. 3, pp. 257-270.

JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. (1983). *The Physics of Radiology*, 4 ed., Illinois, Charles C Thomas Publisher.

KATSURAGAWA, S.; DOI, K.; MACMAHON, H. (1988). Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: Detection and characterization of interstitial lung disease chest radiographs. *Medical Physics*, v. 15, n. 3, pp. 311-319, may.

KRATZAT, M (1998). Evaluating the importance of focal spot sizes in mammography. *Medicamundi*, v.33, n.2, p.74-80, 1988.

MARQUES, M.A. (1998). *Simulação Computacional de Parâmetros Importantes de Sistemas Radiológicos*. São Carlos. 156p. Tese (Doutoramento) – Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo.

MASCARENHAS, N.D.A; VELASCO, F.R.D (1989). *Processamento Digital de Imagens*, ed. Kapelusz, 272p. IV Escola Brasileiro-Argentina de Informática.

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

NAKAGAWA, Y.; ROSENFELD, A. (1979). Some Experiments on Variable Thresholding. *Pattern Recognition*, v. 11, pp. 191-204.

NASCIMENTO, M. Z. (2002). Desenvolvimento de Algoritmos para Correção do Efeito “heel” em Imagens Mamográficas”. São Carlos, 129p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia Elétrica de São Carlos, Universidade de São Paulo.

NASCIMENTO, M. Z.; MARQUES, M. A.; FRÈRE, A. F. (2002). Correction of the Heel effect in Mammographic Images Using Computational Simulation. In: EMBEC’02 – EUROPEAN MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING CONFERENCE, Viena. EMBEC’02 – European Medical and Biological Engineering Conference. 2002. pp. 916-917.

NISHIKAWA, R. M.; JIANG, Y.; GIGER, M. L.; DOI, K.; VYBORNÝ, C. J.; SCHMIDT, R. A. (1992). Computer-aided detection of agrupamented microcalcifications. In.: PROCEEDINGS OF IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE OF SYSTEMS, MAN AND CYBERNETICS, Chicago, pp. 1375-1378.

O'DOHERTY, T. (2003). Review of the effective image Processing techniques of mammograms. Disponível em: <<http://citeseer.nj.nec.com/492758.html>>, Acesso em: 16 set. 2003.

OJALA, T.; NÄPPI, J.; NEVOLAINEN, O. (2001). Accurate segmentation of the breast region from digitized mammograms. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, n. 25, pp. 47-59.

OLIVEIRA, H. J. Q. (1995). *Simulação Computacional da Nitidez de Imagens Radiológicas para Controle de Qualidade*. São Carlos, 188p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

OLIVETE, C. J.; RODRIGUES, E. L. L.; NASCIMENTO, M. Z. (2004). Metodologia de Pré-Processamento Baseada na Correção Do Efeito Heel Aplicada em Imagens Radiográficas da Mão. In: III CONGRESSO LATINO AMERICANO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 2004, João Pessoa. Anais do III Congresso Latino Americano de Engenharia Biomédica, pp. 1375-1378.

PALWLUCZYK, O., YAFFE, M. J. (2001). Field nonuniformity correction for quantitative analysis of digitized mammograms. *Medical Physics*, v.28, n. 4, pp. 438-444.

PAPADOPOULOS, A.; FOTIADIS, D. I.; LIKAS, A. (2002). An automatic microcalcification detection system based on a hybrid neural network classifier. *Artificial Intelligence in Medicine*, v. 25, pp. 149-167.

PARKER, J. R., Algorithms for Image Processing and Computer Vision, John Wiley & Sons, New York, 1996.

PEREIRA JUNIOR, R.R.; HONDA, M.O., RODRIGUES, J.A.H., MARQUES, P. M. A. Detection of non palpable breast lesions using texture features In: 7 th International Workshop on Digital Mammography, 2004, Durham/ NC. Digital Mammography - IWDM2004. Madison Wisconsin: Medical Physics Publishing, 2004.

PRATT, W. K. (1974). Correlation techniques of image registration, *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, n. 10, pp. 353-358.

PRESS, W.H.; TEUKOLSKY, S.A.; VETTERLING, W. T. FLANNERY, B.P. *Numerical Recipes in C. The Art of Scientific Computing*. Second Edition. Cambridge: Cambridge University Press, 1992.

SANTOS, C. E. (2003). Sistema Virtual para Auxiliar a Avaliação dos Equipamentos Radiológicos. São Carlos, 78p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia Elétrica de São Carlos, Universidade de São Paulo.

SCHMIDT, F.; SORANTIN, E.; SZEPEŠVÁRI, C.; GRAIF, E.; BECKER, M.; MAYER, H.; HARTWAGNER, K. (1999). An Automatic Method for the Identification and Interpretation of Clustered Microcalcifications in Mammograms. *Physics Medical Biol.* v. 44, p. 1231-1243.

SILVA, M.A. (2001). *Simulação do Desempenho de Sistemas Écran-Filme em Função do Feixe de Raios X Incidente*. São Carlos. Teste (Doutoramento) – Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo.

SIVARAMAKRISHNA, R.; OBUCHOWSKI, N. A.; CHICOTE, W. A.; POWELL, K. A. (2001). Automatic segmentation of mammographic density. *Academic Radiology*, n. 3, v. 8, pp. 250-256, mar.

TERRY, J. A., WAGGNER, R. G., BLOUGH, M. A. (1999). Half-Value and Intensity Variations as a Function of Position in the Radiation Field for Film-Screen Mammography, *Medical Physics*, v. 26, pp. 259-266.

WU, Y.; DOI, K.; GIGER, M. L.; NISHIKAWA, R. M. (1992). Computerized detection of clustered microcalcifications in digital mammograms: Applications of artificial neural networks. *Medical Physics*, v. 19, n. 3, pp. 555-560, mai/jun.

VIEIRA, M. A. C.; SCHIABEL, H. (2000) - Método Computacional para Projeto de Filtros de Compensação para Uniformização da Intensidade do Feixe em Aparelhos de Raios-X Médicos. In: XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, São José dos Campos (SP), pp. 985 – 990..

YANOWITZ, S. D.; BRUCKSTEIN, A. M. (1989). A New Method for Image Segmentation. *Computer Vision Graphics And Image Processing*, v. 46, p. 82-95.

YIN, F. F.; GIGER, M. L.; DOI, K.; VYBORNÝ, C. J.; SCHMIDT, R. A. (1994). Computerized detection of masses in digital mammograms: Automated alignment of breast images and its effect on bilateral-subtraction technique. *Medical Physics*, v. 21, n. 3, p. 445-452, mar.

ZITOVÁ, B.; FLUSSER, J. (2003). Image registration methods: a survey. *Image and Vision Computing*, n. 21, p. 977-1000.