Campus de São Carlos

**DESENVOLVIMENTO DE ALGORITMOS PARA
CORREÇÃO DO EFEITO "HEEL"
NAS IMAGENS MAMOGRÁFICAS**

Autor: Marcelo Zanchetta do Nascimento

Orientadora: Profª Drª Annie France Frère Slaets

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESCOLA DE ENGENHARIA
DE SÃO CARLOS**

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

Serviço de Pós-Graduação EESC/USP

EXEMPLAR REVISADO

Data de entrada no Serviço: 18 / 01 / 02

Ass.: *Guilherme*

**DESENVOLVIMENTO DE ALGORITMOS
PARA CORREÇÃO DO EFEITO "HEEL"
NAS IMAGENS MAMOGRÁFICAS**

Marcelo Zanchetta do Nascimento

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

DEDALUS - Acervo - EESC

31100036852

ORIENTADOR(A): Profª. Dra. Annie France Frère Slaets

**SÃO CARLOS
2002**

Class.	TESE-EESC
Curti.	113844
Tombo	T0035/02

at 12.2.1102

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

N244d Nascimento, Marcelo Zanchetta do
Desenvolvimento de algoritmos para correção do
efeito "heel" nas imagens mamográficas / Marcelo
Zanchetta do Nascimento. -- São Carlos, 2002.

Dissertação (Mestrado) -- Escola de Engenharia de
São Carlos-Universidade de São Paulo, 2002.
Área: Engenharia Elétrica.
Orientador: Prof^a. Dr^a. Annie France Frère Slaets.

1. Efeito "heel". 2. Processamento de imagens.
3. Simulação computacional. 4. Imagens mamográficas.
5. Raios X. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Tecnólogo MARCELO ZANCHETTA DO NASCIMENTO

Dissertação defendida e julgada em 07-01-2002 perante a Comissão Julgadora:

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

aprovado

Dr. MARCO ANTONIO GUTIERREZ
(Instituto do Coração/INCOR)

aprovado.

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

aprovado

P/ Prof. Doutor MURILO ARAUJO ROMERO
Coordenador do Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Elétrica

JOSE CARLOS A. CINTRA
Presidente da Comissão de Pós-Graduação

*Não repise suas dificuldades e dores,
porque isso prejudica sua vida e provoca desânimo.
Não viva de pensamentos negativos.
Fale sempre de alegrias, progresso e vitória.
Diga: "a força de Deus habita dentro de mim!"
Os bons pensamentos produzem frutos de alegria e
aumentam a felicidade cada dia mais.
A palavra do homem é responsável por estes pensamentos.
(C.Torres Pastorino)*

*Dedico este trabalho a todos que de
alguma forma contribuíram para a sua
realização, especialmente a Deus, ao
Prof. Márcio, a Prof^a Annie, aos meus
pais, Geraldo e Maria Aparecida, e a
minha namorada Monique.*

AGRADECIMENTOS

À Prof (a) Dr^a Annie F. Frère Slaets, pela dedicação, colaboração e competência como orientadora, indispensáveis para a idealização desse trabalho.

Ao Prof. Dr Márcio Alexandre Marques, pela oportunidade, apoio, co-orientação, paciência, colaboração e incentivos dispensados para realização deste trabalho.

À FAPESP, pelo suporte financeiro e por acreditar na importância da realização desse trabalho.

À Monique, minha namorada, pelo carinho, dedicação e compreensão nos momentos de ausência e principalmente pelo amor demonstrado ao longo desses anos.

Aos meus pais Geraldo e Maria Ap. e aos meus irmãos Ana Paula e Marcos, pelos sentimentos de amor, união e confiança sempre demonstrados.

À Dr^a Márcia A. Silva, pelo apoio prestado e pelas discussões sobre simulações computacionais, disposição e paciência em solucionar minhas inúmeras dúvidas.

Aos integrantes do @LADIM, Prof. Dr Henrique, Hamilton, Luiz, Marcelo Barreiro, Ricardo Irita, Nana, Sergio, Sílvia, Ricardo Ferrari, Vivian e aos amigos Clayton, Flavio, Leandro, pelo companheirismo, apoio técnico e/ou psicológico, esclarecimentos de dúvidas e etc.

Ao Roberto (Chico), Lucas, Marcelo (Puff), Honda, Luciene, Edílson, Prof. Dr Paulo e demais integrantes do CHOPI, pela amizade, apoio técnico e pela colaboração em uma das fases do procedimento experimental, etc.

Aos professores, funcionários e amigos do Campus da USP de São Carlos e da Universidade de Mogi das Cruzes, que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho.

Aos amigos da S!D pelo apoio e incentivo, em especial, a Adalberto, Mario, Maria das Graças, Akira, Marcio, Sergio, Cláudio e Antoniassi.

Aos meus amigos e amigas que me acompanharam durante todos esses anos, me incentivaram e me apoiaram. Em especial ao: Anderson, Andres, Gilmar, João Borelli e Enzo.

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

Obrigado a todos!

SUMÁRIO

SUMÁRIO	I
LISTA DE FIGURAS.....	IV
LISTA DE TABELAS.....	VII
RESUMO.....	VIII
ABSTRACT.....	IX
CAPÍTULO 1	1
INTRODUÇÃO	1
1.1 – <i>Motivação.....</i>	1
1.2 – <i>Organização da Dissertação</i>	3
CAPÍTULO 2	4
EFEITO "HEEL"	4
2.1 - <i>Introdução</i>	4
2.2 - <i>Ocorrência do Efeito "Heel"</i>	6
2.3 – <i>Avaliações Experimentais do Efeito "Heel"</i>	9
2.4 – <i>Métodos para Simulação do Efeito "Heel"</i>	12
CAPÍTULO 3	22
TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE IMAGENS UTILIZADAS PARA	
CORREÇÃO DE ILUMINAÇÃO NÃO UNIFORME	22
3.1 - <i>Introdução.....</i>	22
3.1.1 - <i>Representação da Imagem Digital</i>	23
3.1.2 - <i>Tipos de Processamento</i>	23
3.2 – <i>Técnica de Limiarização</i>	24
3.2.1 – <i>Limiarização Global Não Paramétrica usando Distribuição dos</i>	
Níveis de Cinza	26
3.2.2 – <i>Limiarização Ótima usando Distribuição dos Níveis de Cinza.....</i>	29
3.2.3 – <i>Limiarização Ótima usando Gradiente</i>	36
3.2.4 – <i>Limiarização Ótima usando Detector de Bordas.....</i>	41

3.2.5 – Limiarização baseada em Função Integrada.....	45
3.3 – Técnica de Ajuste de Fundo	47
3.3.1 – Técnica de Ajuste de Fundo baseado em Função Polinomial....	47
CAPÍTULO 4	53
CONCLUSÕES DO ESTUDO REALIZADO	53
4.1 – Conclusões do Estudo Realizado.....	53
4.1.1 – Considerações sobre as Técnicas de Processamento de Imagens utilizadas para Correção de Iluminação Não Uniforme	53
4.1.2 – Considerações sobre o Efeito “heel”	54
CAPÍTULO 5	56
MÉTODOS E PROCESSOS	56
5.1. PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS.....	56
5.1.1 – Método Experimental para Obtenção do Ângulo de Inclinação do Anodo	56
5.1.2 - Método Experimental para Obtenção das Imagens Radiográficas.....	58
5.2. PROCEDIMENTOS COMPUTACIONAIS.....	60
5.2.1 - Algoritmo para Correção do Efeito “Heel”	60
5.2.1.1 - Entrada dos Parâmetros	60
5.2.1.2 – Cálculo das Variações das Intensidades de Radiação	62
5.2.1.3 - Correção do Efeito “Heel” nas Imagens Mamográficas.....	67
5.2.2 - Algoritmos de Correção de Iluminação de Cena Baseada nas Técnicas de Limiarização	70
5.2.2.1 - Entrada dos parâmetros	70
5.2.2.2 – Técnica de Limiarização Manual (GONZALEZ & WOODS (2000))	71
5.2.2.2.1 - Descrição do Algoritmo e do Programa Desenvolvido	72
5.2.2.3 – Técnica de Limiarização Ótima baseada em YANOWITZ & BRUCKSTEIN (1989)	74
5.2.2.3.1 - Descrição do Algoritmo e do Programa Desenvolvido	74
5.2.2.4 – Técnica de Limiarização Global baseada em OTSU (1979).....	80
5.2.2.4.1 - Descrição do Algoritmo e do Programa Desenvolvido	80

5.2.2.5 – Técnica de Limiarização Ótima baseada em CHOW & KANEKO (1972)	82
5.2.2.5.1 - Descrição do Algoritmo e do Programa Desenvolvido	82
5.2.3 - Algoritmos de Correção de Iluminação de Cena Baseados em Técnica de Ajuste de Fundo	85
5.2.3.1 – Técnica de Ajuste de Fundo baseada em Função Polinomial..	85
5.2.3.2 – Técnica de Ajuste de Fundo baseada em Função Linear.....	87
5.2.3.3 – Técnica de Ajuste de Fundo baseada em Função Exponencial	89
CAPÍTULO 6	91
RESULTADOS E DISCUSSÕES	91
6.1. <i>OBTENÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS DOS SISTEMAS RADIOLÓGICOS E GERAÇÃO DAS IMAGENS.....</i>	<i>91</i>
6.1.1 – Introdução.....	91
6.1.2 – Obtenção do Ângulo de Inclinação do Anodo	92
6.1.3 – Obtenção das Imagens Radiográficas.....	93
6.2. <i>PROCEDIMENTOS COMPUTACIONAIS.....</i>	<i>97</i>
6.2.1 - Algoritmo para Correção do Efeito “Heel”	97
6.2.1.1 – Discussões sobre o Resultados Obtidos com o Algoritmo para Correção do Efeito “Heel”	103
6.2.2 - Algoritmos de Correção de Iluminação de Cena Baseados nas Técnicas de Limiarização	104
6.2.3 - Algoritmos de Correção de Iluminação de Cena Baseados nas Técnicas de Ajuste de Fundo	106
6.3 – VALIDAÇÃO DO ALGORITMO DESENVOLVIDO.....	109
CAPÍTULO 7	124
CONCLUSÕES.....	124
7.1 – <i>COMPARAÇÃO DAS DIVERSAS TÉCNICAS IMPLEMENTADAS.....</i>	<i>124</i>
7.2. <i>CONCLUSÕES GERAIS.....</i>	<i>126</i>
7.3. <i>SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....</i>	<i>127</i>
CAPÍTULO 8	128
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	128

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1 – DISTRIBUIÇÃO DA INTENSIDADE DE RADIAÇÃO ATRAVÉS DO FEIXE DE RAIOS X (SCAFF (1979)).	5
FIGURA 2.2 – ESQUEMA SIMPLIFICADO DE UM TUBO DE RAIOS X (JOHNS (1983)).	7
FIGURA 2.3 – TIPOS DE CURVATURA DO ANODO (SILVA (1997)).	8
FIGURA 2.4 – ESQUEMA SIMPLIFICADO DA OCORRÊNCIA DO EFEITO "HEEL" (MARQUES (1998)).	9
FIGURA 2.5 – POSIÇÕES ONDE AS MEDIDAS DAS INTENSIDADES DE RADIAÇÃO FORAM FEITAS (TERRY ET AL. (1999)).	10
FIGURA 2.6 – PROCESSO DE EMISSÃO DE FÓTONS PELO ANODO.	14
FIGURA 2.7 – FLUXOGRAMA DO ALGORITMO DESENVOLVIDO PARA O CÁLCULO DO EFEITO "HEEL" (MARQUES (1998)).	16
FIGURA 2.8 – POSIÇÃO DOS CRISTAIS DE FLUORETO DE LÍTIO NO CAMPO DE RADIAÇÃO.	17
FIGURA 2.9 – (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 (SILVA (2001)).	19
FIGURA 3.1 – HISTOGRAMA DE NÍVEIS DE CINZA DE UMA IMAGEM DIGITAL.	25
FIGURA 3.2 – DIVISÃO DA IMAGEM EM JANELAS (NAKAGAWA & ROSENFELD (1979)).	30
FIGURA 3.3 – HISTOGRAMA BIMODAL (JAIN & DUBUISSON (1992)).	30
FIGURA 3.4 – INTERPOLAÇÃO DOS VALORES DE LIMIARES (CHOW & KANEKO (1972)).	32
FIGURA 3.5 – APROXIMAÇÃO DE GAUSSIANAS PARA OS HISTOGRAMAS DAS JANELAS: (A) DUAS GAUSSIANAS E (B) TRÊS GAUSSIANAS (NAKAGAWA & ROSENFELD (1979)).	34
FIGURA 3.6 – INTERPOLAÇÃO DE UMA LIMIARIZAÇÃO ÓTIMA: (A) DISTRIBUIÇÃO DOS NÍVEIS DE CINZA AO LONGO DE UMA LINHA, (B) MAGNITUDE DE GRADIENTE AO LONGO DE UMA LINHA (JAIN & DUBUISSON (1992)).	38
FIGURA 3.7 – PROCESSO DE DILATAÇÃO: (A) DILATAÇÃO DE UM <i>PIXEL</i> E (B) DILATAÇÃO DE UMA BORDA.	45
FIGURA 3.8 – 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.	51
FIGURA 5.1 – REPRESENTAÇÃO DO PONTO FOCAL NO CENTRO DO CAMPO E EM OUTRA POSIÇÃO.	57
FIGURA 5.2 – (A) ILUSTRAÇÃO DO DISPOSITIVO UTILIZADO PARA OBTENÇÃO DAS IMAGENS. (B) DISPOSIÇÃO DOS DISCOS DE ALUMÍNIO SOBRE O CASSETE.	59

FIGURA 5.3 – “CAIXA DE DIÁLOGO” PARA ENTRADA DOS PARÂMETROS.....	61
FIGURA 5.4 – PROCESSO DE EMISSÃO DOS FÓTONS PELO ANODO	63
FIGURA 5.5 – FLUXOGRAMA DA ROTINA (ALG 01) QUE REALIZA O CÁLCULO DA INTENSIDADE DE RADIAÇÃO PARA UM PONTO NO CAMPO DE RADIAÇÃO (MARQUES (1998)).....	66
FIGURA 5.6 - FLUXOGRAMA DA ROTINA (ALG 02) QUE REALIZA O CÁLCULO DA INTENSIDADE DE RADIAÇÃO PARA TODOS OS PONTOS DO CAMPO DE RADIAÇÃO (SILVA ET AL. (2001)).....	67
FIGURA 5.7 - FLUXOGRAMA DA ROTINA (ALG 03) QUE REALIZA A CORREÇÃO DAS VARIAÇÕES DE DENSIDADES CAUSADAS PELO EFEITO “HEEL” NAS IMAGENS MAMOGRAFICAS.	69
FIGURA 5.8 – “CAIXA DE DIALOGO” PARA ENTRADA DOS PARÂMETROS DAS TÉCNICAS DE LIMIAZIZAÇÃO.71	
FIGURA 5.9 – FLUXOGRAMA DA ROTINA (ALG 04) QUE REALIZA, ATRAVÉS DA LIMIAZIZAÇÃO MANUAL BASEADA EM GONZALEZ & WOODS (2000), A CORREÇÃO DAS IMAGENS MAMOGRAFICAS DIGITALIZADAS.	73
FIGURA 5.10 – FILTRO PASSA-BAIXA (GONZALEZ & WOODS (2000)).....	74
FIGURA 5.11 – MÁSCARAS DO DETECTOR DE BORDAS DE SOBEL (GONZALEZ & WOODS (2000)). .	75
FIGURA 5.12 -TABELA LOOK-UP APLICADA PELA TÉCNICA DE LEE & CHEN (1992).....	76
FIGURA 5.13 - LINHA DA IMAGEM ILUSTRANDO OCORRÊNCIA DE OBJETOS “FANTASMAS” (TRIER & JAIN (1995)).....	78
FIGURA 5.14 – FLUXOGRAMA DA ROTINA (ALG 05) QUE DESENVOLVEMOS UTILIZANDO A LIMIAZIZAÇÃO ÓTIMA DESCRITA EM YANOWITZ & BRUCKSTEIN (1989), PARA A CORREÇÃO DO FUNDO DAS MAMOGRAFICAS DIGITALIZADAS.	79
FIGURA 5.15 – FLUXOGRAMA DA ROTINA (ALG 06), QUE REALIZA ATRAVÉS DA TÉCNICA DE LIMIAZIZAÇÃO GLOBAL BASEADO EM OTSU (1979), A CORREÇÃO DAS IMAGENS MAMOGRAFICAS.	81
FIGURA 5.16 – FLUXOGRAMA DA ROTINA (ALG 07) QUE REALIZA, ATRAVÉS DA LIMIAZIZAÇÃO ÓTIMA BASEADA EM CHOW & KANEKO (1979), A CORREÇÃO DAS IMAGENS MAMOGRAFICAS DIGITALIZADAS.	84
FIGURA 5.17 – FLUXOGRAMA DA ROTINA (ALG 08) QUE REALIZA, ATRAVÉS DE UMA FUNÇÃO POLINOMIAL, A CORREÇÃO DE ILUMINAÇÃO NÃO UNIFORME.	87
FIGURA 5.18 – FLUXOGRAMA DA ROTINA (ALG 09) QUE REALIZA, ATRAVÉS DE UMA FUNÇÃO LINEAR, A CORREÇÃO DE ILUMINAÇÃO NÃO UNIFORME.	88
FIGURA 5.19 – FLUXOGRAMA DO ALGORITMO (ALG 10) QUE REALIZA A CORREÇÃO DE ILUMINAÇÃO NÃO UNIFORME PELA TÉCNICA DE AJUSTE DE FUNÇÃO BASEADO EM FUNÇÃO EXPONENCIAL.	90
FIGURA 6.1 – IMAGENS DIGITALIZADAS E REPRESENTAÇÕES TRIDIMENSIONAIS DA DISTRIBUIÇÃO DOS NÍVEIS DE CINZA OBTIDA COM O MAMÓGRAFO A (A E C) E MAMÓGRAFO B (B E D).	94
FIGURA 6.2 – POSIÇÕES DAS LEITURAS REALIZADAS NAS IMAGENS MAMOGRAFICAS DIGITALIZADAS.	95
FIGURA 6.3 – IMAGEM OBTIDA APÓS UTILIZAÇÃO DO ALGORITMO PARA CORREÇÃO DO EFEITO “HEEL” APLICADO SOBRE A IMAGEM DO MAMÓGRAFO A.	99
FIGURA 6.4 – REPRESENTAÇÃO TRIDIMENSIONAL DA DISTRIBUIÇÃO DOS NÍVEIS DE CINZA AO LONGO DA IMAGEM DA FIGURA 6.3.	99

FIGURA 6.5 – IMAGEM OBTIDA APÓS UTILIZAÇÃO DO ALGORITMO PARA CORREÇÃO DO EFEITO “HEEL” APLICADO SOBRE A IMAGEM DO MAMÓGRAFO B.	101
FIGURA 6.6 – REPRESENTAÇÃO TRIDIMENSIONAL DA DISTRIBUIÇÃO DOS NÍVEIS DE CINZA AO LONGO DA IMAGEM DA FIGURA 6.5.	101
FIGURA 6.7 – IMAGENS CORRIGIDAS COM AS TÉCNICAS DE LIMIAZIZAÇÃO: (A) MANUAL; (B) YANOWITZ E BRUCKSTEIN (1989); (C) OTSU (1979); (D) CHOW E KANEKO (1972) E (E) REGIÃO AMPLIADA DO RESULTADO OBTIDO COM A TÉCNICA DE YANOWITZ E BRUCKSTEIN.	105
FIGURA 6.8 – IMAGENS COM AS VARIAÇÕES DOS NÍVEIS DE CINZA DO FUNDO PRÓXIMAS A IMAGEM ORIGINAL OBTIDAS ATRAVÉS DAS TÉCNICAS DE AJUSTE DE FUNDO: (A) FUNÇÃO POLINOMIAL; (B) FUNÇÃO LINEAR; (C) FUNÇÃO EXPONENCIAL; (D) DISTRIBUIÇÃO DOS NÍVEIS DE CINZA AO LONGO DA SUPERFÍCIE DA IMAGEM OBTIDA ATRAVÉS DA FUNÇÃO POLINOMIAL; (E) DISTRIBUIÇÃO DOS NÍVEIS DE CINZA AO LONGO DA SUPERFÍCIE DA IMAGEM OBTIDA ATRAVÉS DA FUNÇÃO LINEAR; (F) DISTRIBUIÇÃO DOS NÍVEIS DE CINZA AO LONGO DA SUPERFÍCIE DA IMAGEM OBTIDA ATRAVÉS DA FUNÇÃO EXPONENCIAL.	107
FIGURA 6.9 – IMAGENS CORRIGIDAS COM OS ALGORITMOS DE AJUSTE DE FUNDO: (A) FUNÇÃO POLINOMIAL; (B) FUNÇÃO LINEAR; (C) FUNÇÃO EXPONENCIAL; (D) DISTRIBUIÇÃO DOS NÍVEIS DE CINZA AO LONGO DA SUPERFÍCIE DA IMAGEM CORRIGIDA PELA FUNÇÃO POLINOMIAL; (E) DISTRIBUIÇÃO DOS NÍVEIS DE CINZA AO LONGO DA SUPERFÍCIE DA IMAGEM CORRIGIDA PELA FUNÇÃO LINEAR; (F) DISTRIBUIÇÃO DOS NÍVEIS DE CINZA AO LONGO DA SUPERFÍCIE DA IMAGEM CORRIGIDA PELA FUNÇÃO EXPONENCIAL.	108
FIGURA 6.10 – NÍVEIS DE CINZA DA LINHA A (LINHA NO EIXO ANODO/CATODO) OBTIDOS ATRAVÉS DA APLICAÇÃO DOS MÉTODOS SOBRE A IMAGEM DO MAMÓGRAFO A.	112
FIGURA 6.11 – NÍVEIS DE CINZA DA LINHA B (LINHA PERPENDICULAR AO EIXO ANODO/CATODO) OBTIDOS ATRAVÉS DA APLICAÇÃO DOS MÉTODOS SOBRE A IMAGEM DO MAMÓGRAFO A.....	114
FIGURA 6.12 – IMAGENS CORRIGIDAS PELAS DIFERENTES TÉCNICAS: (A) TÉCNICA DE LIMIAZIZAÇÃO DE YANOWITZ & BRUCKSTEIN (1989); (B) TÉCNICA DE AJUSTE DE FUNDO BASEADO EM FUNÇÃO POLINOMIAL; (C) ALGORITMO DE CORREÇÃO PARA EFEITO “HEEL”.	116
FIGURA 6.13 – NÍVEIS DE CINZA DA LINHA A (LINHA NO EIXO ANODO/CATODO) OBTIDOS ATRAVÉS DA APLICAÇÃO DOS MÉTODOS SOBRE A IMAGEM DO MAMÓGRAFO B.	119
FIGURA 6.14 – NÍVEIS DE CINZA DA LINHA B (LINHA PERPENDICULAR AO EIXO ANODO/CATODO) OBTIDOS ATRAVÉS DA APLICAÇÃO DOS MÉTODOS SOBRE A IMAGEM DO MAMÓGRAFO B.....	121

LISTA DE TABELAS

TABELA 2.1 - PARÂMETROS ENVOLVIDOS NO PROCESSO DE EMISSÃO DOS RAIOS X NO ALVO (DIREÇÃO PERPENDICULAR AO EIXO ANODO/CATODO).	20
TABELA 6.1 - CARACTERÍSTICAS DOS MAMÓGRAFOS.	92
TABELA 6.2 - CONDIÇÕES DE EXPOSIÇÃO PARA OBTENÇÃO DAS IMAGENS EM CHAPAS RADIOGRÁFICAS. ..	93
TABELA 6.3 - VALORES DOS NÍVEIS DE CINZA NAS VÁRIAS POSIÇÕES NA DIREÇÃO DO EIXO ANODO/CATODO (LINHA A).	96
TABELA 6.4 - VALORES DOS NÍVEIS DE CINZA CAPTURADOS NAS VÁRIAS POSIÇÕES NA DIREÇÃO PERPENDICULAR AO EIXO ANODO/CATODO (LINHA B).	96
TABELA 6.5 - VARIAÇÕES NO EIXO ANODO/CATODO DA INTENSIDADE DE FUNDO DA IMAGEM SIMULADA UTILIZANDO AS CONDIÇÕES DE EXPOSIÇÃO 1 E DESVIO.	98
TABELA 6.6 - VARIAÇÕES NA DIREÇÃO PERPENDICULAR DO EIXO ANODO/CATODO DA INTENSIDADE DE FUNDO DA IMAGEM SIMULADA UTILIZANDO AS CONDIÇÕES DE EXPOSIÇÃO 1 E DESVIO.	98
TABELA 6.7 - VARIAÇÕES NO EIXO ANODO/CATODO DA INTENSIDADE DE FUNDO DA IMAGEM SIMULADA UTILIZANDO AS CONDIÇÕES DE EXPOSIÇÃO 2 E DESVIO.	100
TABELA 6.8 - VARIAÇÕES NA DIREÇÃO PERPENDICULAR DO EIXO ANODO/CATODO DA INTENSIDADE DE FUNDO DA IMAGEM SIMULADA UTILIZANDO AS CONDIÇÕES DE EXPOSIÇÃO 2 E DESVIO.	100
TABELA 6.9 - NÍVEIS DE CINZA UMA LINHA (LINHA A) NA DIREÇÃO DO EIXO ANODO/CATODO DAS IMAGENS OBTIDAS COM O MAMÓGRAFO A E B APÓS A CORREÇÃO COM ALGORITMO PARA CORREÇÃO DO EFEITO "HEEL".	102
TABELA 6.10 - NÍVEIS DE CINZA UMA LINHA (LINHA B) NA DIREÇÃO PERPENDICULAR AO EIXO ANODO/CATODO DAS IMAGENS OBTIDAS COM O MAMÓGRAFO A E B APÓS A CORREÇÃO COM ALGORITMO PARA CORREÇÃO DO EFEITO "HEEL".	103
TABELA 6.11 - NÍVEIS DE CINZA PARA UMA LINHA DO EIXO ANODO/CATODO (LINHA A) OBTIDOS ATRAVÉS DA APLICAÇÃO DOS MÉTODOS SOBRE A IMAGEM DO MAMÓGRAFO A.	111
TABELA 6.12 - NÍVEIS DE CINZA PARA UMA LINHA PERPENDICULAR AO EIXO ANODO/CATODO (LINHA B) OBTIDOS ATRAVÉS DA APLICAÇÃO DOS MÉTODOS SOBRE A IMAGEM DO MAMÓGRAFO A.	113
TABELA 6.13 - NÍVEIS CINZA DOS OBJETOS DA IMAGEM OBTIDA NO MAMÓGRAFO A.	115
TABELA 6.14 - NÍVEIS DE CINZA PARA UMA LINHA DO EIXO ANODO/CATODO (LINHA A) OBTIDOS ATRAVÉS DA APLICAÇÃO DOS MÉTODOS SOBRE A IMAGEM DO MAMÓGRAFO B.	118
TABELA 6.15 - NÍVEIS DE CINZA PARA UMA LINHA PERPENDICULAR AO EIXO ANODO/CATODO (LINHA B) OBTIDOS ATRAVÉS DA APLICAÇÃO DOS MÉTODOS SOBRE A IMAGEM DO MAMÓGRAFO B.	120
TABELA 6.16 - NÍVEIS DE CINZA DOS OBJETOS DA IMAGEM OBTIDA NO MAMÓGRAFO B.	122

RESUMO

Este trabalho apresenta um método computacional que permite corrigir, nas imagens mamográficas, as variações das densidades causadas pelo efeito “heel”. Estas variações prejudicam tanto a visualização quanto o processamento computacional de pequenas estruturas. O método leva em conta a intensidade da radiação em cada ponto da imagem, considerando o caminho que os fótons percorrem dentro do alvo e corrige todos os pontos da imagem radiográfica em função do excesso ou da falta de radiação a que eles foram submetidos. Os métodos tradicionais para correção de iluminação não uniforme utilizados em processamento de imagem, como por exemplo limiarização e ajuste de fundo, também foram implementados e testados em imagens mamográficas afim de validar o algoritmo proposto. Tanto o algoritmo quanto os métodos tradicionais para correção de iluminação não uniforme foram implementados utilizando o ambiente de programação DELPHI. Os programas foram desenvolvidos para plataforma WINDOWS, o que possibilitou o desenvolvimento de uma interface amigável com o usuário.

ABSTRACT

This work presents a computational method that allows corrections to be made in the variations of density in mamographic images caused by the heel effect. These variations impair both visual detection and computational processing of small anatomical structures. This method takes into account the intensity of radiation at each point of the image, considering the path that photons travel inside the target and correcting all the points of a radiographic image which have been impaired either by excess or lack of radiation to which they were subjected. The traditional methods to correct nonuniform illumination using image processing, for example threshold and background fitting, were also implemented and tested in mammographic images to validate the proposed algorithm. Both the algorithm and the traditional methods to correct nonuniform illumination were implemented using Delphi Programming Environment. The programs were developed for Windows platform, which allowed the development of a friendly interface with the user.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1 – Motivação

Segundo a agência internacional da Organização Mundial de Saúde em uma pesquisa realizada sobre o câncer em Lyon, França, mais de 150.000 mulheres do mundo inteiro, morrem de câncer de mama por ano (GAUGHAN* apud YU & GUAN (2000)). No Brasil, o câncer de mama é a segunda causa de morte entre as mulheres. A cada ano morrem cerca de dez mil mulheres de câncer de mama e a cada 24 minutos um caso é registrado na faixa etária acima de 35 anos (BACHICHI (2000)).

A mamografia ainda é o método mais prático e confiável capaz de detectar o câncer de mama em seu estágio inicial. Entretanto, a detecção precoce realizada por especialistas através de análise visual dos mamogramas é muitas vezes dificultada

* GAUGHAN, R. (1998). New Approaches to Early Detection of Breast Cancer Makes Small Gains. *Biophotonics Int.* p. 48-53, sept/oct Vozes apud YU, S.; GUAN, L. (2000). A CAD System for the Automatic Detection of Clustered Microcalcifications in Digitized Mammogram Films. *IEEE Trans. On Medical Imaging*, v. 19, n. 2, p. 115-126, fev.

pela baixa qualidade apresentada por estes. Os problemas apresentados são devidos principalmente à absorção pouco diferenciada entre os tecidos que compõem a mama e as características físicas do sistema de aquisição da imagem, tais como: dimensão do ponto focal, efeito “heel”, radiação espalhada, sobreposição de estruturas, entre outros.

O efeito “heel” é um fenômeno que causa nas imagens radiográficas uma variação da intensidade de radiação entre 75 e 125% com relação ao centro do campo, fazendo com que certas regiões do filme recebam mais intensidade do que outras, tornando-as mais escuras. Estas variações prejudicam não só a detecção visual de pequenas estruturas anatômicas na imagem, como também o desempenho dos sistemas CAD (Diagnóstico Auxiliado por Computador). Em função disto, antes da aplicação dos algoritmos de segmentação e classificação torna-se necessário a utilização de uma técnica de pré-processamento que reduza as diferenças das densidades do fundo da imagem. No entanto, as técnicas tradicionais para correção de iluminação não uniforme foram desenvolvidas principalmente para aplicações industriais e se elas apresentam bons resultados em certos tipos de imagens, sua aplicação em sistemas CAD nem sempre fornece resultados satisfatórios. Porém, HIGHNAM et al. (1996), em algumas aplicações médicas sua utilização pode criar ou remover sinais de câncer de mama nos mamogramas.

Portanto, para auxiliar o processamento foi desenvolvido um algoritmo que permite corrigir as variações das densidades ópticas causadas nos filmes radiográficos pelo efeito “heel”. Os métodos tradicionais para correção de iluminação não uniforme, limiarização e ajuste de fundo, foram implementados e utilizados para validar o algoritmo proposto. Imagens radiográficas foram feitas em vários aparelhos mamográficos para aplicar o programa desenvolvido e analisar os resultados obtidos.

1.2 – Organização da Dissertação

Esta dissertação está dividida em 8 capítulos, incluindo essa introdução, a saber:

- Capítulo 2. Apresentação dos conceitos relativos ao efeito “heel”, além dos algoritmos para sua simulação encontrados na literatura;
- Capítulo 3. Revisão bibliográfica das técnicas mais utilizadas em processamento de imagens para correção de iluminação não uniforme;
- Capítulo 4. Apresentação das conclusões sobre o estudo da revisão bibliográfica realizada;
- Capítulo 5. Descrição dos métodos e processos utilizados no desenvolvimento e implementação do algoritmo para correção do efeito “heel” e das técnicas tradicionais para correção de iluminação não uniforme;
- Capítulo 6. Apresentação e discussões dos resultados obtidos com os algoritmos desenvolvidos e implementados;
- Capítulo 7. Conclusões dos resultados obtidos e conclusões gerais deste trabalho, além de algumas sugestões para pesquisas futuras;
- Capítulo 8. Referências Bibliográficas.

CAPÍTULO 2

EFEITO “HEEL”

Neste capítulo, apresentamos uma descrição do fenômeno físico que provoca o efeito “heel”, sua influência sobre as imagens radiográficas, bem como de alguns métodos encontrados na literatura que permitem simulá-lo.

2.1 - Introdução

Uma das características importantes no controle de qualidade de imagens mamográficas está relacionada à distribuição da intensidade dos raios X no campo de radiação (CURRY III et al. (1990)). Esta distribuição depende do ângulo de inclinação do alvo a partir do qual os raios X são emitidos e apresenta uma variação não uniforme entre 75 e 125% com relação ao centro do campo. A FIGURA 2.1 ilustra a distribuição da intensidade do feixe de raios X.

FIGURA 2.1 – Distribuição da intensidade de radiação através do feixe de raios X (SCAFF (1979)).

Este fenômeno é conhecido como distribuição angular, efeito “heel” ou efeito anódio e provoca no filme um gradiente de radiação que não depende somente do objeto. Conseqüentemente, ele faz com que certas regiões do filme sejam pouco sensibilizadas, enquanto que outras são sensibilizadas em excesso, prejudicando o contraste necessário para obtenção de uma boa imagem ((FRITZ & LIVINGSTON (1985)), GRATALE et al. (1990) e FUNG & GILBOY (2000)).

2.2 - Ocorrência do 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 o 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.

O catodo divide-se em duas partes: o filamento e o focalizador.

- o filamento em forma de espiral é feito geralmente de tungstênio, medindo cerca de 2 mm de diâmetro e 1 ou 2 cm de comprimento e emite os elétrons quando aquecido;
- o focalizador é uma capa metálica que serve para focalizar os elétrons e concentrá-los numa área menor do anodo.

O anodo encontra-se na área de incidência dos elétrons e geralmente é feita de tungstênio. Segundo CURRY III et al. (1990) a utilização do tungstênio como material do anodo é devido:

- ao número atômico bastante alto ($Z = 74$) que torna mais eficiente a produção dos raios X;
- ao alto ponto de fusão (3387°) que o capacita a suportar o calor produzido pelo bombardeamento de elétrons e por ser excelente condutor, o que faz com que o calor produzido no alvo seja rapidamente dissipado.

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 (JOHNS (1983)).

O anodo do tubo de raios X apresenta uma superfície conhecida como alvo, onde os elétrons emitidos pelo catodo se chocam para formar os fótons de raios X. Esta superfície pode ser plana ou curva, dependendo do tipo de aparelho empregado. A FIGURA 2.3 mostra alguns tipos de superfície utilizadas como anodo. Os tubos de raios X empregados em mamografia utilizam anodo rotatório com a superfície plana (FIGURA 2.3(a)).

FIGURA 2.3 – Tipos de curvatura do anodo (SILVA (1997)).

Segundo WILKS (1987), o efeito “heel” produz uma redução na intensidade dos raios X emitidos em ângulos rasantes à face do alvo. Isto é devido a maior absorção dos fótons de raios X que passam através de espessuras maiores do alvo.

Teoricamente, o feixe de elétrons deveria colidir com a superfície do anodo onde toda a radiação também 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, e não na superfície. Desta forma, dependendo do caminho percorrido dentro do alvo, os fótons sofrem maior ou menor absorção, o que provoca a variação da intensidade do feixe. A FIGURA 2.4 ilustra de forma simplificada a ocorrência do efeito “heel”.

FIGURA 2.4 - Esquema simplificado da ocorrência do efeito “heel” (MARQUES (1998)).

2.3 – Avaliações Experimentais do Efeito “Heel”

Segundo TERRY et al.(1999), todo diagnóstico radiográfico é baseado na análise das diferenças das densidades ópticas (DO) no filme. Idealmente, estas diferenças deveriam ser provocadas apenas pela variação dos tecidos que estão sendo analisados, entretanto, algumas são devidas a não uniformidade do feixe de raios X decorrentes principalmente pelo efeito “heel”. Os autores determinaram através de um dispositivo experimental, que a intensidade de radiação muda em função da posição no campo de radiação e conseqüentemente cria uma não uniformidade nas DO do filme radiográfico. Para avaliar esta variação, eles utilizaram um monitor de radiação, com uma câmera de ionização. As medidas foram obtidas em 9 posições diferentes do campo de radiação (FIGURA 2.5) a uma altura de 4,2 cm acima do plano do cassete. A primeira posição do lado esquerdo foi indicada por “1E”, “1C” a primeira do centro e “1D” a primeira posição do lado direito, “2E” a segunda posição do lado esquerdo, etc.

FIGURA 2.5 – Posições onde as medidas das intensidades de radiação foram feitas (TERRY et al. (1999)).

Neste estudo, três unidades mamográficas foram analisadas. Os filmes utilizados foram colocados em um cassete *microvisão DuPont*, os quais foram revelados em uma processadora, com o tempo de processamento de 90 segundos, e as DO foram medidas com um densitômetro nas nove posições do campo de radiação.

Com o objetivo de manter a DO na escala clínica, os filmes colocados no cassete foram expostos com 27 kVp e na menor corrente (mA) possível dos aparelhos. Para remover qualquer efeito de não uniformidade provocado pela grade, o cassete foi colocado sobre a mesa do aparelho. Para cada avaliação, dois filmes foram obtidos com a finalidade de reduzir o efeito da não uniformidade provocado pelo próprio cassete: um com o cassete na orientação normal e outro com o cassete rotacionado a 180° em relação ao primeiro.

Com o dispositivo experimental, os autores 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 esta de 1% a 9%.

Em um outro trabalho, FUNG & GILBOY (2000) também investigaram a variação da intensidade de radiação no campo de radiação e determinaram diferentes valores de dose absorvida por órgãos críticos (testículos e ovários) e tecidos, na projeção lateral e antiposterior (AP) da espinha lombar, para duas orientações ao longo do eixo do tubo de raios X.

Neste estudo, os autores utilizaram um fantoma *Rando* (Companhia de Dispositivo de Suporte Radiológico, Long Beach, CA, EUA). Este consiste de um esqueleto humano composto por material sintético equivalente aos tecidos e com formato do contorno do corpo. O fantoma não possuía nenhum membro e estava cortado em 36 partes seqüencialmente numeradas. Cada parte continha uma matriz regular com orifícios de 5 mm de diâmetro e distância de 3 cm. Nestes orifícios foram colocados os dosímetros termoluminescentes (TLDs) para medir a dose em determinadas localizações. Um sistema de leitores TLDs, juntamente com alguns TLDs com alta sensibilidade de fluoreto de lítio (LiF): Mg, Cu, P foram utilizados para medir a dose nos órgãos críticos e nos tecidos.

As exposições foram feitas em uma unidade radiográfica *Toshiba KXO-30R Minoto-Ku* e uma câmera de ionização (*MDH 2025 RadCal*) foi utilizada para avaliar o perfil da intensidade de radiação ao longo do campo e para calibrar os TLDs na escala diagnóstica.

A intensidade de radiação foi medida em duas direções horizontais (uma ao longo da direção do eixo anodo/catodo e outra perpendicular a esta) com a câmera posicionada em intervalos de 5 cm. Cinco exposições foram feitas em cada localização. O tamanho do campo de radiação analisado foi de 52 cm x 52 cm e a distância foco/objeto de 100 cm.

Para avaliar a dose de radiação recebida, na projeção lateral e AP da espinha lombar, 10 exposições foram obtidas em duas orientações, a primeira com a cabeça do fantoma colocada no lado do catodo e a outra com a cabeça do fantoma no lado do anodo.

Com a utilização destes dispositivos, 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, já em direção ao final do anodo esta variação pode chegar a 55% entre uma extremidade e outra do

feixe de radiação. Na direção perpendicular ao eixo anodo/catodo a dose permanece constante por quase toda a extensão, apresentando uma pequena queda nas regiões terminais do campo. Por causa destas variações, as radiografias feitas para a espinha lombar, na projeção lateral e AP, receberam 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.

De acordo com BURNS* apud FUNG & GILBOY (2000), a variação de intensidade presente no campo de radiação pode produzir no filme radiográfico uma variação na DO de 0.55 no lado do anodo e 0.84 no lado do catodo, numa exposição realizada a uma distância foco/filme de 77 cm.

2.4 – Métodos para Simulação do Efeito “Heel”

FRITZ & LIVINGSTON (1982) desenvolveram dois métodos para calcular a intensidade dos raios X como função do ângulo que o raio a ser medido faz com o eixo central. A variação da intensidade devido ao efeito “heel” é causada principalmente pela filtração do espectro de *Bremsstrahlung* criada dentro do material do alvo pela sobreposição de camadas. A filtração do espectro de *Bremsstrahlung* utiliza uma teoria aproximada das interações que podem ocorrer com os raios X produzidos antes de emergirem do alvo, onde se supõe a existência de dois tipos possíveis de alvo, o “fino” e o “grosso”.

Os autores utilizaram a correspondência entre o princípio que vai da teoria clássica da radiação à teoria quântica, e que foi principalmente utilizado por

* BURNS, E. F. (1992). Radiographic Imaging: a guide for producing quality radiographs. Philadelphia: WB Saunders Co, p. 87-91. Vozes apud 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, p. 531-536, mai.

KRAMERS* apud FRITZ & LIVINGSTON (1982). Eles mostraram 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,
 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.

Fritz e Livingston, em FRITZ & LIVINGSTON (1982), 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 para a produção da profundidade real. A aproximação da diminuição de velocidade

* KRAMERS, H. A. (1923). Phil. Mag. v. 46, n. 836 Vozes apud 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, p. 216-219, mar/abr.

continua 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. Cada camada foi empregada com uma fração constante do alcance máximo do elétron e ajustada de forma empírica para melhor aproximação dos dados causados pelo efeito “heel”. Este processo está ilustrado na FIGURA 2.6, 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 a ser medido 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 2.6 – Processo de emissão de fótons pelo anodo.

FRITZ & LIVINGSTON (1985) apresentaram uma extensão do modelo anterior para calcular o efeito “heel”. A geometria do anodo investigada neste trabalho foi uma superfície plana e apresenta a maneira como os fótons de raios X são absorvidos pelo anodo. Para um dado ponto de produção de raios X no interior do anodo, existe um comprimento do caminho deste ponto até a superfície do anodo que representa a atenuação do material s (FIGURA 2.6).

O comprimento da atenuação para o anodo plano pode ser calculado, e não depende do ponto no qual o elétron entra no anodo, quando se assume que as dimensões do anodo são consideravelmente maiores que a dimensão do ponto focal. A relação entre o comprimento do caminho s e o ângulo θ é dada por:

$$s(\theta) = \frac{d \cos(\Phi)}{\sin(\theta + \Phi)} \quad (2.2)$$

onde: s é o comprimento do caminho,

θ é o ângulo entre o eixo central e o raio medido,

d é a profundidade da produção *bremsstrahlung* (penetração do elétron),

Φ é o ângulo de inclinação do anodo.

Marques, M. A., em MARQUES (1998), desenvolveu dois algoritmos para calcular a distribuição angular dos raios X provocado pelo efeito “heel” na linha do eixo anodo/catodo do campo de radiação. Estes algoritmos foram baseados nos métodos desenvolvidos por FRITZ & LIVINGSTON (1982) e FRITZ & LIVINGSTON (1985), dados pelos seguintes modelos:

- 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*).

Segundo o autor, no modelo *csda* o alcance d do elétron dentro do alvo varia de acordo com a energia E do espectro, enquanto que no segundo método *cd*, o alcance d do elétron dentro do alvo, é uma fração do alcance máximo do elétron, que depende do potencial aplicado ao tubo de raios X.

Os algoritmos desenvolvidos precisam de alguns parâmetros de entrada, que dependem das condições de exposição, a saber:

- Tensão, corrente e tempo de exposição;
- Material e ângulo de inclinação do anodo;

- Distância do tubo ao campo de radiação;
- Posição do objeto no campo de radiação.

A metodologia utilizada pelo autor para os algoritmos desenvolvidos, determina que para cada energia E do espectro, calcula-se a filtração total sofrida pelos fótons em função do seu ângulo de emissão, levando em consideração a absorção pelo material do alvo $s(\theta)$, calculada através da eq. (2.2), e também pela correção da filtração inerente sofrida dentro do tubo. Depois da correção pela filtração inerente e pela atenuação do material do alvo, o espectro é integrado sobre E , para se obter a intensidade total sobre o raio de ângulo θ e finalmente é corrigida em função da lei do inverso do quadrado da distância $1/r^2$.

O fluxograma do algoritmo desenvolvido para calcular a intensidade em cada ponto do campo de radiação em função do ângulo que o raio a ser medido faz com o eixo central é mostrado na FIGURA 2.7.

FIGURA 2.7 – Fluxograma do algoritmo desenvolvido para o cálculo do efeito “heel” (MARQUES (1998)).

De acordo com o autor, o modelo *csda* é considerado melhor, pois leva em consideração, nos cálculos, a variação da penetração dos elétrons no alvo para cada intervalo de energia, enquanto que o modelo *cd* considera apenas uma profundidade da penetração, dada em função da energia dos elétrons incidentes.

Para comprovar experimentalmente os valores obtidos na simulação, o autor utilizou um dispositivo experimental, baseado no modelo apresentado por ABRAMOV et al.* apud MARQUES (1998), para realizar medidas das doses em tubos de raios X. O dispositivo utilizado é composto por uma placa de acrílico de 3 mm de espessura, medindo 28 cm x 19 cm, e uma folha milimetrada com linhas paralelas e perpendiculares ao eixo anodo/catodo. Nas intersecções de algumas linhas numeradas, foram posicionados os dosímetros (cristais de fluoreto de lítio) (FIGURA 2.8).

FIGURA 2.8 - Posição dos cristais de fluoreto de lítio no campo de radiação.

*ABRROMOV, V.P.; KUKESHOV, A.S.; KULESHOV, V.K. (1978). Angular distribution of intensity and dose characteristics of pulses X-ray tube with a thermoemissive cathode. *Instrum. & Exp. Tech.* v. 21, n. 3, p. 788-790, mai 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.

Para utilizar este dispositivo, inicialmente o autor alinhou o dosímetro central (detetor nº 1) em relação ao centro do ponto focal do tubo de raios X. Em seguida, realizou a exposição dos cristais, com diversas condições, ou seja, voltagem, corrente e tempo de exposição, bem como distância foco/imagem (cristais). Após as exposições, a leitura das doses recebidas foi realizada por uma empresa especializada.

De acordo com o autor, o erro apresentado entre o método de simulação e o método experimental para o centro do campo foi menor do que 8 %. As posições fora do eixo também foram comparadas com os dois modelos computacionais (*csda* e *cd*) e apresentaram uma variação compatível com a teoria do efeito “heel” e semelhante com a variação obtida pelos cristais.

Márcia A. Silva, em SILVA (2001), apresentou módulos adicionais no algoritmo desenvolvido por MARQUES (1998) para calcular o efeito “heel”, permitindo assim o cálculo do efeito na direção perpendicular ao eixo anodo/catodo.

A implementação efetuada para o cálculo do efeito “heel” na direção perpendicular ao eixo anodo/catodo foi realizada através da análise das projeções geométricas do processo de emissão dos fótons de raios X em relação à penetração dos elétrons (FIGURAS 2.9(a) e 2.9(b)). Nesta análise, novos parâmetros foram considerados conforme mostra a TABELA 2.1.

FIGURA 2.9 - (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 (SILVA (2001)).

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

Em seguida, analisando as FIGURAS 2.9(a) e 2.9(b) determinou-se as relações trigonométricas

$$h = d \operatorname{sen} \gamma = d \cos \phi \quad (2.3)$$

$$S = \frac{h}{\cos(90 - (\phi + \theta))} = \frac{h}{\operatorname{sen}(\phi + \theta)} \quad (2.4)$$

Substituindo h na eq.(2.4) pela eq.(2.3), obteve-se a eq.(2.2) que é aquela definida por FRITZ & LIVINGSTON (1985) que calcula o caminho percorrido pelo fóton de raios X no interior do alvo para uma dada posição no eixo anodo/catodo (x). De modo que, se $x=0$, então S é calculado para o raio central ($Sc=S$). 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:

$$S_y = \frac{S}{\cos \beta} \quad (2.5)$$

onde o ângulo β é expresso por

$$\beta \cong \arctg(y/dfi) \quad (2.6)$$

Então, a variável S da eq.(2.5) foi substituída pela eq.(2.2), obtendo-se

$$S_y = \frac{d \cos \phi}{\cos \beta \sin(\phi + \theta)} \quad (2.7)$$

Com a utilização da eq.(2.7), o algoritmo desenvolvido por MARQUES (1998) para simular o efeito “heel” permite 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 esta.

CAPÍTULO 3

TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE IMAGENS UTILIZADAS PARA CORREÇÃO DE ILUMINAÇÃO NÃO UNIFORME

Neste capítulo apresentamos os conceitos sobre técnicas para correção da distribuição da intensidade de brilho não uniforme e os principais trabalhos encontrados na literatura.

3.1 - Introdução

De acordo com BAXES (1994) e GONZALEZ & WOODS (2000), o processamento de imagens se refere à manipulação e análise de informações visuais para a interpretação humana. Neste caso, essas informações são expressas por uma imagem de visualização bidimensional. Esta manipulação e análise se aplicam a qualquer operação que se realize para melhorar, corrigir, analisar ou de alguma forma alterar a imagem. O processamento de imagem pode ser aplicado em uma

imagem óptica, analógica ou digital, empregando circuitos digitais, processadores e programas computacionais.

Dentro do domínio digital, uma imagem é representada por pontos discretos de brilho numericamente definido. Através da manipulação destes valores, o computador pode realizar operações complexas com relativa facilidade. Além disso, a flexibilidade do processo de programação permite adaptar e modificar as operações de processamento rapidamente.

3.1.1 - Representação da Imagem Digital

Segundo GONZALEZ & WOODS (2000) a imagem se refere a uma função bidimensional de intensidade de luz $f(x, y)$, onde x e y denotam as coordenadas espaciais e o valor de f , em qualquer ponto (x, y) , é proporcional ao brilho (ou nível de cinza) da imagem naquele ponto.

A representação mais simples de uma imagem digital, segundo LOW (1991), consiste em definir uma matriz bidimensional de M linhas por N colunas onde cada elemento é denominado por elementos da imagem ou *pixel* (*picture elements*) que representa o valor discreto da imagem na sua região.

Com este tipo de representação para imagem, facilita-se a manipulação do seu conteúdo através das técnicas de processamento, resultando em extração de característica, eliminação de ruídos e realce de características relevantes da imagem.

3.1.2 - Tipos de Processamento

De acordo com LOW (1991), o processamento pode ser dividido em três tipos: processamento de baixo, médio e alto nível.

- *Processamento de baixo nível*: visa melhorar a qualidade e pode incluir o aumento de contraste e a relação sinal/ruído. É também conhecido como a fase de pré-processamento;

- *Processamento de nível médio*: fase onde as estruturas significantes da imagem são obtidas, ou seja, os elementos que constituem a imagem são separados para análise posterior;
- *Processamento de alto nível*: consiste em analisar as estruturas obtidas na fase de processamento de nível médio. Normalmente tem como objetivo detectá-las e classificá-las.

Estas fases apresentam uma grande variedade de algoritmos para a solução dos diversos problemas encontrados nas imagens digitais. No caso deste trabalho, visamos estudar as técnicas empregadas durante a fase de pré-processamento para correção de iluminação de cena e uniformização da intensidade de brilho do fundo das imagens digitais.

Muitos dos trabalhos encontrados na área de processamento de imagem corrigem as variações das intensidades de brilho do fundo da imagem, afim de facilitar a aplicação de outras fases utilizadas na detecção ou classificação de defeitos. Estas técnicas são conhecidas em visão computacional como pré-processamento da imagem, onde o principal objetivo é o de minimizar os ruídos existentes não afetando as características da estrutura analisada. São apresentadas aqui, algumas técnicas para correção das intensidades de brilho do fundo, tais como limiarização e ajuste de fundo.

3.2 – Técnica de Limiarização

Segundo DAÍ (1996), a limiarização é um recurso tradicional aplicado em visão computacional e pode ser amplamente usado na fase de pré-processamento para análise da imagem.

Geralmente, para a análise da imagem a limiarização utiliza uma caracterização de primeira ordem denominada histograma. O histograma é uma distribuição gráfica dos níveis de cinza dos *pixels* dentro de uma imagem digital

(BAXES (1994)). Este 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 (FIGURA 3.1).

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

De acordo com GONZALEZ & WOODS (2000), 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). Uma imagem limiarizada $g(x, y)$ é definida como:

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

onde: $f(x, y)$ é o nível de cinza do *pixel* (x, y) da imagem;

T é o valor do limiar destas coordenadas.

Portanto, os *pixels* rotulados com “1” correspondem aos objetos, enquanto que aqueles rotulados com “0” correspondem ao fundo. Quando a limiarização T

depende 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 . Sendo que, se o valor do limiar global T for dado pelo usuário, podemos também chamá-la de limiarização manual. Este processo ocorre varrendo a imagem *pixel* por *pixel* e os rotulando como sendo do objeto ou do fundo, dependendo de seu nível de cinza ser maior ou menor que o valor do limiar T . O sucesso deste método depende inteiramente de como o histograma pode ser particionado, o que na prática, ocorre apenas em ambientes altamente monitorados, onde o controle de iluminação é normalmente possível.

Segundo YANOWITZ & BRUCKSTEIN (1989), a aplicação da limiarização global em imagens com condições de iluminação não uniforme ou fundo irregular pode estimular falhas na determinação de objetos sobre o fundo. Nestes casos, é necessário um tipo de limiarização que varie sobre regiões diferentes da imagem, de forma que seja possível ajustar regionalmente o fundo com as condições de luz. Este tipo de limiarização é conhecido como *ótima*.

Nos próximos itens serão apresentados os principais trabalhos encontrados na literatura a este respeito.

3.2.1 – Limiarização Global Não Paramétrica usando Distribuição dos Níveis de Cinza

No ano de 1979 Otsu, em OTSU (1979), propôs uma técnica não paramétrica para determinar o valor de limiar global para imagens digitais. Esta técnica utilizava apenas informações do histograma de níveis de cinza da imagem, não sendo necessárias informações previamente determinadas. Segundo o autor, esta técnica não é importante apenas para o processamento de imagem, mas é também essencial na solução de problemas apresentados em reconhecimento de padrões.

Nesta técnica, os *pixels* da imagem são representados por L níveis de cinza. O número dos *pixels* no nível de cinza i é representado por n_i e o número total de *pixels*

desta imagem por $N = n_1 + n_2 + n_3 \dots + n_L$. O histograma de níveis de cinza é normalizado sendo considerado uma distribuição de probabilidade, conforme mostra a eq. (3.2):

$$p_i = n_i / N. \quad (3.2)$$

Para determinar o valor de limiarização da imagem, os *pixels* são divididos em duas classes C_0 e C_1 por um valor de limiar inicial denominado k , sendo que uma representa o fundo e a outra os objetos. Assim, C_0 representa os *pixels* com níveis $[1, \dots, k]$ e C_1 representa os *pixels* com níveis $[k+1, \dots, L]$. As probabilidades das duas classes são calculadas através das eqs. (3.3) e (3.4).

$$\omega_0 = \omega(k) \quad (3.3)$$

$$\omega_1 = 1 - \omega(k) \quad (3.4)$$

onde

$$\omega(k) = \sum_{i=1}^k p_i \quad (3.5)$$

Em seguida, uma média é calculada para a imagem total através da eq. (3.6):

$$\mu_T = \mu(L) = \sum_{i=1}^L i \cdot p_i \quad (3.6)$$

As classes de variação σ_0^2 e σ_1^2 dos parâmetros C_0 e C_1 , são dadas pelas eqs. (3.7) e (3.8):

$$\sigma_0^2 = \sum_{i=1}^k (i - \mu_0)^2 p_i / \omega_0 \quad (3.7)$$

$$\sigma_1^2 = \sum_{i=k+1}^L (i - \mu_1)^2 p_i / \omega_1 \quad (3.8)$$

Segundo o autor, n é uma medida simples a respeito do valor de k o qual permite avaliar a qualidade do limiar. Então, o limiar global que maximiza n , é selecionado usando a eq. (3.9):

$$\sigma_B^2(k) = \frac{[\mu_T \omega(k) - \mu(k)]^2}{\omega(k)[1 - \omega(k)]} \quad (3.9)$$

Na seleção do limiar ótimo, as classes de probabilidade C_0 e C_1 , indicam as partes das áreas ocupadas pelo fundo e pelo objeto na imagem limiarizada. Sendo que, o valor do limiar ótimo determinado através da eq. (3.9) pode ser utilizado como uma medida para avaliar a capacidade de separação das classes da imagem original ou para avaliar a bimodalidade do histograma.

Para avaliar esta técnica, o autor aplicou-a em imagens com tamanho de 64 x 64 *pixels* na escala de 8 bits, para a determinação de caracteres, análise de textura e determinação de células.

Segundo o autor, esta técnica não paramétrica apresenta as seguintes vantagens:

- determinação automática do limiar, não tendo como base a diferenciação (isto é, propriedades locais, tais como vale), mas a integração (propriedades globais) do histograma.
- importantes aspectos podem ser analisados, como por exemplo, avaliação da capacidade de separação das classes.

3.2.2 – Limiarização Ótima usando Distribuição dos Níveis de Cinza

CHOW & KANEKO (1972) desenvolveram uma técnica, baseada em limiarização ótima usando distribuição dos níveis de cinza, para imagens radiográficas. Estas imagens foram produzidas por um cardioangiograma e apresentavam variações das intensidades de brilho no fundo. Os autores utilizaram informações locais para criar uma superfície limiarizada que permite uniformizar as variações do fundo e extrair os objetos. Antes de aplicar a técnica, eles executaram várias operações sobre as imagens radiográficas com e sem contraste:

- transformação logarítmica para a restauração da absorção radioativa;
- subtração de imagens com e sem contraste para remover o fundo. O objetivo, neste caso, era a remoção da imagem da coluna espinhal;
- operação de cálculo médio para anular os ruídos do sistema.

O primeiro passo desta técnica é calcular os histogramas da imagem. Antes de calcular os histogramas, os autores determinaram a escala de intensidade de brilho da imagem inteira, sendo que os valores extremos da escala foram apagados. 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 (NAKAGAWA & ROSENFELD (1979)).

Depois de obtido os histogramas, a imagem foi direcionada para um processo de ajuste gaussiano. Este processo tem como finalidade determinar a bimodalidade do histograma e selecionar seu 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 (JAIN & 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:

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^v F(i) \cdot i \quad (3.10)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^v F(i)(i - \mu)^2} \quad (3.11)$$

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,

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. (3.12).

$$f(i) = \frac{P_1}{\sigma_1} e^{-(i-\mu_1)^2 / 2\sigma_1^2} + \frac{P_2}{\sigma_2} e^{-(i-\mu_2)^2 / 2\sigma_2^2} \quad (3.12)$$

onde: P_1 e P_2 são as frações teóricas de 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 sob a qualidade dos histogramas bimodais. Esta análise é feita através da relação entre o pico e o vale da região (δ), dada por:

$$\delta = \frac{\text{mínimo de } f[\mu_1, \mu_2]}{\text{mínimo de } f(\mu_1) \text{ e } f(\mu_2)} \quad (3.13)$$

Se este teste não for satisfatório, nenhum limiar é determinado para a janela em análise, mas se ele for satisfatório, um limiar é selecionado para minimizar a probabilidade de classificação inadequada da distribuição mista da janela.

Após o limiar ser determinado para a janela em análise, a limiarização é definida para as outras janelas 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. Neste processo de interpolação, 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 (CHOW & KANEKO (1972)).

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

$$t_p = \frac{1}{(a+b)(c+d)} [bdT_A + bcT_B + daT_C + caT_D] \quad (3.14)$$

onde: t_p é o limiar para o ponto P ,

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 $\{I_{i,j}\}$, $1 \leq i, j \leq 256$:

$$O_{i,j} = \begin{cases} 1 & \text{se } I_{i,j} \geq T_{i,j}, \\ 0 & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (3.15)$$

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 para detecção das fronteiras do ventrículo esquerdo. Segundo os autores, a técnica demonstra praticidade na correção das variações das intensidades de brilho e na detecção das bordas para imagens deste tipo.

Nakagawa & Rosenfeld, em NAKAGAWA & ROSENFELD (1979), apresentaram uma complementação na técnica desenvolvida por CHOW & KANEKO (1972) propondo a análise de histograma bimodal e trimodal.

A extensão para a análise do histograma de cada janela, testa a bimodalidade e a trimodalidade. O teste de bimodalidade é semelhante ao anterior; já o teste de

trimoçalidade, envolve o ajuste de mínimos quadrados para o histograma $F(i)$ dado pela eq. (3.16).

$$\left[g(i) = \frac{P_3}{\sigma_3} e^{-(i-\mu_3)^2/2\sigma_3^2} + \frac{P_4}{\sigma_4} e^{-(i-\mu_4)^2/2\sigma_4^2} + \frac{P_5}{\sigma_5} e^{-(i-\mu_5)^2/2\sigma_5^2} \right] \quad (3.16)$$

Os valores iniciais dos nove parâmetros ($P_3, P_4, P_5, \mu_3, \mu_4, \mu_5, \sigma_3, \sigma_4$ e σ_5) são obtidos pela divisão do histograma entre o primeiro e o segundo “vale” mais profundo. A complementação determinada pelo novo ajuste gaussiano é mostrada na FIGURA 3.5.

FIGURA 3.5 – Aproximação de gaussianas para os histogramas das janelas: (A) duas gaussianas e (B) três gaussianas (NAKAGAWA & ROSENFELD (1979)).

Para avaliar a complementação da técnica, os autores a comparam com a técnica de modificação de histograma iterativo, que identifica os picos em um histograma e troca cada um por um pico mais elevado. As imagens analisadas foram

obtidas através do Laboratório de Pesquisa da *General Motors* como parte de um banco de dados descrito por BAIRD* apud NAKAGAWA & ROSENFELD (1979).

De acordo com os autores, a técnica baseada em histograma bimodal, desenvolvido para angiografia, apresenta bons resultados quando utilizado em outras aplicações, mas algumas restrições são encontradas quando utilizada na análise de imagens que possuem regiões com sombra.

OHYA et al. (1994) propuseram uma técnica baseada em limiarização ótima usando distribuição dos níveis de cinza, para determinar caracteres em imagens com influência de ruídos provocados por iluminação não uniforme. A técnica desenvolvida utiliza a idéia empregada por CHOW & KANEKO (1972), onde a imagem é dividida em janelas. Após a divisão, um novo método foi utilizado para a determinação do valor de limiar de cada janela. Este método, baseado na técnica de OTSU (1979), foi utilizado para poder determinar através de um processo automático e não paramétrico o valor de limiar.

Com a limiarização das janelas, os dados apresentavam uma descontinuidade entre cada janela. Portanto, um processo de interpolação linear foi aplicado sobre cada valor de limiar para criar uma superfície com as variações de fundo. Utilizando esta superfície, os autores limiarizaram a imagem separando o fundo e os objetos.

Para validação, eles aplicaram a sobre um conjunto de 100 imagens digitalizadas com 512 x 480 *pixels*, utilizando 256 níveis de cinza. Através dos testes executados, eles determinaram o tamanho ideal de cada janela (8 x 8 *pixels*) e concluíram que a técnica pode ser empregada para segmentar caractere de vários formatos, com tamanhos desconhecidos e variação de iluminação.

* BAIRD, M. L. (1977) A Computer Vision Data Base for the "Industrial Bin of Parts" Problem. Research Publication GMR-2502. Research Laboratories, General Motors Corp., Warren, Mich. Vozes apud NAKAGAWA, Y.; ROSENFELD, A. (1979). Some Experiments on Variable Thresholding. *Pattern Recognition*, v. 11, p. 191-204.

3.2.3 – Limiarização Ótima usando Gradiente

YANOWITZ & BRUCKSTEIN (1989) propõem uma técnica para segmentação de objetos em regiões da imagem com muito ruído, como iluminação não uniforme. Esta técnica emprega o uso da distribuição dos níveis de cinza e intensidade de gradiente da imagem. O gradiente presente na fronteira da imagem pode ser utilizado na determinação do limiar.

A primeira etapa desta técnica tem como objetivo suavizar a imagem trocando todos os pontos por um valor médio de nível de cinza. Este processo, também proporciona um menor número de erros na determinação da magnitude e na localização dos objetos.

Em seguida, um processo para calcular a magnitude de gradiente dos níveis de cinza da imagem suavizada é aplicado. O próximo passo é a aplicação do processo de limiarização global e afinamento sobre a imagem, afim de obter os pontos com gradiente de máxima intensidade. Na imagem original, estes pontos, denominados de P_i , têm níveis de cinza que são excelentes candidatos para a limiarização ótima.

Depois de obter os pontos com gradiente de máxima intensidade (P_i), um método de interpolação é aplicado para determinar a superfície com as variações das intensidades de brilho do fundo da imagem. O método de interpolação utilizado é baseado em potencial de superfície, onde se utiliza um ajuste Laplaciano de superfície. O Laplaciano da superfície $S(x, y)$, é definido como a soma da segunda derivada da superfície na direção x com a segunda derivada da superfície na direção y :

$$L(S) = \frac{\partial^2 S}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 S}{\partial y^2} \quad (3.17)$$

No início, quase toda a superfície é ajustada com nível de cinza “0”, exceto para os pontos P_i , que são ajustados para seus valores iniciais de níveis de cinza. Tendo então:

$$S(x, y) = \begin{cases} f(x, y) & \text{se } \exists i \text{ tais que } (x, y) = P_i \\ 0 & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (3.18)$$

onde: $f(x, y)$ é o valor do nível de cinza no ponto (x, y) .

Então, o Laplacino é calculado para cada *pixel* na posição (x, y) por:

$$R(x, y) \leftarrow S(x-1, y) + S(x+1, y) + S(x, y-1) + S(x, y+1) - 4S(x, y). \quad (3.19)$$

O objetivo é ter o “restante” R aproximado para zero conforme o número de interações aumente. O valor do Laplaciano R é chamado de “restante” desde que ele não seja nulo, mas aproxime-se de zero a medida que a superfície descontínua tende a desaparecer. Os valores da superfície em todos os *pixels* diferentes dos pontos P_i são atualizados por:

$$S(x, y) \leftarrow S(x, y) + \frac{\beta \cdot R(x, y)}{4} \quad (3.20)$$

onde: $1 < \beta < 2$.

Utilizando este processo de interpolação, os autores calcularam a superfície com as variações das intensidades de brilho do fundo. Para segmentar a imagem, eles aplicam um processo de limiarização onde são comparados os valores dos níveis de cinza da imagem original com os valores da superfície $S(x, y)$.

Devido a iluminação irregular e ao ruído, o processo de segmentação pode cortar regiões de fundo ou objeto, produzindo objetos “fantasmas” e manchas nas imagens. Estas manchas podem ser removidas por um processo de validação, desde que os valores de gradiente ao longo de suas fronteiras sejam baixos. O processo de validação primeiro varre a imagem segmentada, rotulando diferentes componentes de conexão como objetos diferentes. Depois de rotulado, ele varre as fronteiras de todos os objetos rotulados e procura o correspondente valor da borda no mapa gradiente

derivado no início da técnica. Se o valor médio da borda de um determinado objeto não ultrapassar o valor do limiar, ele é eliminado.

A FIGURA 3.6 ilustra o processo de segmentação. A FIGURA 3.6 (a) mostra os níveis de cinza ao longo de uma linha da imagem onde dois picos ou objetos podem ser vistos. A FIGURA 3.6 (b) mostra que os *pixels* com alta magnitude de gradiente são identificados como *pixels* de borda.

FIGURA 3.6 – Interpolação de uma limiarização ótima: (a) distribuição dos níveis de cinza ao longo de uma linha, (b) magnitude de gradiente ao longo de uma linha (JAIN & DUBUISSON (1992)).

Para validar esta técnica, os autores utilizaram três tipos de imagens corrompidas por ruídos provocados pela iluminação não uniforme. A nova técnica, a de CHOW & KANEKO (1972) e a complementação desenvolvida por NAKAGAWA & ROSENFELD (1979), foram utilizadas para limiarizar as imagens. Segundo os autores, a técnica de NAKAGAWA & ROSENFELD (1979) é

semelhante a de CHOW & KANEKO (1972). A única diferença está relacionada a utilização de um método mais robusto para detectar a bimodalidade do histograma parcial e para determinar o limiar local. Comparando a nova técnica com as duas anteriores, ela se mostrou superior na correção das imagens empregadas.

Parker, em PARKER (1991), apresentou uma técnica que tinha como objetivo localizar objetos em uma imagem com iluminação não uniforme através do uso da intensidade de gradiente e finalmente utilizá-la como suposição inicial para limiarização ótima.

Segundo o autor, a determinação do objeto em uma imagem está relacionada às grandes intensidades de gradientes presentes nas suas fronteiras. Um *pixel* próximo a fronteira do objeto tem intensidade de gradiente elevada em relação aos *pixels* fora dela ou paralelos a ela.

Esta técnica é conhecida como método de intensidade de gradiente local (IGL). Resumidamente ela segue as seguintes regras:

- Para todos os *pixels* da imagem analisada (*IM1*) calcula a diferença mínima entre os *pixels* e todos os seus vizinhos. Esta diferença é armazenada em uma outra imagem (*IM2*).
- Divide *IM2* dentro de sub-regiões $N \times N$. Calcula a média (*QIM*) e o desvio padrão (*QDEV*) para cada sub-região.
- Suaviza ambas *QIM* e *QDEV*. O valor de *QIM* em cada ponto é trocado por um fator determinado pela influência média de todas as sub-regiões vizinhas. O mesmo acontece para *QDEV*.
- Um processo de interpolação é aplicado sobre os valores de *QDEV* e *QIM* para encontrar novamente uma sub-região $N \times N$. Estes resultados determinam um valor aproximado do gradiente e desvio de cada *pixel*.
- Para cada *pixel* $[i, j]$ de *IM2*:
 - Se $QIM[i, j] \geq -1$ ou $QDEV[i, j] \geq -1$, o *pixel* $[i, j]$ permanece não classificado,

- Se $IM2[i, j] \leq QIM[i, j] + 3 * QDEV[i, j]$, então, o *pixel* $[i, j]$ é um *pixel* do objeto,
 - Senão $[i, j]$ não é classificado.
-
- Para todos os *pixels* não classificados $[i, j]$, encontra um limiar através da determinação do menor valor do nível de cinza em uma vizinhança dos *pixels* do objeto (agregação de *pixel*). Se $IMI[i, j]$ é menor que este valor, repete este passo até que nenhum *pixel* do objeto seja encontrado.
 - Este passo é opcional: para todos os *pixels* ainda não classificados, calcula um limiar através da média de no mínimo quatro *pixels* vizinhos do objeto (crescimento de região). Repete este passo até não encontrar mais *pixels* do objeto.
 - Este passo é opcional: para todos os *pixels* não classificados, calcula um limiar através da média de no mínimo seis *pixels* vizinhos do objeto (crescimento de região). Repete este passo até não encontrar mais *pixels* do objeto.
 - Passa todos os *pixels* do objeto em IMI para o valor “0” e todos os *pixels* não classificados para um valor positivo. Com isto, IMI mostra a imagem limiarizada.

A técnica proposta pelo autor foi desenvolvida em Linguagem C, implementada em uma estação SUN 4 e aplicado sobre imagens de 256 x 256 *pixels*. As imagens analisadas pela técnica eram textos escritos a mão e imagens de cromossomos.

A nova técnica *IGL* foi comparada com as técnicas de seleção interativa (*SI*), histograma dos níveis de cinza (*HNC*) e algoritmos de correlação (*CORR*) em doze imagens com dois tipos de efeitos de iluminação. Os efeitos de iluminação foram aplicados artificialmente: iluminação linear e pontos gaussianos. Segundo o autor, estas técnicas utilizadas para comparação produzem resultados quase idênticos para as imagens analisadas, por isso, a nova técnica foi apenas comparada com os *CORR*.

Os resultados apresentados pelos *CORR*, resultam em imagens com uma determinada área não uniformizada de acordo com o fundo, devido ao gradiente de

iluminação. Já a técnica *IGL* não apresenta este problema. As imagens com ruídos gaussianos quando limiarizadas com os *CORR*, mostram melhores resultados na região central, devido ao efeito de iluminação aplicada. Quando a técnica *IGL* é aplicada, os detalhes da imagem inteira tornam-se visíveis. Segundo o autor, a técnica *IGL* proporcionou melhores resultados quando comparadas com as outras aplicadas.

3.2.4 – Limiarização Ótima usando Detector de Bordas

Em um outro estudo, Jain & Dubuisson em JAIN & DUBUISSON (1992), apresentam uma técnica baseada em limiarização ótima, utilizando um detector de bordas, para correção de imagens de raios X com influência de iluminação não uniforme e presença de ruídos não gaussianos provocados pelos sensores de captação de imagem. Os autores combinaram a técnica de YANOWITZ & BRUCKSTEIN (1989) com o detector de bordas de CANNY* apud JAIN & DUBUISSON (1991).

Para aplicar esta técnica sobre as imagens, inicialmente o histograma na escala de níveis de cinza entre 0 e 255 foi calculado. Com a obtenção deste histograma, o detector de bordas foi aplicado. Segundo os autores, este detector foi desenvolvido para satisfazer a três critérios:

- boa detecção;
- boa localização;
- apenas uma resposta para uma borda simples.

O detector fixa a primeira derivada de uma gaussiana como a melhor aproximação para o filtro ótimo. Este filtro satisfaz a detecção e localização crítica e apresenta apenas uma resposta para uma única borda. A função gaussiana da janela utilizada é definida como:

* CANNY, J. (1986). A Computational Approach to Edge Detection. IEEE Trans. Pattern Analysis Machine Intelligence, v. PAMI 8, n. 6, p. 678-698. Vozes apud JAIN, A. K.; DUBUISSON, M. P. (1991). Segmentation of X-ray and C-scan Images of Fiber Reinforced Composite Materials, *Pattern Recognition* v. 25, n. 3, p. 257-270.

$$G = \begin{cases} \exp\left\{-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right\} & \text{se } -W/2 \leq x, y \leq W/2 \\ 0 & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (3.21)$$

onde: $W \times W$ é o tamanho da janela,

σ^2 é a variação da função gaussiana.

O filtro ótimo em uma dada direção n é definido por:

$$G_n = \frac{\partial G}{\partial n} \quad (3.22)$$

Para detectar perfeitamente a borda, n deverá ser orientado normalmente à sua direção. Embora esta direção não seja a princípio conhecida, um ponto é definido como sendo a informação máxima local do operador G_n aplicado na imagem (f). Então, tem-se:

$$\frac{\partial G_n}{\partial n} * f = 0 \quad (3.23)$$

onde: $*$ é o operador de convolução.

Assim,

$$\frac{\partial^2 G}{\partial n^2} * f = 0 \quad (3.24)$$

que é equivalente a:

$$\frac{\partial^2}{\partial n^2} (G * f) = 0 \quad (3.25)$$

devido a propriedade do operador de convolução.

Dois parâmetros são definidos para este detector de borda: a largura W do filtro e a variação σ^2 da gaussiana. Uma vez que as bordas foram encontradas, a imagem resultante é limiarizada para guardar apenas as bordas significantes.

Com a utilização deste detector, obtém-se uma imagem com os pontos da borda e aplica-se a técnica de YANOWITZ & BRUCKSTEIN (1989) para ajustar a superfície e determinar um valor de limiar para se obter a imagem limiarizada.

Em seguida, um filtro mediano é aplicado na imagem limiarizada, tendo como sua principal finalidade suavizar a imagem. Após a utilização deste filtro, uma técnica baseada em BALLARD & BROWN* apud JAIN & DUBUISSON (1991), é aplicada para encontrar os componentes conectados na imagem por uma vizinhança de 3×3 *pixels* e eliminar os valores de pequenas intensidades dos níveis de cinza.

As imagens de raios X utilizadas para avaliação desta técnica foram expostas em 2,5 minutos e com uma voltagem de 30 kV. Os filmes foram revelados e em seguida, digitalizados por uma câmara Panasonic WV-CD50 CCD (512×512 *pixels*). A técnica foi testada sobre um conjunto de imagens de raios X que apresentavam amostras com defeitos nas bordas. De acordo com os autores, esta técnica formada basicamente por estes dois métodos produz ótimos resultados para a segmentação das imagens de raios X obtidas nas análises industriais.

DAÍ et al. (1996) também propuseram uma técnica, baseada em limiarização ótima usando detector de bordas, para corrigir imagens com iluminação não uniforme.

Segundo os autores, o valor do nível de cinza de um *pixel* da borda pode ser considerado um ótimo valor de limiar inicial para a vizinhança, podendo ser determinado depois da detecção da borda. O processo utilizado para encontrar o valor do limiar para outras áreas da imagem é feito através de uma técnica de dilatação. A grande vantagem em se utilizar o detector de bordas nas imagens com influência de iluminação não uniforme é que em geral, qualquer técnica de detecção

* BALLARD, D. H.; BROWN, C. M. (1982). *Computer Vision*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs. New Jersey Vozes apud JAIN, A. K.; DUBUISSON, M. P. (1991). Segmentation of X-ray and C-scan Images of Fiber Reinforced Composite Materials, *Pattern Recognition*. v. 25, n. 3, p. 257-270.

de borda apresenta resultados satisfatórios com imagens que possuem condições de iluminação pobres.

Com o objetivo inicial de se obter as bordas da imagem, os autores implementaram filtros gaussianos, baseados em filtros uniformes em cascata (WELLS* apud DAÍ et al (1996)). Com a obtenção das bordas, o próximo passo foi determinar a limiarização ótima da imagem. Um limiar inicial para um *pixel* localizado em uma borda foi determinado pelo seu valor de nível de cinza, sendo que, um *pixel* fora da borda foi rotulado com um valor negativo. Então, o limiar inicial $t_0(x, y)$ foi dado por:

$$t_0(x, y) = \begin{cases} f(x, y) & \text{se } e(x, y) = 1 \\ -1 & \text{se } e(x, y) = 0, \end{cases} \quad (3.26)$$

onde: $f(x, y)$ são os níveis de cinza da imagem de entrada;

$e(x, y)$ são as bordas da imagem.

Em seguida, com o objetivo de determinar todos os valores dos limiares da imagem, os autores utilizaram um processo de dilatação em que regiões compostas de *pixels* com um limiar definido foram dilatadas usando um método de limiarização iterativo. A FIGURA 3.7 ilustra o processo de dilatação para um *pixel* e uma borda, sendo que os números marcados dentro de cada *pixel* determinam a ordem da dilatação.

* WELLS, W.M. (1986). Efficient Synthesis of Gaussian Filters by Cascaded Uniform Filters. *IEEE Trans. Pattern Analysis Machine Intelligence*. v. PAMI-8, p. 234-239. Vozes apud DAÍ, M.; BAYLOU, P.; HUMBERT, L.; NAJIM, M. (1996). Image Segmentation by a Dynamic Thresholding Using Edge Detection Based on Cascaded Uniform Filters. *Signal Processing*. v. 52, p. 49-63.

FIGURA 3.7 – Processo de dilatação: (a) dilatação de um *pixel* e (b) dilatação de uma borda.

Após aplicar o processo de dilatação, deve se utilizar um filtro para suavizar a imagem. Assim, um filtro mediano de 16 x 16 *pixels* foi aplicado para se determinar a imagem final.

Para validação, eles a testaram sobre imagens de 256 x 256 *pixels* (8 bits) e em seguida, a compararam com técnicas de limiarização global PARZEN* apud DAÍ et al.(1996). A nova técnica apresenta duas vantagens sobre a técnica de limiarização global:

- redução do efeito de iluminação;
- a imagem limiarizada apresenta mais detalhes.

3.2.5 – Limiarização baseada em Função Integrada

WHITE & ROHRER (1983) desenvolveram uma técnica de limiarização baseada em função integrada, para segmentar imagem de caracteres de documentos impressos ou escritos à mão. As imagens analisadas apresentavam influência de iluminação não uniforme, mancha e característica de resolução não ideal.

* PARZEN, E. (1960). *Modern Probability Theory and Its Applications*, Wiley, New York Vozes apud DAÍ, M.; BAYLOU, P.; HUMBERT, L.; NAJIM, M. (1996). *Image Segmentation by a Dynamic Thresholding Using Edge Detection Based on Cascaded Uniform Filters*. *Signal Processing*. v. 52, p. 49-63.

O primeiro passo desta técnica foi processar as imagens como operadores de gradiente para identificar e rotular os *pixels* em áreas onde existiam distintas mudanças nos níveis de cinza. Estas áreas eram tipicamente bordas do texto ou áreas do fundo com alta mudança de contraste, sendo que a sua determinação é importante para separar a borda do texto do seu fundo.

Para identificar os *pixels* na vizinhança de uma borda, uma medida da mudança dos valores dos níveis de cinza foi utilizada. Esta medida é definida por um operador de ação $A(i, j)$ que extrai sucessivamente valores altos na vizinhança da borda do caractere e valores baixos em outras partes. Entretanto, um simples limiar é suficiente para separar apenas os *pixels* situados próximos a borda do caractere.

Em seguida, todos os *pixels* das bordas encontrados devem ser rotulados de acordo com o sinal de um operador laplaciano aplicado nos *pixels* analisados. Neste caso, o operador Laplaciano foi aplicado apenas nos *pixels* que possuíam o operador de ação $A(i, y)$ maior ou igual ao limiar T . Esta combinação entre os operadores foi utilizada para construir uma imagem de três níveis, na qual, apenas as bordas de maior exatidão foram identificadas e rotuladas. Nesta imagem, um *pixel* no lado escuro da borda é rotulado com “+”, outro no lado da luz é rotulado com “-” e todos os outros são rotulados com “0”.

Depois de construir a imagem de três níveis, uma técnica de correlação foi aplicada para criar a imagem limiarizada, na qual os *pixels* internos dos caracteres eram pretos e os *pixels* de fundo eram brancos.

Para verificar a validade desta técnica, os autores aplicaram sobre imagens de folhas de cheques, que possuem uma variação de intensidade de brilho do fundo provocado por manchas e iluminação não uniforme. Segundo os autores, embora o fundo da imagem apresentava grandes mudanças de contraste, as variações encontradas foram removidas pela técnica.

3.3 – Técnica de Ajuste de Fundo

Um outro método empregado para correção das variações das intensidades de brilho do fundo é a técnica de ajuste de fundo, que utiliza regressão pelo método de mínimos quadrados para estimar o brilho da imagem. Segundo CHUNG & LEININGER (1990), a utilização desta técnica permite remover as altas frequências presentes nas imagens, não apresentando problemas na detecção de defeitos de baixo contraste.

O método de regressão polinomial por mínimos quadrados permite que através da determinação dos coeficientes, construir uma imagem com as variações das intensidades de brilho que ocorrem no fundo da imagem a ser analisada. Segundo BERNARDINO et al. (1999), o cálculo do polinômio é baseado na hipótese de que os valores da luminosidade do fundo em uma imagem são contínuos para uma determinada região.

Para aplicação desta técnica, Russ, em RUSS (1994), define um conjunto de pontos da imagem e a partir destes ajusta uma função polinomial de segunda ordem do tipo:

$$p(x, y) = a_0 + a_1x + a_2y + a_3x^2 + a_4y^2 + a_5xy \quad (3.27)$$

Segundo RUSS (1994), através da eq. (3.27) podemos gerar uma imagem com as variações das intensidades de brilho do fundo para corrigir a iluminação não uniforme. A seguir, apresentamos alguns trabalhos presentes na literatura que utilizam esta técnica.

3.3.1 – Técnica de Ajuste de Fundo baseado em Função Polinomial

CHUNG & LEININGER (1990), desenvolveram uma técnica para compensação da iluminação não uniforme, baseado em função polinomial, para

analisar imagens utilizadas na indústria para inspeção de falhas na superfície e na medida das dimensões dos componentes.

Para o desenvolvimento desta técnica, os autores utilizaram o modelo radiométrico de formação da imagem, baseado em BALLARD & BROWN* apud CHUNG & LEININGER (1990), onde o brilho y (nível de cinza) no ponto imagem x' é proporcional ao produto do brilho da cena i e a reflexão r em seu correspondente ponto x :

$$y(x') = i(x) \cdot r(x) \quad (3.28)$$

Com este modelo, os autores puderam construir uma imagem com as intensidades de brilho do fundo utilizando um polinômio de segunda ordem e subtraí-la da imagem original. Em consequência do tempo computacional e da variação encontrada na imagem original, os autores calcularam o polinômio linha por linha. O método foi testado sobre um conjunto de imagens que apresentam defeitos nas bordas dos objetos.

Segundo os autores, os resultados apresentados demonstram um avanço no processo de inspeção visual em relação a outras técnicas utilizadas na indústria. A vantagem desta técnica é que ela pode ser utilizada de duas formas:

- para reproduzir o perfil de intensidade de fundo da imagem através do método de mínimos quadrados e então aplicar o resultado para normalizar a imagem;
- utilizar o perfil de intensidade de fundo reproduzido, para compensar todas as outras imagens de mesma característica.

WU et al. (1992) utilizaram a técnica de ajuste de fundo durante a detecção computadorizada de agrupamentos de microcalcificação. O processo de detecção de microcalcificação em mamografia digital apresenta dois aspectos diferentes, ou seja,

*BALLARD, D. H.; BROWN, C. M. (1982). Computer Vision. ed. *Prentice-Hall*, Englewood Cliffs, N.J. Vozes apud 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, p.389-397.

(1) detecção de microcalcificação individual e (2) detecção de microcalcificação agrupada.

Neste trabalho, os autores primeiramente definiram três diferentes tipos de regiões de interesses a serem analisadas, ou seja, positivo, negativo e falso-positivo. Estas regiões possuíam diferentes níveis de cinza no fundo da imagem.

Com a finalidade de separar as microcalcificações do fundo não uniforme uma técnica de correção das variações das intensidades de brilho do fundo deve ser aplicada sobre as regiões de interesse. Assim, os autores aplicaram a técnica de ajuste de fundo baseado em uma função polinomial bidimensional para criar uma imagem com as variações das intensidades de brilho do fundo. Em seguida, aplicaram um método de subtração entre os valores dos níveis de cinza da imagem original e da imagem obtida com a função polinomial para corrigir as variações presentes no fundo. Segundo os autores, esta técnica é extremamente importante para que as outras etapas do método de detecção de microcalcificação possam ser aplicadas.

Para verificar a eficiência do método desenvolvido para a detecção de microcalcificação, os autores o empregaram em 30 regiões de interesses com tamanho de 32×32 pixels. Neste teste, conseguiram uma precisão de 100% para classificação das regiões de interesse positivo e negativo.

BERNARDINO et al. (1999) também aplicaram esta técnica para solucionar problemas encontrados em imagens radiográficas, provocados por variação não uniforme de luminosidade no fundo. Neste trabalho, outra técnica de correção de variação de intensidade, baseada em redes neurais, também foi implementada. O objetivo foi comparar os resultados obtidos pelas técnicas desenvolvidas. A técnica de ajuste de fundo utilizou um polinômio de grau arbitrário, baseado no teorema de aproximação *Weiertrass** (RAMACHANDRAN & YIANNI apud BERNARDINO et

* 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.

al. (1999)), para correção de imagens radiográficas. Um polinômio de n graus, o qual minimiza o erro, pode ser descrito por:

$$a_{00}x^0y^0 + a_{10}x^1y^0 + a_{20}x^2y^0 + \dots + a_{n0}x^ny^0 + a_{01}x^0y^1 + a_{02}x^0y^2 + \dots + a_{0n}x^0y^n \quad (3.29)$$

Os valores para a imagem foram determinados pelos cálculos dos coeficientes do polinômio para x , y com $x: 1 \dots N$, $y: 1 \dots M$; onde N e M representam as dimensões da imagem.

Os autores aplicaram os resultados obtidos com as duas técnicas sobre um algoritmo de agrupamento *Fuzzy*. O objetivo deste algoritmo foi segmentar a imagem em diferentes elementos que a compõe. Os resultados apresentados pelo algoritmo de agrupamento para a técnica de ajuste de fundo, baseado em regressão polinomial, se mostraram satisfatórios para detecção de objetos inteiros. Já em outras regiões, os resultados apresentaram erros no processo de correção das variações das intensidades de brilho do fundo.

No mesmo ano, SCHIMIDT et al. (1999) aplicaram esta técnica no método de identificação e interpretação de agrupamentos de microcalcificações. Sua principal finalidade foi corrigir as variações das intensidades de brilho presentes nas imagens mamográficas.

Como as imagens mamográficas apresentavam variações das intensidades de brilho no fundo, inicialmente, uma fase de pré-processamento deveria ser aplicada para determinar a correção do fundo. Assim, os autores aplicaram a técnica de ajuste de fundo baseada em uma função polinomial bidimensional de terceiro grau para obter a imagem auxiliar com as variações das intensidades de brilho do fundo. Em seguida, a utilizaram para corrigir as variações das intensidades de brilho do fundo da imagem original, conforme mostra a FIGURA 3.8.

FIGURA 3.8 – 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.

Com a correção das variações das intensidades de brilho do fundo da imagem mamográfica, os autores aplicaram os processos para detecção das regiões de agrupamento e interpretação da microcalcificação.

Para analisar a eficiência deste método, os autores aplicaram a técnica sobre um conjunto de 272 imagens de 100 pacientes. O método apresentou bons resultados no processo de uniformização e conseqüentemente bons resultados na detecção de agrupamentos, sendo que o método de identificação de microcalcificações foi capaz de detectar aproximadamente 90% dos agrupamentos nas imagens uniformizadas.

PLOTNIKOV et al. (2000) também utilizaram a técnica de ajuste de fundo para detectar defeitos em imagens de estruturas metálicas, onde as falhas são tipicamente representadas por sinais de grandes amplitudes nas imagens de infravermelho e são freqüentemente chamadas de “mancha de luz”.

Neste trabalho, como a câmera utilizada para análise das estruturas metálicas apresentava uma variação quadrática da iluminação, um polinômio de segunda ordem foi utilizado para calcular a imagem com as variações das intensidades de brilho do fundo.

De acordo com os autores, se a técnica fosse aplicada em uma linha da imagem que continha um grande defeito, ela não apresentaria bons resultados. Portanto, para ampliar a aplicação, eles modificaram o processo utilizado para medir os valores dos níveis de cinza dos *pixels* empregados durante o cálculo dos coeficientes. Sendo que, reduziram para três *pixels* o número necessário para o cálculo dos coeficientes. A determinação da posição destes três *pixels* foi feita através de um modo interativo que utiliza uma hipótese para suas localizações. Com a determinação dos valores dos coeficientes, a função polinomial de segunda ordem foi aplicada sobre a imagem original criando a imagem com as variações das intensidades de brilho do fundo.

Em seguida, aplicaram um processo de subtração para eliminar as variações das intensidades de brilho do fundo da imagem, deixando apenas os dados de interesse para a análise da imagem das estruturas metálicas.

De acordo com os autores, esta técnica pode apresentar limitações na correção de regiões com determinados tamanhos. Neste caso, para estas áreas serem uniformizadas, a função polinomial deve assumir uma forma mais complexa.

Apesar das limitações descritas acima, os autores concluíram que a técnica pode ser utilizada para corrigir as variações das intensidades do fundo das imagens de estruturas metálicas. Sendo que, a utilização desta técnica facilita a aplicação de outras técnicas de processamento empregadas na análise dos defeitos.

CAPÍTULO 4

CONCLUSÕES DO ESTUDO REALIZADO

Neste capítulo apresentamos as considerações sobre as técnicas tradicionais empregadas para correção de iluminação não uniforme e o efeito “heel”.

4.1 – Conclusões do Estudo Realizado

4.1.1 – Considerações sobre as Técnicas de Processamento de Imagens utilizadas para Correção de Iluminação Não Uniforme

Para a correção das variações das intensidades presentes no fundo da imagem, é necessário um valor de limiar que as corrija sem afetar os objetos presentes na imagem. Este processo é conhecido como limiarização ótima.

O principal trabalho apresentado com este método foi desenvolvido por CHOW & KANEKO (1972), que sugere a utilização das informações locais para determinar o limiar ótimo da imagem. Para que esta técnica seja utilizada, a imagem

deve ser dividida em janelas com áreas de tamanhos iguais, formando uma grade. NAKAGAWA & ROSENFELD (1979), propuseram uma complementação do método para a análise de cada janela. Apesar de ter sido aprimorado, o método ainda apresenta algumas desvantagens. A primeira, está relacionada ao tamanho das janelas colocadas sobre a imagem, as quais não levam em consideração as características do tamanho do objeto. Outra desvantagem é que sérios erros podem ocorrer se uma janela for colocada inteiramente sobre as áreas dos objetos ou do fundo que possuem ruídos ou iluminação não uniforme, pois produzirão sub-histogramas com bimodalidade.

Outras técnicas de limiarização ótima foram também propostas por PARKER (1991), WHITE & ROHRER (1983) e YANOWITZ & BRUCKSTEIN (1989) utilizam as intensidades de gradientes das bordas dos objetos. O principal problema é que estas técnicas apresentam dificuldades para determinar a intensidade de gradiente de objetos afetados pela iluminação não uniforme, podendo em alguns casos danificá-los durante o processo de limiarização.

Além da limiarização outra técnica empregada no processo de correção da iluminação não uniforme é a técnica de ajuste de fundo. Esta técnica é baseada em regressão por mínimos quadrados para obtenção da imagem corrigida, sendo muito utilizada em mamografia na fase de pré-processamento dos sistemas CAD (SCHMIDT et al. (1999) e WU et al. (1992)). Sua principal finalidade é a criação de uma imagem com as variações das intensidades de brilho do fundo da imagem a ser analisada. As desvantagens encontradas nessa técnica são o tempo consumido para gerar a imagem de fundo e a limitação dos números de pontos usados no processo de determinação dos coeficientes (BERNARDINO et al. (1999)).

4.1.2 – Considerações sobre o Efeito "heel"

O efeito "heel" provoca variações das intensidades de radiação no plano imagem e conseqüentemente, uma distribuição de densidade não uniforme nas imagens radiográficas (GRATELE et al. (1990) e FUNG & GILBOY (2000)). MARQUES (1998), propôs a simulação deste efeito, permitindo uma avaliação

precisa do efeito “heel” sob qualquer condição e com quaisquer sistemas radiológicos.

Então, devido as considerações apresentadas para as técnicas de processamento de imagens utilizadas para correção de iluminação não uniforme, propomos um novo método baseado na simulação do efeito “heel”, onde poderemos determinar a variação da intensidade de radiação em todo o plano imagem para a correção da distribuição de densidade nas imagens radiográficas.

CAPÍTULO 5

MÉTODOS E PROCESSOS

A partir das considerações feitas sobre as técnicas tradicionais de correção de iluminação não uniforme no capítulo 4, descreveremos neste capítulo a metodologia utilizada no desenvolvimento do algoritmo para correção do efeito “heel”. Além, dos processos empregados na obtenção das imagens radiográficas, bem como na implementação das técnicas tradicionais utilizadas para correção de iluminação não uniforme.

5.1. PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

5.1.1 – Método Experimental para Obtenção do Ângulo de Inclinação do Anodo

Antes de realizarmos as exposições para obtenção das imagens mamográficas, é necessário estabelecer alguns parâmetros dos aparelhos para que posteriormente possamos aplicar os algoritmos desenvolvidos para correção do efeito “heel”. O principal objetivo desta etapa é calcular o ângulo de inclinação do anodo. Para isto, devemos, inicialmente, obter os seguintes parâmetros:

- centro do campo de radiação;
- a distância foco/filme.

Para determinar estes parâmetros, realizamos os testes de superposição de esferas e magnificação. Em seguida, posicionamos uma matriz de câmeras de orifícios (OLIVEIRA (1995)), no centro do campo para medir o tamanho do ponto focal para duas posições “C” e “B” (vide FIGURA 5.1) do campo de radiação. A matriz de câmeras de orifícios utilizada consiste de uma placa de chumbo com formato circular, sobre a qual foram feitos 100 orifícios dispostos radialmente. Os furos foram feitos com uma inclinação igual a do feixe de raios X. A placa de chumbo foi montada sobre uma de alumínio e sobre uma de acrílico.

FIGURA 5.1 - Representação do ponto focal no centro do campo e em outra posição.

Com a obtenção do tamanho do ponto focal nas posições “C” e “B”, calculamos o ângulo de inclinação do anodo através da eq. (5.1), dada por OLIVEIRA (1995):

$$\alpha = \arctan \left(\frac{a_{centro} * \left(\frac{dx}{d_1 + d_2} \right)}{a' - a_{centro}} \right) \quad (5.1)$$

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;

d_2 é a distância entre o objeto e o plano imagem;

5.1.2 - Método Experimental para Obtenção das Imagens Radiográficas

Para obtenção das imagens, colocamos sobre o cassete 5 discos de alumínio de 10 mm de diâmetro e 1,5 mm de espessura (FIGURA 5.2 (a)). A disposição dos discos sobre o cassete está ilustrada na FIGURA 5.2 (b).

Segundo TERRY et al. (1999), a grade supressora pode influenciar no efeito da não uniformidade presente na imagem mamográfica. Para se evitar isto, o cassete com o filme radiográfico deve ser colocado sobre a mesa mamográfica.

FIGURA 5.2 – (a) Ilustração do dispositivo utilizado para obtenção das imagens. (b) Disposição dos discos de alumínio sobre o cassete.

5.2. PROCEDIMENTOS COMPUTACIONAIS

Desenvolvemos neste trabalho, um sistema computacional onde é possível corrigir a distribuição das densidades não uniformes presente nas imagens mamográficas. O sistema em plataforma WINDOWS, emprega a Linguagem DELPHI 3.0 e pode ser dividido em três partes. O primeiro algoritmo permite a correção do efeito “heel” utilizando a simulação do efeito anódico desenvolvido por MARQUES (1998). A segunda agrupa os algoritmos de correção baseados em técnicas de limiarização. Na terceira, estão os algoritmos de correção baseados em técnicas de ajuste de fundo. Implementamos as técnicas convencionalmente utilizadas de limiarização e de ajuste de fundo para permitir a comparação como o método que desenvolvemos e que permite a correção do efeito “heel”.

5.2.1 - Algoritmo para Correção do Efeito “Heel”

A seguir, descrevemos os procedimentos computacionais empregados no desenvolvimento do algoritmo que permite corrigir as variações das densidades, causadas pelo efeito “heel”, que estão presentes nas imagens mamográficas.

5.2.1.1 - Entrada dos Parâmetros

Inicialmente, para que possamos aplicar o algoritmo para correção do efeito “heel” nas imagens mamográficas digitalizadas, o usuário deve entrar com alguns parâmetros do sistema de raios X, a saber:

- kVp, corrente e tempo de exposição;
- material (Tungstênio ou Molibdênio) e ângulo de inclinação do alvo (ϕ);
- espessura da filtração inerente (T_{iner});
- distância do foco ao plano imagem (d_{fi});
- distância do foco à janela do tubo (d_{ff});

Com os parâmetros do sistema de raios X e o valor de resolução utilizado na digitalização da imagem mamográfica, construímos uma “caixa de diálogo” com alguns componentes visuais, disponíveis na Linguagem DELPHI 3.0. A FIGURA 5.3 mostra a “caixa de diálogo” responsável pela entrada ou alteração dos parâmetros necessários para aplicação do algoritmo. Os valores que estão sendo exibidos são valores *default* do programa, que podem ser modificados a qualquer momento pelo usuário.

FIGURA 5.3 – “Caixa de diálogo” para entrada dos parâmetros.

Em seguida, o usuário deve marcar através do *mouse*, o centro do campo de radiação da imagem digitalizada. Este parâmetro é importante porque, é baseado nesta referência que o algoritmo calculará o valor da intensidade em cada ponto do campo de radiação.

5.2.1.2 – Cálculo das Variações das Intensidades de Radiação

A variação na intensidade de radiação ao longo do campo de radiação é causada pelo efeito “heel”, devido à filtração que os fótons de raios X sofrem no material do alvo quando são emitidos pelo anodo.

Para podermos realizar a correção das densidades não uniformes presentes nas imagens mamográficas, devemos, inicialmente, calcular os valores das intensidades de radiação que chegam em todos os pontos do plano imagem.

Márcio A. Marques, em MARQUES (1998), desenvolveu um algoritmo baseado em FRITZ & LIVINGSTON (1982), que calcula o efeito “heel” para alvo de tungstênio na direção do eixo anodo/catodo. O algoritmo permite calcular o espectro de raios X através de dois métodos computacionais: o método da aproximação com diminuição constante da velocidade (*continuous slowing-down approximation* ou *csda*) e o método da profundidade única de produção de fótons (*constant depth of production* ou *cd*), descritos no item 2.4.

A partir da entrada dos parâmetros do sistema de raios X, devemos, inicialmente, calcular o espectro de intensidade de radiação $I_0(E)$, produzido no interior do alvo, para um ponto, denominado $P_I(x, y)$, do campo de radiação. A produção do espectro para esse ponto é dada por FRITZ & LIVINGSTON (1982) através da eq. (5.2):

$$I_0(E) = CZ(E_0 - E) \left(\frac{v_0}{c^2} \right) \quad (5.2)$$

onde: E é a energia do fóton,

E_0 é a energia de emissão dos elétrons.

Z é o número atômico do anodo,

v_0 é a velocidade inicial do elétron,

C é uma constante,

c é a velocidade da luz.

O valor da constante C , utilizado na eq. (5.2), é fornecido de acordo com o material do anodo escolhido na entrada dos parâmetros. Para o anodo de tungstênio o valor é $1,02 \times 10^{11}$ e para o anodo de molibdênio o valor é $0,579 \times 10^{11}$ (UNWORTH & GREENING (1970)).

A FIGURA 5.4 apresenta o esquema utilizado para calcular a intensidade de radiação ao longo do plano imagem. Sendo: d a profundidade de penetração do elétron no material do alvo (alcance), s o caminho percorrido pelo fóton dentro do alvo do ponto de produção do fóton até a superfície do anodo, ϕ ângulo de inclinação do anodo e $P_I(x, y)$ posição no campo de radiação.

FIGURA 5.4 – Processo de emissão dos fótons pelo anodo

Em seguida, devemos calcular o comprimento do caminho $s(\theta)$ percorrido pelo fóton dentro do alvo para alcançar o plano imagem. Como Márcio A. Marques, em MARQUES (1998), calculava o comprimento do caminho apenas para o eixo anodo/catodo, acrescentamos os módulos desenvolvidos por Márcia A. Silva, em

SILVA (2001). Esses módulos permitem considerarmos as projeções geométricas do processo de penetração do elétron, a produção dos raios X e a direção perpendicular ao eixo anodo/catodo. Assim, calculamos o comprimento do caminho $s(\theta)$ através da eq.(5.3), dada por SILVA (2001):

$$S(\theta) = \frac{d \cos \phi}{\cos \beta \sin(\phi + \theta)} \quad (5.3)$$

onde: d é a profundidade de penetração do elétron no material do alvo;

ϕ ângulo de inclinação do anodo;

θ ângulo entre o eixo central e o raio medido;

β ângulo de desvio da direção perpendicular ao eixo anodo/catodo;

De acordo com os métodos computacionais desenvolvidos por FRITZ & LIVINGSTON (1982), *csda* e *cd*, o alcance d dos elétrons dentro do alvo, utilizado para o cálculo da eq. (5.3), apresentam diferenças. Sendo que, no método *csda*, o alcance d varia conforme a energia E , enquanto que no método *cd*, o alcance d é constante e corresponde a uma fração obtida empiricamente através de uma aproximação dos dados observados do efeito “heel” do alcance máximo dos elétrons dentro do alvo. Os valores para o alcance máximo dos elétrons em função da kVp, para os materiais utilizados (Molibdênio e Tungstênio), foram obtidos na ICRU *Report 37* (1984).

Depois de determinarmos o caminho que o fóton percorre dentro do alvo para alcançar o plano imagem, através da eq. (5.3), utilizamos a eq. (5.4) para efetuar o cálculo da atenuação do material do alvo. Nesse cálculo, a filtração do espectro é realizada considerando a atenuação relativa gerada pela travessia do fóton através do material do alvo.

$$I(E) = I_0(E) e^{-\mu/\rho \cdot S(\theta)} \quad (5.4)$$

onde, $I(E)$ é a intensidade de radiação transmitida,

$I_0(E)$ é intensidade de radiação incidente,

μ/ρ é o coeficiente de atenuação de massa, que depende da energia dos fótons incidentes e do material do alvo utilizado como filtro.

Em seguida, utilizamos a eq. (5.5) para efetuar o cálculo da atenuação causada pela filtração inerente. Nesse cálculo, a filtração do espectro também é realizada considerando a atenuação relativa gerada pela travessia do fóton através do material do “protetor de vidro” do tubo de raios X. Esta equação é conhecida como *equação de Lambert-Beer* (WOLBARST (1993)).

$$I(E) = I_0(E) \cdot e^{-\mu/\rho \cdot \rho \cdot x} \quad (5.5)$$

onde, ρ é a densidade do material absorvedor e x é a espessura do filtro.

Caso o usuário informe a presença de filtros adicionais na entrada dos parâmetros do sistema de raios X, aplicamos novamente a eq. (5.5) para efetuar o cálculo da atenuação causada pelos filtros adicionais.

Os valores utilizados para os coeficientes de atenuação de massa dos materiais considerados na simulação para o cálculo da eq. (5.5) e das outras atenuações proposta no cálculo da intensidade de radiação foram fornecidos por Boone & Chavez (BOONE & CHAVEZ (1996)). Assim, utilizamos os valores de μ/ρ em função das energia dos fótons entre 1 a 50 keV, para todos os materiais considerados no algoritmo.

Depois, o espectro foi integrado sobre $I(E)$ para se obter a intensidade total sobre o raio de ângulo θ , e corrigido em função da lei do inverso do quadrado da distância $1/r^2$.

A FIGURA 5.5 apresenta o fluxograma do algoritmo que calcula a intensidade de radiação para um ponto do plano imagem:

FIGURA 5.5 – Fluxograma da rotina (ALG 01) que realiza o cálculo da intensidade de radiação para um ponto no campo de radiação (MARQUES (1998)).

Após obtermos a intensidade de radiação para o ponto $P_I(x, y)$ do plano imagem, devemos determinar as intensidades de radiação para os demais pontos do campo de radiação. Para isso, utilizamos o algoritmo ALG 02 representado pela FIGURA 5.6.

onde: x : acumulador (coordenada x da matriz “imagem simulada”);
 y : acumulador (coordenada y da matriz “imagem simulada”);
 R : tamanho do *pixel*;
 i : posição no plano imagem na direção o eixo anodo/catodo utilizado para cálculo do efeito “heel”;
 j : posição no plano imagem na direção perpendicular ao eixo anodo/catodo utilizado para cálculo do efeito “heel”;

FIGURA 5.6 - Fluxograma da rotina (ALG 02) que realiza o cálculo da intensidade de radiação para todos os pontos do campo de radiação (SILVA et al. (2001)).

5.2.1.3 - Correção do Efeito “Heel” nas Imagens Mamográficas

Após determinarmos a intensidade de radiação em todos os pontos do plano imagem, calculamos o percentual de radiação de cada ponto em relação ao centro do campo. Com esses dados, construímos uma matriz de pontos onde são armazenadas

as intensidades de radiação expressas em percentuais relativos a intensidade de radiação no centro do campo. Chamamos esta matriz de “imagem fundo”.

Para realizarmos a correção, devemos subtrair ou acrescentar a cada ponto da imagem mamográfica digitalizada expressa em níveis de cinza, um valor dado pelo seu ponto correspondente na “imagem fundo”. Para tanto, é necessário obtermos uma matriz de pontos denominada “imagem digitalizada”, onde são armazenados os níveis de cinza expressos em percentuais relativos ao nível de cinza no centro do campo da imagem digitalizada. Assim, utilizando os valores dos níveis de cinza da imagem digitalizada, calculamos o percentual de variação de cada ponto em relação ao centro do campo. Com esses dados, levantamos a matriz de pontos “imagem digitalizada”.

Em seguida, corrigimos cada ponto da matriz “imagem digitalizada” 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”. Assim, construímos uma imagem com as variações dos níveis de cinza corrigidos e mostramos na tela do microcomputador.

A FIGURA 5.7 mostra o fluxograma do algoritmo desenvolvido para corrigir o fundo das imagens mamográficas.

FIGURA 5.7 - Fluxograma da rotina (ALG 03) que realiza a correção das variações de densidades causadas pelo efeito “heel” nas imagens mamográficas.

5.2.2 - Algoritmos de Correção de Iluminação de Cena Baseada nas Técnicas de Limiarização

Com base nas considerações que apresentamos nas conclusões do **Capítulo 4**, desenvolvemos algoritmos para implementarmos as técnicas de GONZALEZ & WOODS (2000), YANOWITZ & BRUCKSTEIN (1989), OTSU (1979), CHOW & KANEKO (1972).

5.2.2.1 - Entrada dos parâmetros

Para realizarmos a correção das imagens mamográficas com os algoritmos de limiarização desenvolvidos, o usuário deve, inicialmente, entrar com os parâmetros da técnica escolhida. A entrada destes parâmetros é feita através de uma “caixa de diálogo” com alguns componentes visuais, disponíveis na Linguagem utilizada (FIGURA 5.8).

FIGURA 5.8 – “Caixa de dialogo” para entrada dos parâmetros das técnicas de limiarização.

5.2.2.2 – Técnica de Limiarização Manual (GONZALEZ & WOODS (2000))

Conforme levantamos na revisão bibliográfica um dos métodos tradicionalmente utilizados em visão computacional é a limiarização manual ou global, a qual consiste em separar as regiões de uma imagem que apresenta duas classes (fundo e objeto), através de um limiar no histograma de níveis de cinza (GONZALEZ & WOODS (2000)).

5.2.2.2.1 - Descrição do Algoritmo e do Programa Desenvolvido

O algoritmo e programa desenvolvido para corrigir as variações dos níveis de cinza das imagens mamográficas digitalizadas funciona da seguinte maneira: inicialmente, o usuário entra com o nome do arquivo onde está armazenada a imagem digitalizada. Em seguida, informa o valor do limiar. Com a entrada desses parâmetros, aplicamos a eq. (5.6) sobre a imagem para definir o mapeamento da escala dos níveis de cinza em dois valores 0 e 255.

$$\begin{aligned} \blacksquare \quad & \text{Se } p(x, y) > T - p(x, y) = 1 \text{ (nível de cinza 255).} \\ \blacksquare \quad & \text{Senão } p(x, y) = 0 \text{ (nível de cinza 0).} \end{aligned} \tag{5.6}$$

onde: $p(x, y)$: função bidimensional de intensidade de luz;

x, y : coordenadas espaciais;

T : valor de intensidade de brilho escolhida como limiar (escala de 8 bits).

Após utilizarmos a eq. (5.6) para definir os novos valores dos níveis de cinza, construímos a imagem limiarizada e mostramos na tela do microcomputador. A FIGURA 5.9 mostra o fluxograma do algoritmo desenvolvido para a correção das imagens.

onde: $f(x, y)$: função bidimensional que representa a intensidade de brilho da imagem mamográfica;

$r(x, y)$: função bidimensional que representa a intensidade de brilho do resultado;

FIGURA 5.9 – Fluxograma da rotina (ALG 04) que realiza, através da limiarização manual baseada em GONZALEZ & WOODS (2000), a correção das imagens mamográficas digitalizadas.

5.2.2.3 – Técnica de Limiarização Ótima baseada em YANOWITZ & BRUCKSTEIN (1989)

Conforme descrito no **Capítulo 3**, a técnica de YANOWITZ & BRUCKSTEIN (1989) propõe o uso da combinação de informações das bordas e dos níveis de cinza para obter um limiar que permita criar uma superfície capaz de corrigir as variações de fundo e extrair os objetos.

5.2.2.3.1 - Descrição do Algoritmo e do Programa Desenvolvido

Descrevemos o algoritmo e o seu respectivo programa da seguinte maneira: inicialmente, semelhante a técnica de limiarização manual, o usuário entra com o nome do arquivo onde está armazenada a imagem mamográfica digitalizada. Em seguida, escolhe entre valores pré-determinados os seguintes parâmetros: máxima interação, beta (β), valor do limiar e valor do limiar (pós-processamento).

Com a entrada desses parâmetros, aplicamos um filtro passa-baixa (FIGURA 5.10) para criar uma nova imagem com os valores médios dos níveis de cinza.

$$\frac{1}{9} \times \begin{array}{|c|c|c|} \hline 1 & 1 & 1 \\ \hline 1 & 1 & 1 \\ \hline 1 & 1 & 1 \\ \hline \end{array}$$

FIGURA 5.10 – Filtro passa-baixa (GONZALEZ & WOODS (2000)).

Em seguida, devemos calcular a magnitude de gradiente da imagem suavizada. Yanowitz e Bruckstein não especificaram qual detector de bordas deveria ser utilizado. Desta forma, aplicamos três diferentes detectores de bordas sobre uma mesma imagem. Foram eles: operador de Roberts, operador Laplaciano e Sobel. Após a análise dos resultados obtidos pelos detectores, optamos pelo detector de borda de Sobel, pois apresenta bons resultados na detecção das bordas em qualquer

direção. Este detector trabalha com a primeira derivada da imagem, sendo considerado um filtro não linear que envolve a aplicação de duas máscaras (FIGURA 5.11) e a soma dos valores dos gradientes nas duas direções (SARAVY (1995) e PACIORNIK (2001)).

$$G_{xy} = \left| \frac{\partial f}{\partial x} \right| + \left| \frac{\partial f}{\partial y} \right| \rightarrow G_{xy} = \left| Z_x \quad x \quad F_{xy} \right| + \left| Z_y \quad x \quad F_{xy} \right| \quad (5.7)$$

Sendo:

$\frac{\partial}{\partial x}$	1	0	-1
	2	0	-2
	1	0	-1

$\frac{\partial}{\partial y}$	1	2	1
	0	0	0
	-1	-2	-1

FIGURA 5.11 – Máscaras do detector de bordas de Sobel (GONZALEZ & WOODS (2000)).

Assim, utilizamos o detector de bordas de Sobel para calcular a magnitude de gradiente da imagem suavizada e criar uma imagem apenas com a magnitude de gradiente. Em seguida, aplicamos uma técnica de limiarização manual (semelhante ao item 5.2.2.2 – **Técnica de Limiarização Manual (GONZALEZ & WOODS (2000))**), sobre a imagem de acordo com valor do limiar escolhido pelo usuário. Este processo serve para eliminar os *pixels* de baixa magnitude, permitindo desse modo armazenar apenas os *pixels* com alta magnitude de gradiente.

Depois de empregarmos a limiarização, devemos aplicar um processo de afinamento sobre a imagem, para armazenar apenas os *pixels* que são totalmente bordas. Yanowitz e Bruckstein não sugerem qual técnica deve ser usada neste processo. Há muitos algoritmos de afinamento na literatura. Um deles muito utilizado é a técnica de ZHANG & SUEN (1984). Como o principal problema desta técnica é que ela não permite obter linhas com apenas um *pixel*, LEE & CHEN (1992) propuseram uma complementação onde um método de tabela de *look-up*

(FIGURA 5.12), que permite representar 256 combinações possíveis de padrões de bits, é utilizado para apagar os pontos que correspondam a valores “00” na tabela, ou seja, afinar as linhas para terem apenas um *pixel*. Portanto, aplicamos esta técnica sobre a imagem obtida no processo anterior, gerando uma nova imagem onde foram armazenados apenas os *pixels* que apresentavam máximo gradiente local. Segundo os autores, estes *pixels* na imagem original são excelentes candidatos para limiarização ótima.

			bits de endereços baixos $P_5 P_4 P_3 P_2$																							
			0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	A	B	C	D	E	F								
<table border="1"> <tr> <td>P_9</td><td>P_2</td><td>P_3</td></tr> <tr> <td>P_8</td><td>P_1</td><td>P_4</td></tr> <tr> <td>P_7</td><td>P_6</td><td>P_5</td></tr> </table>	P_9	P_2	P_3	P_8	P_1	P_4	P_7	P_6	P_5	0	FF	FF	FF	01	FF	00	01	01	FF	FF	FF	FF	01	00	01	01
	P_9	P_2	P_3																							
	P_8	P_1	P_4																							
	P_7	P_6	P_5																							
	1	FF	FF	FF	FF	00	FF	00	00	01	FF	FF	FF	01	00	01	01									
	2	FF	FF	FF	FF	FF	FF	FF	FF	FF	FF	FF	FF	FF	FF	FF	FF									
	3	01	FF	FF	FF	00	00	00	00	01	FF	FF	FF	01	00	01	01									
	4	FF	00	FF	00	FF	FF	FF	00	FF	FF	FF	FF	FF	00	FF	00									
	5	00	FF	FF	00	FF	FF	00	FF	00	00	FF	00	00	FF	00	FF									
	6	01	00	FF	00	FF	00	FF	00	FF	FF	FF	FF	FF	00	FF	00									
	7	01	00	FF	00	00	FF	00	FF	01	00	FF	00	01	FF	01	FF									
	8	FF	01	FF	01	FF	00	FF	01	FF	FF	FF	FF	FF	00	FF	01									
	9	FF	FF	FF	FF	FF	00	FF	00	FF	FF	FF	FF	FF	00	FF	01									
	A	FF	FF	FF	FF	FF	FF	FF	FF	FF	FF	FF	FF	FF	FF	FF	FF									
	B	FF	FF	FF	FF	FF	00	FF	00	FF	FF	FF	FF	FF	00	FF	00									
	C	01	01	FF	01	FF	00	FF	01	FF	FF	FF	FF	FF	00	FF	01									
D	00	00	FF	00	00	FF	00	FF	00	00	FF	00	00	FF	00	FF										
E	01	01	FF	01	FF	00	FF	01	FF	FF	FF	FF	FF	00	FF	00										
F	01	01	FF	01	00	FF	00	FF	01	01	FF	00	01	FF	00	FF										
			bits de endereços altos $P_9 P_8 P_7 P_6$																							

01 : os pontos deletados pela técnica de Zhang e Suen
 00 : os pontos deletados pela técnica de Lee e Chen
 FF : pontos que não são deletados

FIGURA 5.12 -Tabela *look-up* aplicada pela técnica de LEE & CHEN (1992).

Após obtermos a imagem com os *pixels* de máximo gradiente, devemos construir através de um processo de interpolação uma imagem de superfície limiarizada. Yanowitz e Bruckstein sugerem o uso de um processo de interpolação baseado em potencial de superfície, onde se utiliza o ajuste Laplaciano de superfície. Baseado na metodologia proposta no item 3.2.3 para a interpolação da superfície, aplicamos a eq. (3.18) sobre a imagem para criar uma superfície ajustada com quase todos os pontos com nível de cinza “0”, exceto para os pontos com máximo gradiente local. Em seguida, calculamos o Laplaciano para cada *pixel* através da eq. (3.19),

obtendo o valor do “restante” R aproximado ao valor zero. Após calcularmos o Laplaciano de cada *pixel*, modificamos os valores dos *pixels* que não possuíam máximo gradiente local através da eq. (3.20). Com essa modificação, construímos a imagem de superfície limiarizada $s(x, y)$ onde foram armazenados os valores dos níveis de cinza que representam as variações encontradas no fundo da imagem.

Com a obtenção da imagem de superfície limiarizada $s(x, y)$, utilizamos a eq. (5.8) para segmentar a imagem original $f(x, y)$. Com os dados, construímos uma imagem O_{ij} com as variações dos níveis de cinza do fundo corrigidos e os objetos determinados.

$$O_{i,j} = \begin{cases} 0 & \text{se } f(x, y) \leq s(x, y), \\ 1 & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (5.8)$$

onde: $O_{i,j}$ é a imagem final.

Conforme mencionado pelos autores, o processo de segmentação aplicado através da eq. (5.8) pode cortar regiões de fundo ou objeto, produzindo “fantasmas” e manchas na imagem resultante (FIGURA 5.13). Portanto, após segmentarmos a imagem original, aplicamos um processo de validação para calcular o valor médio do gradiente na borda de cada objeto. Neste processo, os objetos que possuem valores médios de gradiente abaixo do valor de limiar de pós-processamento determinado pelo usuário, são removidos da imagem. Com os dados obtidos neste processo, construímos a imagem com as variações dos níveis de cinza corrigidos e mostramos na tela do microcomputador.

FIGURA 5.13 - Linha da imagem ilustrando ocorrência de objetos "fantasmas" (TRIER & JAIN (1995)).

A FIGURA 5.14 mostra o fluxograma do algoritmo que desenvolvemos para aplicar a técnica de limiarização de Yanowitz e Bruckstein.

FIGURA 5.14 – Fluxograma da rotina (ALG 05) que desenvolvemos utilizando a limiarização ótima descrita em YANOWITZ & BRUCKSTEIN (1989), para a correção do fundo das mamografias digitalizadas.

5.2.2.4 – Técnica de Limiarização Global baseada em OTSU (1979)

Com o embasamento teórico descrito no **Capítulo 3**, implementamos uma técnica não paramétrica e não supervisionada que determina automaticamente o valor do limiar de uma imagem, onde se trabalha apenas com informações do histograma de níveis de cinza da imagem para calcular o valor do limiar.

5.2.2.4.1 - Descrição do Algoritmo e do Programa Desenvolvido

O algoritmo e posteriormente o programa que desenvolvemos funciona da seguinte maneira: inicialmente, o usuário entra com o nome do arquivo onde está armazenada a imagem digitalizada.

Em seguida, calculamos um histograma de níveis de cinza dessa imagem. Com a obtenção do histograma de níveis de cinza, aplicamos a eq. (3.2) para normalizarmos a imagem como uma distribuição de probabilidade. Esta normalização divide a imagem em duas classes, objeto e fundo. Com a obtenção das duas classes, calculamos a probabilidade da ocorrência de cada classe através das eqs. (3.3) e (3.4).

Antes de aplicarmos a eq. (3.9) para determinar o valor do limiar ótimo global (L_{ot}) devemos calcular a média total da imagem. Por tanto, utilizando a eq. (3.6) calculamos a média total da imagem. Com a obtenção desses valores, aplicamos a eq. (3.9) para determinar o valor do limiar global ótimo. Sabendo-se o valor do limiar ótimo, aplicamos a eq. (5.9) para definir o mapeamento da escala dos níveis de cinza para dois valores 0 e 255.

Se $f(x, y) \geq L_{ot}$

Então

$$f(x, y) = 255 \text{ (nível de cinza)}$$

(5.9)

Senão

$$f(x, y) = 0 \text{ (nível de cinza).}$$

Após obtermos todo o mapeamento dos níveis de cinza da imagem, construímos uma imagem limiarizada e mostramos na tela do microcomputador.

A FIGURA 5.15 mostra o fluxograma do algoritmo desenvolvido.

FIGURA 5.15 – Fluxograma da rotina (ALG 06), que realiza através da técnica de limiarização global baseado em OTSU (1979), a correção das imagens mamográficas.

5.2.2.5 – Técnica de Limiarização Ótima baseada em CHOW & KANEKO (1972)

De acordo com a teoria descrita, desenvolvemos um algoritmo baseado na técnica de CHOW & KANEKO (1972), com as complementações feitas por NAKAGAWA & ROSENFELD (1979), para corrigir as diferenças de densidades nas imagens mamográficas. O algoritmo trabalha apenas com as informações locais da distribuição dos níveis de cinza no processo de correção das imagens. Implementamos o algoritmo em um programa feito em DELPHI 3.0.

5.2.2.5.1 - Descrição do Algoritmo e do Programa Desenvolvido

Desenvolvemos um algoritmo que pode ser descrito da seguinte maneira: inicialmente, o usuário entra com o nome do arquivo onde está armazenada a imagem mamográfica digitalizada. Em seguida, informa os seguintes parâmetros: limite do desvio padrão, limite da média, relação mínima, relação máxima, vale e tamanho da região.

Após a entrada destes parâmetros, dividimos a imagem em janelas de acordo com o tamanho da região escolhida pelo usuário e calculamos o histograma de níveis de cinza para cada janela.

Para determinamos a bimodalidade ou a trimodalidade e os limiares dos histogramas bimodais ou trimodais, aplicamos sobre cada janela as seguintes etapas:

- Etapa 1: Cálculo da média, através da eq. (3.10), e cálculo do desvio padrão, através da eq. (3.11), para o histograma em análise;
- Etapa 2: Antes de aplicarmos a eq. (3.12) para calcular o ajuste de mínimos-quadrados do histograma em análise, devemos determinar seus parâmetros. Então, dividimos o histograma em três partes, considerando os dois vales mais profundos.

Com os resultados obtidos das etapas anteriores, aplicamos um teste de bimodalidade ou trimodalidade de histograma, baseado nos critérios da eq. (3.13), sobre a janela. Se o teste não apresentar valores satisfatórios de acordo com os critérios da eq. (3.13), nenhum limiar é determinado para a janela analisada, mas se for satisfatório, calculamos o valor do limiar para a janela em questão.

Em seguida, utilizamos a eq. (3.14) para encontrar os valores dos limiares para as outras janelas. Com a obtenção dos limiares de cada janela, devemos aplicar um processo de interpolação para construir uma imagem de superfície com as variações dos níveis de cinza do fundo. Para tanto, baseado na metodologia proposta no item 3.2.2, aplicamos o processo de interpolação bilinear sobre as janelas limiarizadas para criar uma imagem de superfície com as variações dos níveis de cinza encontrado na imagem original.

Finalmente, utilizamos uma decisão para cada *pixel* da imagem de acordo com a eq. (3.15) para construir a imagem final limiarizada, que é mostrada na tela do microcomputador.

A FIGURA 5.16 mostra o fluxograma do algoritmo desenvolvido.

FIGURA 5.16 – Fluxograma da rotina (ALG 07) que realiza, através da limiarização ótima baseada em CHOW & KANEKO (1979), a correção das imagens mamográficas digitalizadas.

5.2.3 - Algoritmos de Correção de Iluminação de Cena Baseados em Técnica de Ajuste de Fundo

Empregamos uma outra técnica para correção de iluminação não uniforme. Esta técnica é conhecida como ajuste de fundo, sendo que utiliza funções matemáticas para estimar o brilho do fundo da imagem. Para que esta técnica possa ser utilizada, devemos, inicialmente, selecionar um conjunto de *pixels* na imagem. Em seguida, aplicamos o método matemático de regressão por mínimos quadrados para criar a imagem com as variações nas intensidades de brilho encontrado no fundo da imagem original.

Conforme mencionado no item 4.1, uma das desvantagens encontradas na aplicação do método de regressão por mínimos quadrados com um polinômio de segunda ordem é a limitação no número de pontos usados para determinar os coeficientes (BERNARDINO et al. (1999)). Devido a esta desvantagem e de acordo com as considerações apresentadas por Fung e Gilboy, em FUNG & GILBOY (2000), que mostram a intensidade de radiação na linha perpendicular ao eixo anodo/catodo é quase constante por toda sua extensão, apresentando valores elevados de variação apenas na linha do eixo anodo/catodo, empregamos a idéia de PLOTNIKOV (2000) para determinarmos a função polinomial utilizada na construção da imagem com as variações dos níveis de cinza do fundo da imagem original.

Para avaliarmos a eficiência da técnica de ajuste de fundo com uma função polinomial, desenvolvemos também, outros algoritmos baseados em função linear e exponencial.

5.2.3.1 – Técnica de Ajuste de Fundo baseada em Função Polinomial

Baseado no método de PLOTNIKOV et al. (2000), desenvolvemos um algoritmo e posteriormente implementamos um programa para construir uma imagem com as variações dos níveis de cinza do fundo, através de uma função polinomial. Utilizamos esta imagem para corrigir as imagens mamográficas.

O algoritmo que desenvolvemos pode ser descrito da seguinte maneira: inicialmente, o usuário entra com o nome do arquivo onde está armazenada a imagem mamográfica digitalizada. Em seguida, com a utilização do *mouse*, ele marca uma linha da imagem. Os valores dos pontos desta linha, dados em níveis de cinza, são utilizados para calcular os valores dos coeficientes da eq. (5.10) através do método matemático de regressão polinomial.

$$f(x) = a_0 + a_1x + a_2x^2 \quad (5.10)$$

onde: a_0 , a_1 e a_2 : constantes;

x : variável;

Com a obtenção dos valores dos coeficientes, aplicamos a eq. (5.10) sobre a imagem mamográfica original para criar uma imagem com as variações dos níveis de cinza do fundo.

Após construirmos esta imagem, aplicamos um método de subtração dos valores dos níveis de cinza entre a imagem mamográfica original e a imagem com as variações dos níveis de cinza do fundo. Com o resultado desta operação, construímos a imagem com as variações dos níveis de cinza do fundo corrigidos. Em seguida, mostramos esta imagem na tela do microcomputador.

O fluxograma do algoritmo desenvolvido baseado em função polinomial é mostrado na FIGURA 5.17.

FIGURA 5.17 – Fluxograma da rotina (ALG 08) que realiza, através de uma função polinomial, a correção de iluminação não uniforme.

5.2.3.2 – Técnica de Ajuste de Fundo baseada em Função Linear

Uma outra técnica que utilizamos para corrigir as variações de fundo de uma imagem é a função de ajuste de fundo baseada em função linear. Baseado em PRESS et al. (1992), desenvolvemos o algoritmo e posteriormente o programa para corrigir as imagens mamográficas através do ajuste de fundo com uma função linear.

A seqüência lógica empregada no algoritmo para correção das variações dos níveis de cinza do fundo das imagens mamográficas que utiliza a técnica baseada em função linear é semelhante à utilizada na técnica de ajuste de fundo baseado em função polinomial. A única diferença consiste na aplicação da função linear, dado pela eq. (5.11). Através do método matemático de regressão linear, são obtidos os

valores dos constantes presentes na eq. (5.11). De posse destes valores, aplicamos a eq. (5.11) afim de construir uma nova imagem, já com as variações dos níveis de cinza do fundo incorporadas.

$$f(x) = a_0 + a_1 x \quad (5.11)$$

onde: a_0, a_1 : constantes;

x : variável;

O fluxograma do algoritmo desenvolvido baseado na função linear é mostrado na FIGURA 5.18.

FIGURA 5.18 – Fluxograma da rotina (ALG 09) que realiza, através de uma função linear, a correção de iluminação não uniforme.

5.2.3.3 – Técnica de Ajuste de Fundo baseada em Função Exponencial

Além da função linear empregamos outra técnica de ajuste de fundo para corrigir as variações de fundo encontradas nas imagens mamográficas. Esta técnica utiliza uma função exponencial para criar a imagem com as variações dos níveis de cinza do fundo. Para tanto, baseado em PRESS et al. (1992), desenvolvemos um algoritmo e posteriormente um programa para corrigir as variações dos níveis de cinza das imagens mamográficas digitalizadas.

Neste algoritmo empregamos a mesma seqüência lógica utilizada na técnica de ajuste de fundo baseada em função polinomial. A única diferença está na aplicação da eq. (5.12). Os valores dos coeficientes desta equação foram obtidos através do método matemático de regressão não linear. De posse destes valores, utilizamos a eq. (5.12) afim de obtermos a imagem com as variações dos níveis de cinza do fundo.

$$f(x) = k * x^{\alpha} \quad (5.12)$$

onde: k : constantes;

x : variável;

α : coeficiente angular;

O fluxograma do algoritmo desenvolvido é mostrado na FIGURA 5.19.

FIGURA 5.19 – Fluxograma do algoritmo (ALG 10) que realiza a correção de iluminação não uniforme pela técnica de ajuste de função baseado em função exponencial.

CAPÍTULO 6

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo, apresentamos os resultados obtidos tanto com o algoritmo que desenvolvemos para correção do efeito “heel”, quanto com as técnicas utilizadas convencionalmente para correção de iluminação não uniforme. Estas técnicas foram implementadas para mostrar as vantagens que o algoritmo apresenta. Mostramos também os resultados obtidos com os procedimentos experimentais.

6.1. OBTENÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS DOS SISTEMAS RADIOLÓGICOS E GERAÇÃO DAS IMAGENS

6.1.1 – Introdução

Para podermos avaliar os algoritmos desenvolvidos para correção do efeito “heel”, geramos imagens onde a presença deste efeito é visualmente nítida. Realizamos exposições em alguns aparelhos radiográficos hospitalares. Os testes foram efetuados no mamógrafo *Senographe 500T* do Laboratório de Imagens

Médicas da Universidade de Mogi das Cruzes (MAMOGRAFÓ A) e no mamógrafo *Senographe 500T* do Laboratório de Raios X do Departamento de Engenharia Elétrica da EESC/USP de São Carlos (MAMOGRAFÓ B).

As imagens foram obtidas com diferentes parâmetros de exposição em aparelhos, cujas especificações fornecidas pelo fabricante, estão descritas na TABELA 6.1.

TABELA 6.1 - Características dos MAMOGRAFOS.

Local	Laboratório de Imagens Médicas da Universidade de Mogi das Cruzes	Laboratório de Raios X do Dep. Eng. Elétrica da EESC/ USP
Equipamento	Mamógrafo Senographe	Mamógrafo Senographe
Marca	GE – CGR	GE – CGR
Modelo	Senographe 500T	Senographe 500T
No.	C03U31M4-US	74-72221
kVp máxima	49	40
Anodo	Giratório	Giratório
Distância foco/imagem (dfi)	45 a 60 cm	45 a 60 cm

6.1.2 – Obtenção do Ângulo de Inclinação do Anodo

Para determinarmos o ângulo de inclinação do anodo dos mamógrafos utilizados e denominados como mamógrafo A e mamógrafo B, utilizamos o procedimento empregado por Henrique J. Q. Oliveira, em OLIVIEIRA (1995), descrito no item 5.1.1. Através de uma matriz de câmeras de orifícios, medimos o tamanho do ponto focal projetado em várias posições do campo de radiação na linha central do eixo anodo/catodo. Determinamos, a distância de cada uma dessas projeções à imagem do orifício central e, aplicando a eq. (5.1), calculamos o ângulo de inclinação do anodo (α). Obtivemos os ângulos de 22° e 16° para os mamógrafos A e B, respectivamente.

6.1.3 – Obtenção das Imagens Radiográficas

Para observarmos o efeito “heel” sobre uma determinada área do campo de radiação, realizamos algumas exposições nos mamógrafos A e B utilizando o modelo experimental descrito no item 5.1.2. Nestas exposições, utilizamos filmes mamográficos *Mamo-M* com tamanho de 18 x 24 cm e um sistema de registro sem tela intensificadora.

As FIGURAS 6.1(a) e 6.1(b) mostram, respectivamente, as imagens digitalizadas obtidas nos mamógrafos A e B. O centro do campo de radiação está marcado na imagem através de uma seta (lado direito da imagem). Os filmes foram digitalizados em um aparelho *VIDAR – Diagnostic Pro*, do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto, utilizando 256 níveis de cinza e resolução de 150 DPI.

As condições de exposição utilizadas para obtenção das imagens estão apresentadas na TABELA 6.2.

TABELA 6.2 - Condições de exposição para obtenção das imagens em chapas radiográficas.

Exposição	Aparelho	kVp	Corrente (mA)	tempo (s)	dfi (mm)
1	A	34	160	1	450
2	B	34	30	30	550

Para visualizarmos a influência do efeito “heel” nas imagens digitalizadas das FIGURAS 6.1(a) e 6.1(b), construímos dois gráficos tridimensionais, FIGURAS 6.1(c) e 6.1(d), onde podemos observar o efeito “heel” na superfície das imagens.

FIGURA 6.1 – Imagens digitalizadas e representações tridimensionais da distribuição dos níveis de cinza obtida com o mamógrafo A (a e c) e mamógrafo B (b e d).

Estes gráficos tridimensionais (FIGURAS 6.1(c) e 6.1(d)), mostram que o efeito “heel”, através dos objetos localizados próximo ao centro do campo (entre os pontos 800 e 1000), provoca influência nos níveis de cinza dos objetos posicionados entre os pontos 0 e 200 na direção do eixo anodo/catodo. Observamos ainda, que a influência nos níveis de cinza altera o contraste entre estes objetos e o fundo das imagens (FIGURAS 6.1(a) e 6.1(b)).

Para podermos avaliar o efeito “heel” sobre as imagens digitalizadas (FIGURAS 6.1(a) e 6.1(b)), medimos o valor do nível de cinza em diferentes pontos das imagens. Estas medidas foram feitas considerando o valor médio dos níveis de cinza (região 3 x 3 *pixels*) para minimizar os erros provocados pela influência de ruídos devido ao filme, ao processamento do filme e a digitalização.

Escolhemos para realizar as medidas uma linha na direção do eixo anodo/catodo, linha A, e outra na direção perpendicular, linha B, como mostra a FIGURA 6.2 que apresenta também a localização dos objetos utilizados. As TABELAS 6.3 e 6.4 apresentam, respectivamente, os valores médios dos níveis de cinza dos pontos digitalizados na direção do eixo anodo/catodo e na direção perpendicular.

FIGURA 6.2 – Posições das leituras realizadas nas imagens mamográficas digitalizadas.

TABELA 6.3 – Valores dos níveis de cinza nas várias posições na direção do eixo anodo/catodo (linha A).

	IMAGEM OBTIDA NO MAMOGRAFÓ A	IMAGEM OBTIDA NO MAMOGRAFÓ B
Posição (cm)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Valor Médio dos Níveis de Cinza*
-16	109,5	124,5
-14	83,6	101,7
-12	67,5	89,7
-10	58,1	81,4
-8	52,8	76,1
-6	50,5	71,3
-4	46,4	69,8
-2	45,8	68,5
0	44,6	66,8

TABELA 6.4 – Valores dos níveis de cinza capturados nas várias posições na direção perpendicular ao eixo anodo/catodo (linha B).

	IMAGEM OBTIDA NO MAMOGRAFÓ A	IMAGEM OBTIDA NO MAMOGRAFÓ B
Posição (cm)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Valor Médio dos Níveis de Cinza*
-6	47,3	70,3
-4	45,8	68,8
-2	44,8	66,7
0	44,6	66,8
2	44,6	67,0
4	45,2	67,2
6	46,1	68,0

* Média calculada em uma região 3 x 3 *pixels*

Na TABELA 6.3, observamos que as variações dos níveis de cinza encontradas na direção do eixo anodo/catodo das imagens são coerentes com a teoria descrita no **Capítulo 2** sobre o efeito “heel”. Na TABELA 6.4 observamos a ocorrência da variação nos níveis de cinza como apresentado por Terry, em TERRY et al. (1999), nas extremidades das imagens. Próximo ao centro da imagem, entre -2 e + 2 cm, o ruído das imagens (quântico, de digitalização, de granulação do filme) se superpõe as variações do fundo que neste eixo são pequenas.

6.2. PROCEDIMENTOS COMPUTACIONAIS

6.2.1 - Algoritmo para Correção do Efeito “Heel”

Aplicamos o algoritmo para correção do efeito “heel”, descrito no item 5.2.1, sobre as imagens mamográficas digitalizadas (FIGURA 6.1(a) e 6.1(b)) para corrigir as variações dos níveis de cinza encontradas. Para calcular as intensidades de radiação e simular a “imagem fundo”, utilizamos o método de simulação do efeito “heel” denominado *csda* (item 2.4 do **Capítulo 2**).

Para corrigir a imagem obtida no mamógrafo A, simulamos inicialmente as intensidades de radiação produzidas ao longo do plano imagem utilizando as condições de exposição 1. Calculamos as variações das intensidades de radiação em relação ao centro do campo para definir a matriz de pontos “imagem fundo”. Repetimos o mesmo processo para imagem digitalizada (FIGURA 6.1(a)) e obtivemos a matriz de pontos “imagem digitalizada”.

As TABELAS 6.5 e 6.6 apresentam os percentuais de variação medidos nas posições mostradas na FIGURA 6.2 para as 2 matrizes.

Calculamos o desvio entre os valores obtidos experimentalmente e os simulados. O sinal indica se o valor da simulação foi maior (+) ou menor (-) que o obtido no filme.

Corrigimos os valores da matriz “imagem digitalizada” em função dos valores da matriz “imagem fundo” e obtendo os novos valores de níveis de cinza. A

FIGURA 6.3 mostra os resultados obtidos após aplicação do algoritmo para correção do efeito “heel” sobre a imagem obtida no mamógrafo A.

TABELA 6.5 – Variações no eixo anodo/catodo da intensidade de fundo da imagem simulada utilizando as condições de exposição 1 e desvio.

Posição (cm)	“Imagem fundo”	“Imagem digitalizada”	Desvio
	Variação (%)	Variação (%)	
-16	31,0	31,1	- 0,1
-14	20,0	18,5	+ 1,5
-12	13,0	11,1	+ 1,9
-10	9,0	6,8	+ 2,2
-8	6,0	4,1	+ 1,9
-6	4,0	3,0	+ 1,0
-4	2,0	1,0	+ 1,0
-2	1,0	0,8	+ 0,2
0	0,0	0,0	0,0

TABELA 6.6 – Variações na direção perpendicular do eixo anodo/catodo da intensidade de fundo da imagem simulada utilizando as condições de exposição 1 e desvio.

Posição (cm)	“Imagem fundo”	“Imagem digitalizada”	Desvio
	Variação (%)	Variação (%)	
-6	1,0	1,2	- 0,2
-4	1,0	0,8	+ 0,2
-2	0,0	0,0	0,0
0	0,0	0,0	0,0
2	0,0	0,0	0,0
4	0,0	0,2	- 0,2
6	1,0	0,7	+ 0,3

FIGURA 6.3 – Imagem obtida após utilização do algoritmo para correção do efeito “heel” aplicado sobre a imagem do mamógrafo A.

A FIGURA 6.4 mostra, a representação tridimensional dos níveis de cinza de toda a superfície da imagem da FIGURA 6.3, depois da correção do efeito “heel” obtida com o algoritmo desenvolvido.

FIGURA 6.4 – Representação tridimensional da distribuição dos níveis de cinza ao longo da imagem da FIGURA 6.3.

De forma análoga, corrigimos a imagem obtida no mamógrafo B utilizando as condições de exposição 2. As TABELAS 6.7 e 6.8 mostram as variações percentuais encontradas nas matrizes obtidas para o mamógrafo B. A FIGURA 6.5 mostra os resultados obtidos após aplicação do algoritmo para correção do efeito “heel”. A FIGURA 6.6 mostra a representação tridimensional dos níveis de cinza de toda a superfície da imagem da FIGURA 6.5.

TABELA 6.7 – Variações no eixo anodo/catodo da intensidade de fundo da imagem simulada utilizando as condições de exposição 2 e desvio.

Posição (cm)	“Imagem fundo”	“Imagem digitalizada”	Desvio
	Variação (%)	Variação (%)	
-16	31,0	31,0	0,0
-14	20,0	19,1	+ 0,9
-12	14,0	12,6	+ 1,4
-10	10,0	8,0	+ 2,0
-8	7,0	5,2	+ 1,8
-6	4,0	3,0	+ 1,0
-4	3,0	2,0	+ 1,0
-2	1,0	1,5	- 0,5
0	0,0	0,0	0,0

TABELA 6.8 – Variações na direção perpendicular do eixo anodo/catodo da intensidade de fundo da imagem simulada utilizando as condições de exposição 2 e desvio.

Posição (cm)	“Imagem fundo”	“Imagem digitalizada”	Desvio
	Variação (%)	Variação (%)	
-6	1,0	2,5	- 1,5
-4	0,5	1,2	- 0,7
-2	0,0	0,0	0,0
0	0,0	0,0	0,0

Posição (cm)	"Imagem fundo"	"Imagem digitalizada"	Desvio
	Variação (%)	Variação (%)	
2	0,0	0,5	- 0,5
4	0,1	0,1	0,0
6	1,0	1,0	0,0

FIGURA 6.5 – Imagem obtida após utilização do algoritmo para correção do efeito “heel” aplicado sobre a imagem do mamógrafo B.

FIGURA 6.6 – Representação tridimensional da distribuição dos níveis de cinza ao longo da imagem da FIGURA 6.5.

Para avaliar a eficiência da correção do efeito “heel” obtida com o algoritmo desenvolvido, as TABELAS 6.9 e 6.10 apresentam os valores dos níveis de cinza medidos nos vários pontos das FIGURAS 6.3 e 6.5, na direção do eixo anodo/catodo e na direção perpendicular a este (como mostra a FIGURA 6.2). Os percentuais de desvio presentes nas TABELAS 6.9 e 6.10, foram calculados em relação ao ponto do centro do campo - posição “0”. O sinal colocado antes do desvio indica se o valor é maior (+) ou menor (-) que o do centro do campo.

TABELA 6.9 – Níveis de cinza uma linha (linha A) na direção do eixo anodo/catodo das imagens obtidas com o mamógrafo A e B após a correção com algoritmo para correção do efeito “heel”.

Posição (cm)	IMAGEM OBTIDA NO MAMOGRÁFO A		IMAGEM OBTIDA NO MAMOGRÁFO B	
	Valor Médio dos Níveis de Cinza	Desvio (%)	Valor Médio dos Níveis de Cinza	Desvio (%)
-16	44,6	0,0	66,6	- 0,2
-14	43,9	- 1,5	65,0	- 2,6
-12	43,7	- 2,0	65,0	- 2,6
-10	43,6	- 2,2	64,9	- 2,8
-8	43,9	- 1,5	65,1	- 2,5
-6	44,1	- 1,1	64,9	- 2,8
-4	44,2	- 0,8	65,6	- 1,7
-2	44,6	0,0	66,4	- 0,5
0	44,6	0,0	66,8	0,0

TABELA 6.10 – Níveis de cinza uma linha (linha B) na direção perpendicular ao eixo anodo/catodo das imagens obtidas com o mamógrafo A e B após a correção com algoritmo para correção do efeito “heel”.

Posição (cm)	IMAGEM OBTIDA NO MAMOGRÁFO A		IMAGEM OBTIDA NO MAMOGRÁFO B	
	Valor Médio dos Níveis de Cinza	Desvio (%)	Valor Médio dos Níveis de Cinza	Desvio (%)
-6	45,1	+1,1	68,8	+ 2,9
-4	45,0	0,8	68,0	+ 1,7
-2	44,6	0,0	66,8	0,0
0	44,6	0,0	66,8	0,0
2	44,6	+0,0	67,0	+ 0,2
4	45,0	+0,8	67,0	+ 0,2
6	44,3	- 0,6	67,0	+ 0,2

6.2.1.1 – Discussões sobre o Resultados Obtidos com o Algoritmo para Correção do Efeito “Heel”

Os resultados apresentados nas TABELAS 6.5, 6.6, 6.7 e 6.8 mostram uma boa coerência entre os valores medidos nas matrizes “imagem digitalizada” e os obtidos através da simulação (matrizes “imagem fundo”) com desvios não superiores a 2,2% que podem ter sido introduzidos no processo de formação da imagem radiográfica (ruído quântico, digitalização e processamento do filme).

As FIGURAS 6.3 e 6.5 mostram os resultados obtidos após a aplicação do algoritmo para correção do efeito “heel” nas imagens originais (FIGURAS 6.1(a) e 6.1(b)). Podemos observar que houve uma uniformização dos níveis de cinza do fundo da imagem. As representações tridimensionais da distribuição dos níveis de cinza ao longo das imagens das FIGURAS 6.4 e 6.6, mostram que o algoritmo conseguiu também uniformizar os níveis de cinza dos objetos.

Com os resultados apresentados nas TABELAS 6.9 e 6.10, mostramos que os pontos das imagens apresentam desvios inferiores a 3,0% em relação ao centro do

campo (posição “0”), sendo que estes podem ser devidos a fatores relativos a aquisição da imagem e ao processamento do filme.

6.2.2 - Algoritmos de Correção de Iluminação de Cena Baseados nas Técnicas de Limiarização

Para avaliar os algoritmos de correção da densidade não uniforme baseado nas técnicas de limiarização, apresentamos os resultados obtidos com a aplicação destes na imagem original (FIGURA 6.1(a)). Todas as técnicas utilizadas estão descritas no item 5.2.2.

Apresentamos na FIGURA 6.7(a) o resultado obtido depois da aplicação do algoritmo baseado em limiarização manual.

A FIGURA 6.7(b) mostra o resultado obtido com o algoritmo baseado na técnica de limiarização ótima de YANOWITZ & BRUCKSTEIN (1989). Os parâmetros utilizados foram: máxima interação = 50; valor do limiar = 85; $\beta = 1,0$ e valor do limiar (pós-processamento) = 100. A FIGURA 6.7(c) mostra uma região ampliada do resultado obtido por esta técnica no lado do catodo.

A FIGURA 6.7(c), apresenta a imagem obtida após a aplicação do algoritmo baseado na técnica de limiarização global de OTSU (1979).

A FIGURA 6.7(d) mostra o resultado da correção, utilizando a técnica de limiarização de CHOW & KANEKO (1972). Os parâmetros utilizados foram: limite do desvio padrão = 16; limite da média = 4; relação mínima = 0,1; relação máxima = 1; vale = 0,8 e tamanho da região = 32. As degradações que aparecem tanto no fundo da imagem (FIGURA 6.7(d)) como no objeto localizado próximo a uma das bordas, foram causadas pela técnica aplicada e não por um problema na impressão.

FIGURA 6.7 – Imagens corrigidas com as técnicas de limiarização: (a) manual; (b) Yanowitz e Bruckstein (1989); (c) Otsu (1979); (d) Chow e Kaneko (1972) e (e) Região ampliada do resultado obtido com a técnica de Yanowitz e Bruckstein.

A FIGURA 6.7(a) mostra a imagem obtida após a aplicação da técnica de limiarização manual baseada em GONZALEZ & WOODS (2000) sobre a imagem da FIGURA 6.1(a). Apesar desta técnica segmentar todos os objetos presentes na imagem, encontramos resultados insatisfatórios no processo de correção das variações dos níveis de cinza do fundo, pois regiões que possuem maior variação dos

níveis de cinza não são binarizadas corretamente. Neste caso, a região no lado do anodo foi binarizada como objeto ao invés de fundo.

Já a técnica de limiarização ótima de YANOWITZ & BRUCKSTEIN (1989), mostrou melhores resultados que os apresentados pela técnica anterior, pois conseguiu uniformizar toda a variação dos níveis de cinza encontrados no lado do anodo, como pode ser visto na FIGURA 6.7(b). Através da FIGURA 6.7(e), podemos notar que a técnica não conseguiu corrigir corretamente toda a variação de fundo, pois regiões pertencentes do fundo, localizadas no lado do catodo foram segmentadas como pequenos objetos. Para melhorar os resultados realizamos outros testes variando os parâmetros, porém, o problema continuou ocorrendo.

A FIGURA 6.7(c) mostra a imagem obtida com a técnica de limiarização de OTSU (1972) aplicada na imagem da FIGURA 6.1(a) que mesmo sendo uma técnica não paramétrica, isto é, não precisa de parâmetros para determinar o valor do limiar da imagem, apresentou resultados insatisfatórios, pois determinadas regiões da imagem, localizadas no lado do anodo, também foram segmentadas como objeto, assim como aconteceu com a técnica de limiarização manual baseada em GONZALEZ & WOODS (2000).

A técnica de CHOW & KANEKO (1972), foi a que apresentou os piores resultados em relação as técnicas anteriores, pois além de segmentar o fundo da imagem, no lado do anodo, degradou o objeto localizado próximo a borda superior da FIGURA 6.7(d). Assim como na técnica de YANOWITZ & BRUCKSTEIN (1989), alteramos os parâmetros utilizados pela técnica e em todos os casos os resultados obtidos foram insatisfatórios.

6.2.3 - Algoritmos de Correção de Iluminação de Cena Baseados nas Técnicas de Ajuste de Fundo

As técnicas de ajuste de fundo que desenvolvemos descritas no item 5.2.3 também foram aplicadas sobre a imagem da FIGURA 6.1(a).

As FIGURAS 6.8(a), 6.8(b) e 6.8(c) mostram, respectivamente, as imagens com as variações dos níveis de cinza do fundo próximas a imagem original através

da aplicação das eqs.(5.10), (5.11) e (5.12). As FIGURAS 6.8(d), 6.8(e) e 6.8(f) apresentam, respectivamente, os gráficos tridimensionais da distribuição dos níveis de cinza das imagens com as variações dos níveis de cinza do fundo próximas a imagem original.

FIGURA 6.8 – Imagens com as variações dos níveis de cinza do fundo próximas a imagem original obtidas através das técnicas de ajuste de fundo: (a) função polinomial; (b) função linear; (c) função exponencial; (d) distribuição dos níveis de cinza ao longo da superfície da imagem obtida através da função polinomial; (e) distribuição dos níveis de cinza ao longo da superfície da imagem obtida através da função linear; (f) distribuição dos níveis de cinza ao longo da superfície da imagem obtida através da função exponencial.

As imagens corrigidas obtidas após a aplicação do método de subtração entre a imagem representada pela FIGURA 6.1(a) e as imagens das FIGURAS 6.8(a), 6.8(b) e 6.8(c) são mostradas, respectivamente, nas FIGURAS 6.9(a), 6.9(b) e 6.9(c). Os gráficos tridimensionais da distribuição dos níveis de cinza das imagens das

FIGURAS 6.9(a), 6.9(b) e 6.9(c) estão, respectivamente, nas FIGURAS 6.9(d), 6.9(e) e 6.9(f).

FIGURA 6.9 – Imagens corrigidas com os algoritmos de ajuste de fundo: (a) função polinomial; (b) função linear; (c) função exponencial; (d) distribuição dos níveis de cinza ao longo da superfície da imagem corrigida pela função polinomial; (e) distribuição dos níveis de cinza ao longo da superfície da imagem corrigida pela função linear; (f) distribuição dos níveis de cinza ao longo da superfície da imagem corrigida pela função exponencial.

As FIGURAS 6.8(a), 6.8(b) e 6.8(c), que mostram as imagens com as variações dos níveis de cinza do fundo próximas a imagem original com as técnicas de ajuste de fundo são bem parecidas. Mas observando os gráficos tridimensionais apresentados nas FIGURAS 6.8(d), 6.8(e) e 6.8(f), podemos ver que a imagem obtida através da técnica utilizando a função polinomial (FIGURA 6.8(d)) foi a que apresentou variações dos níveis de cinza de fundo mais parecidas com aquelas encontradas na imagem original.

Por comparação visual das FIGURAS 6.9(a), 6.9(b) e 6.9(c), observamos que as 3 técnicas de ajuste de fundo apresentam resultados semelhantes. Mas, analisando as representações tridimensionais das mesmas (FIGURAS 6.9(d), 6.9(e) e 6.9(f)), podemos observar que as técnicas utilizadas provocam degradações nos valores dos níveis de cinza dos objetos encontrados nas imagens quando comparadas com os objetos da imagem original.

Além disso, podemos observar nestas representações tridimensionais que as técnicas utilizadas oferecem melhores resultados na região entre os pontos 300 e 800 na direção do eixo anodo/catodo. Já nas extremidades, na direção perpendicular, os métodos baseados em função exponencial e polinomial, apresentam resultados semelhantes, sendo sensivelmente melhores aos obtidos pelo método que utiliza função linear. Considerando novamente a direção do eixo anodo/catodo, a variação dos níveis de cinza é substancialmente mais alta no lado do anodo em ambas as técnicas, porém, dentre as três, a que se baseia em função polinomial é a que apresentou os melhores resultados.

6.3 – VALIDAÇÃO DO ALGORITMO DESENVOLVIDO

Para a validação do algoritmo para correção do efeito “heel”, realizamos uma análise numérica dos resultados obtidos utilizando o programa *Image Tool 1.27*. Com este programa, podemos registrar os valores de níveis de cinza nas imagens resultantes, em qualquer linha, seja ela paralela ou perpendicular ao eixo anodo/catodo e verificar a variação dos níveis de cinza das imagens obtidas.

Após analisar os resultados obtidos com todas as técnicas de correção que aplicamos sobre a imagem original, observamos que a técnica de YANOWITZ & BRUCKSTEIN (1989) (FIGURA 6.7(b)) se mostrou superior às outras técnicas de limiarização implementadas e que a técnica de ajuste de fundo baseado em função polinomial (FIGURA 6.7(a)) é mais eficaz que as outras técnicas de ajuste de fundo implementadas. Assim, para comparar o método que desenvolvemos, utilizamos estes resultados.

Levantamos os valores dos níveis de cinza de vários pontos de uma linha paralela (linha A) e perpendicular (linha B) ao eixo anodo/catodo das imagens após a

aplicação dos diferentes métodos sobre a imagem original e os apresentamos nas TABELAS 6.11 e 6.12. Calculamos os percentuais dos desvios em relação ao ponto do centro do campo, ou seja, posição “0”.

As FIGURAS 6.10 e 6.11 mostram, respectivamente, os gráficos com os valores de níveis de cinza para uma linha paralela e perpendicular ao eixo anodo/catodo das TABELAS 6.11 e 6.12.

Para avaliarmos como a correção preservou os objetos, registramos alguns pontos numerados de 1 a 5 pertencentes a estes, conforme mostra a FIGURA 6.2. Os valores obtidos estão contidos na TABELA 6.13. Calculamos os percentuais de variação de cada objeto em relação ao objeto nº1 localizado próximo a posição “0” da imagem original. No caso dos objetos, podemos observar que as técnicas de processamento não conseguiram devolver aos objetos sua densidade óptica original enquanto o método proposto o faz com desvio menor que 6%.

TABELA 6.11 – Níveis de cinza para uma linha do eixo anodo/catodo (linha A) obtidos através da aplicação dos métodos sobre a imagem do mamógrafo A.

EIXO ANODO/ CATODO	IMAGEM OBTIDA NO MAMÓGRAFO A sem correção		ALG. CORREÇÃO EFEITO "HEEL"		ALG. LIMIAIRIZAÇÃO YANOWITZ E BRUCKSTEIN (1989)		ALG. AJUSTE DE FUNDO BASEADO EM FUNÇÃO POLINOMIAL	
	FIGURA 6.1(a)		FIGURA 6.3		FIGURA 6.7(b)		FIGURA 6.9(a)	
Posição (cm)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)
	109,5	+ 145,5	44,6	0,0	0	0,0	0,8	- 80,4
-14	83,6	+ 87,4	43,9	- 1,5	0	0,0	4,4	+ 7,3
-12	67,5	+ 51,3	43,7	- 2,0	0	0,0	5,4	+ 31,7
-10	58,1	+ 30,2	43,6	- 2,2	0	0,0	1,6	- 60,9
-8	52,8	+ 18,3	43,9	- 1,5	0	0,0	2,4	- 41,4
-6	50,5	+ 13,2	44,1	- 1,1	0	0,0	4,5	+ 9,7
-4	46,4	+ 4,0	44,2	- 0,8	0	0,0	3,6	- 12,1
-2	45,8	+ 2,6	44,6	0,0	0	0,0	1,1	- 73,1
0	44,6	0,0	44,6	0,0	0	0,0	4,1	0,0

*Média calculada em uma região 3 x 3 pixels.

**Desvio obtido através do cálculo do valor médio dos níveis de cinza de uma dada posição em relação ao valor correspondente a média dos níveis de cinza encontrado no centro do campo (posição "0").

FIGURA 6.10 – Níveis de cinza da linha A (linha no eixo anodo/catodo) obtidos através da aplicação dos métodos sobre a imagem do mamógrafo A.

TABELA 6.12 – Níveis de cinza para uma linha perpendicular ao eixo anodo/catodo (linha B) obtidos através da aplicação dos métodos sobre a imagem do mamógrafo A.

DIREÇÃO PERPENDICULAR	IMAGEM OBTIDA NO MAMÓGRAFO A sem correção		ALG. CORREÇÃO EFEITO "HEEL"		ALG. LIMIA RIZAÇÃO YANOWITZ E BRUCKSTEIN (1989)		ALG. AJUSTE DE FUNDO BASEADO EM FUNÇÃO POLINOMIAL	
	FIGURA 6.1(a)		FIGURA 6.3		FIGURA 6.7(b)		FIGURA 6.9(a)	
Posição (cm)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)
-6	47,3	+ 6,0	45,1	+ 1,1	0	0,0	2,8	- 31,7
-4	45,8	+ 2,6	45,0	+ 0,8	0	0,0	4,6	+ 12,1
-2	44,8	+ 0,4	44,6	0,0	0	0,0	5,4	+ 31,7
0	44,6	0,0	44,6	0,0	0	0,0	4,1	0,0
2	44,6	0,0	44,6	+ 0,0	0	0,0	7,0	+ 70,7
4	45,2	+ 1,7	45,0	+ 0,8	0	0,0	5,1	+ 24,3
6	46,1	+ 3,3	44,3	- 0,6	0	0,0	4,1	0,0

* Média calculada em uma região 3 x 3 pixels.

** Desvio obtido através do cálculo do valor médio dos níveis de cinza de uma dada posição em relação ao valor correspondente a média dos níveis de cinza encontrado no centro do campo (posição "0").

FIGURA 6.11 – Níveis de cinza da linha B (linha perpendicular ao eixo anodo/catodo) obtidos através da aplicação dos métodos sobre a imagem do mamógrafo A.

TABELA 6.13 – Níveis cinza dos objetos da imagem obtida no mamógrafo A.

OBJETOS	IMAGEM OBTIDA NO MAMÓGRAFO A sem correção		ALG. CORREÇÃO EFEITO "HEEL"		ALG. LIMIAIRIZAÇÃO YANOWITZ E BRUCKSTEIN (1989)		ALG. AJUSTE DE FUNDO BASEADO EM FUNÇÃO POLINOMIAL	
	FIGURA 6.1(a)		FIGURA 6.3		FIGURA 6.7(b)		FIGURA 6.9(a)	
Posição	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)
1	96,3	0,0	96,3	0,0	255	+ 164,7	47,1	- 51,0
2	111,1	+ 15,3	101,1	+ 4,9	255	+ 164,7	65,2	- 32,2
3	127,7	+ 32,6	101,7	+ 5,6	255	+ 164,7	57,8	- 39,9
4	111,1	+ 15,3	101,1	+ 4,9	255	+ 164,7	63,8	- 33,7
5	108,0	+ 12,1	100,0	+ 3,8	255	+ 164,7	62,4	- 35,2

* Média calculada em uma região 3 x 3 pixels.

** Desvio obtido através do cálculo do valor médio dos níveis de cinza de uma dada posição em relação ao valor correspondente a média dos níveis de cinza encontrado no objeto localizado próximo ao centro do campo (objeto "1").

Para confirmar a eficiência do algoritmo que desenvolvemos aplicamos o processamento sobre a imagem obtida com um outro aparelho mamográfico utilizando condições de exposição diferentes.

Aplicamos na imagem obtida no mamógrafo B (FIGURA 6.1(b)) os algoritmos baseados em técnica de limiarização de YANOWITZ & BRUCKSTEIN (1989). A FIGURA 6.12(a), apresenta o resultado obtido. Os parâmetros utilizados foram: máxima interação 50, valor do limiar = 125, beta (β) = 1,0 e valor do limiar (pós-processamento) = 100. Aplicamos também o algoritmo de ajuste de fundo utilizando a função polinomial. O resultado está mostrado na FIGURA 6.12(b). Quando utilizamos o nosso algoritmo geramos a imagem da FIGURA 6.12(c).

FIGURA 6.12 – Imagens corrigidas pelas diferentes técnicas: (a) técnica de limiarização de Yanowitz & Bruckstein (1989); (b) técnica de ajuste de fundo baseado em função polinomial; (c) algoritmo de correção para efeito “heel”.

Após obtermos a correção da imagem digitalizada representada na FIGURA 6.1(b), realizamos uma comparação numérica dos níveis de cinza das imagens obtidas com estas técnicas e com o algoritmo para correção do efeito “heel”.

Utilizamos o programa *Image Tool 1.27* para ler os valores dos níveis de cinza de vários pontos de uma linha paralela (linha A) e perpendicular (linha B) ao eixo anodo/catodo. As TABELAS 6.14 e 6.15, mostram os valores de níveis de cinza para as linhas escolhidas.

As FIGURAS 6.13 e 6.14 mostram, respectivamente, os gráficos com os valores de níveis de cinza para uma linha paralela e perpendicular ao eixo anodo/catodo das TABELAS 6.14 e 6.15.

Para os objetos, medimos alguns pontos pertencentes a estes. Calculamos os percentuais de variação de cada objeto em relação ao objeto nº1 da imagem original. Os valores obtidos estão na TABELA 6.16. Neste caso, podemos observar que as técnicas de processamento também não conseguiram devolver aos objetos sua densidade óptica original enquanto o método proposto o faz com desvio menor que 1%.

TABELA 6.14 – Níveis de cinza para uma linha do eixo anodo/catodo (linha A) obtidos através da aplicação dos métodos sobre a imagem do mamógrafo B.

EIXO ANODO/CATODO	IMAGEM OBTIDA NO MAMÓGRAFO B sem correção		ALG. CORREÇÃO EFEITO "HEEL"		ALG. LIMIAIRIZAÇÃO YANOWITZ E BRUCKSTEIN (1989)		ALG. AJUSTE DE FUNDO BASEADO EM FUNÇÃO POLINOMIAL	
	FIGURA 6.1(b)		FIGURA 6.10(c)		FIGURA 6.10(a)		FIGURA 6.10(b)	
Posição (cm)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)
-16	124,5	+ 86,3	66,6	- 0,2	0	0,0	1,1	- 26,6
-14	101,7	+ 52,2	65,0	- 2,6	0	0,0	6,6	+ 340,0
-12	89,7	+ 34,2	65,0	- 2,6	0	0,0	3,8	+ 153,0
-10	81,4	+ 21,8	64,9	- 2,8	0	0,0	0,5	- 66,6
-8	76,1	+ 13,9	65,1	- 2,5	0	0,0	2,7	+ 80,0
-6	71,3	+ 6,7	64,9	- 2,8	0	0,0	3,0	+ 100
-4	69,8	+ 4,4	65,6	- 1,7	0	0,0	4,5	+ 200
-2	68,5	+ 2,5	66,4	- 0,5	0	0,0	2,3	+ 53,3
0	66,8	0,0	66,8	0,0	0	0,0	1,5	0,0

* Média calculada em uma região 3 x 3 *pixels*.

**Desvio obtido através do cálculo do valor médio dos níveis de cinza de uma dada posição em relação ao valor correspondente a média dos níveis de cinza encontrado no centro do campo (posição "0").

FIGURA 6.13 – Níveis de cinza da linha A (linha no eixo anodo/catodo) obtidos através da aplicação dos métodos sobre a imagem do mamógrafo B.

TABELA 6.15 – Níveis de cinza para uma linha perpendicular ao eixo anodo/catodo (linha B) obtidos através da aplicação dos métodos sobre a imagem do mamógrafo B.

DIREÇÃO PERPENDICULAR	IMAGEM OBTIDA NO MAMÓGRAFO B sem correção		ALG. CORREÇÃO EFEITO "HEEL"		ALG. LIMIAIRIZAÇÃO YANOWITZ E BRUCKSTEIN (1989)		ALG. AJUSTE DE FUNDO BASEADO EM FUNÇÃO POLINOMIAL	
	FIGURA 6.1(b)		FIGURA 6.10(c)		FIGURA 6.10(a)		FIGURA 6.10(b)	
Posição (cm)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)
-6	70,3	+ 5,2	68,8	+ 2,9	0	0,0	1,7	+ 13,3
-4	68,8	+ 2,9	68,0	+ 1,7	0	0,0	0,1	- 93,3
-2	66,7	- 0,1	66,8	0,0	0	0,0	1,7	+ 13,3
0	66,8	0,0	66,8	0,0	0	0,0	1,5	0,0
2	67,0	+ 0,2	67,0	+ 0,2	0	0,0	1,1	- 26,6
4	67,2	+ 0,5	67,0	+ 0,2	0	0,0	2,1	+ 40,0
6	68,0	+1,7	67,0	+ 0,2	0	0,0	0,8	- 46,6

*Média calculada em uma região 3 x 3 *pixels*.

**Desvio obtido através do cálculo do valor médio dos níveis de cinza de uma dada posição em relação ao valor correspondente a média dos níveis de cinza encontrado no centro do campo (posição "0").

FIGURA 6.14 – Níveis de cinza da linha B (linha perpendicular ao eixo anodo/catodo) obtidos através da aplicação dos métodos sobre a imagem do mamógrafo B.

TABELA 6.16 – Níveis de cinza dos objetos da imagem obtida no mamógrafo B.

OBJETOS	IMAGEM OBTIDA NO MAMÓGRAFO B sem correção		ALG. CORREÇÃO EFEITO "HEEL"		ALG. LIMIAIRIZAÇÃO YANOWITZ E BRUCKSTEIN (1989)		ALG. AJUSTE DE FUNDO BASEADO EM FUNÇÃO POLINOMIAL	
	FIGURA 6.1(b)		FIGURA 6.10(c)		FIGURA 6.10(a)		FIGURA 6.10(b)	
Posição	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)	Valor Médio dos Níveis de Cinza*	Desvio** (%)
1	121,5	0,0	121,5	0,0	255	+ 109,8	52,5	- 56,7
2	127,1	+ 4,6	121,1	- 0,3	255	+109,8	60,1	- 50,5
3	139,3	+ 14,6	121,0	- 0,4	255	+ 109,8	52,3	- 56,9
4	128,2	+ 5,5	121,2	- 0,2	255	+ 109,8	61,2	- 49,6
5	129,0	+ 6,1	121,0	- 0,4	255	+ 109,8	62,0	- 48,9

* Média calculada em uma região 3 x 3 pixels.

** Desvio obtido através do cálculo do valor médio dos níveis de cinza de uma dada posição em relação ao valor correspondente a média dos níveis de cinza encontrado no objeto localizado próximo ao centro do campo (objeto "1").

Os resultados são parecidos com os apresentados após o processamento da imagem obtida em outras condições (imagem obtida no mamógrafo A).

CAPÍTULO 7

CONCLUSÕES

A partir dos resultados apresentados no capítulo 6, mostramos as conclusões do algoritmo desenvolvido e das técnicas tradicionais para correção de iluminação não uniforme implementadas. Finalmente, apresentamos nossas conclusões finais referentes à esta pesquisa.

7.1 – COMPARAÇÃO DAS DIVERSAS TÉCNICAS IMPLEMENTADAS

Com o programa *ImageTool 1.27*, comparamos os valores dos níveis de cinza das imagens corrigidas utilizando o algoritmo desenvolvido com os valores dos níveis de cinza das imagens corrigidas pelas técnicas de processamento convencionais que apresentaram os melhores resultados sendo elas: técnica de limiarização de YANOWITZ & BRUCKSTEIN (1989) e ajuste de fundo baseado em função polinomial.

Os resultados obtidos com a técnica de limiarização produziram resultados satisfatórios, bem como o algoritmo para correção do efeito “heel” quando

analisamos as informações no centro do campo. Porém, na região fora deste centro, encontramos regiões onde os níveis de cinza do fundo da imagem não são uniformes. Isso ocorre, pelo fato da técnica de limiarização criar uma superfície que não representa exatamente as variações de fundo encontradas nas imagens mamográficas digitalizadas.

Analogamente, o mesmo problema ocorreu com os objetos presentes na imagem, onde a técnica de limiarização altera o contorno das bordas. O algoritmo para correção do efeito “heel” além de manter as características das bordas, uniformiza os objetos em função dos níveis de cinza do objeto localizado próximo ao centro do campo.

O processo de correção utilizando a técnica de ajuste de fundo baseado em função polinomial, apresentou pequenas variações dos níveis de cinza nas linhas paralelas ao eixo anodo/catodo e perpendicular a esta devido ao emprego de uma função matemática para representar a superfície das variações de fundo existentes nas imagens mamográficas digitalizadas. Se analisarmos estas variações quando convertidas em porcentagens em relação ao centro do campo de radiação (posição “0”), observamos que a técnica apresenta resultados insatisfatórios, pois determinados pontos da imagem apresentam valores que em alguns casos foram 100% maiores do que o valor obtido no centro do campo. No caso dos objetos, a técnica degradou as suas características originais, alterando os valores dos níveis de cinza.

A intensidade do feixe de raios X varia de 75 a 125 % em relação ao ponto central do campo de radiação provocando variações dos níveis de cinza nas imagens mamográficas digitalizadas. Por este motivo, o efeito “heel” influencia a qualidade das imagens mamográficas prejudicando o bom desempenho dos sistemas CAD. De fato estes utilizam a informação de intensidade do sinal (nível de cinza) no processo de segmentação e classificação de estruturas.

O algoritmo de simulação do efeito “heel” que desenvolvemos permite simular as intensidades de radiação que chegam em todos os pontos do campo da imagem e utilizá-las para determinar as variações destas intensidades gerando uma matriz “imagem fundo” que serviu de máscara para corrigir as imagens mamográficas com sucesso.

Podemos concluir que o algoritmo para correção do efeito “heel” consegue uniformizar as variações das intensidades de radiação que chegam na imagem. Dessa forma, este algoritmo permite que tanto os níveis de cinza em todos os pontos na região do fundo da imagem sejam aproximadamente constantes com relação ao valor do centro do campo quanto os objetos recuperem sua densidade óptica original.

As comparações realizadas entre o nosso algoritmo e as técnicas convencionais para correção de iluminação uniforme, mostram que o algoritmo para correção do efeito “heel” é eficiente no processo de pré-processamento das imagens mamográficas digitalizadas.

7.2. CONCLUSÕES GERAIS

Nesta pesquisa foi desenvolvido um algoritmo que permite corrigir as variações das intensidades causadas pelo efeito “heel” nas imagens mamográficas. O algoritmo, calcula a intensidade de radiação em cada ponto da imagem, através da atenuação causada pelo caminho que os fótons percorrem dentro do alvo. Estes dados são utilizados para corrigir as intensidades de radiação em todos os pontos da imagem radiográfica em função do excesso ou da falta de radiação a que eles foram submetidos.

As comparações entre os resultados obtidos com o algoritmo desenvolvido e as técnicas de processamento implementadas, confirmam a validade do algoritmo para correção do efeito “heel”, podendo ser utilizado como uma técnica de pré-processamento nos sistemas de detecção computacional.

Além disso, o algoritmo desenvolvido é de fácil utilização, sendo que o usuário precisa apenas digitar os valores dos parâmetros do aparelho e as técnicas de exposição. A interface de interação com o usuário foi desenvolvida em DELPHI para o ambiente WINDOWS, com janelas, botões, uso do *mouse*, etc.

7.3. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- Aprimoramento do algoritmo através do desenvolvimento de um método que determine automaticamente a localização do centro do campo de radiação nas imagens mamográficas;
- Aplicar o algoritmo de correção nas imagens de um banco de imagens mamográficas e processá-las utilizando um sistema CAD. Analisar o desempenho do sistema CAD levantando as curvas ROC (curva característica de operação do receptor).

CAPÍTULO 8

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BACHICHI (2000)

BACHICHI, R. (2000). Câncer de Mama ainda é o mais Letal entre as Mulheres. *Estadão*. <http://www.estado.com.br/edicao/mulher/saude/mama.html> (27 Out.).

BAXES (1994)

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

BERNARDINO et al. (1999)

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, p. 452-459.

BOONE & CHAVEZ (1996)

BOONE, J.M.; CHAVEZ, A.E. (1996). Comparison of x-ray sections for diagnostic and therapeutic medical physics. *Medical Physics*, v.23, n.12, p.1997-2005.

CHOW & KANEKO (1972)

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

CHUNG & LININGER (1990)

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, p. 389-397.

CURRY III et al. (1990)

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

DAÍ et al. (1996)

DAÍ, M.; BAYLOU, P.; HUMBERT, L.; NAJIM, M. (1996). Image Segmentation by a Dynamic Thresholding Using Edge Detection Based on Cascaded Uniform Filters. *Signal Processing*. v. 52, p. 49-63.

FRITZ & LIVINGSTON (1982)

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, p. 216-219, mar/abr.

FRITZ & LIVINGSTON (1985)

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

FUNG & GILBOY (2000)

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, p. 531-536, mai.

GONZALEZ & WOODS (2000)

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

GRATALE et. al. (1990)

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

HIGHNAM et al. (1996)

HIGHNAM, R. P.; BRADY, J. M.; SHEPSTONE, B. J. (1996). A representation for mammographic image processing. *Medical Image Analysis*, v. 1, p.1-19.

ICRU Report 37 (1984)

ICRU (1984). International Commission on Radiation Units and Measurements. *ICRU Report 37, Stopping Powers for Electrons and Positrons*.

JAIN & DUBUISSON (1992)

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

JOHNS (1983)

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

LEE & CHEN (1992)

LEE, H. J.; CHEN, B. (1992). Recognition of Handwritten Chinese Characters Via Short Line Segments. *Pattern Recognition*, v. 25, n. 5, p.543-552.

LOW (1991)

LOW, A. (1991). Introductory Computer Vision and Image Processing. London. McGraw-Hill Book Company.

MARQUES (1998)

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.

NAKAGAWA & ROSENFELD (1979)

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

OHYA et al.(1994)

OHYA, J.; SHIO, A.; AKAMATSU, S. (1994). Recognizing Characters in Science Images. *IEEE Trans. On Pattern Analysis and Machine Intelligence*. v. 16, n. 2, p. 214-220, fev.

OLIVEIRA (1995)

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.

OTSU (1979)

OTSU, N. (1979). A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms. *IEEE Trans. On Systems, Man, and Cybernetics*. v. SMC-9, n. 1, p. 62-66, jan.

PARKER (1991)

PARKER, J. R. (1991). Gray Level Thresholding in Badly Illuminated Images. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*. v. 13, n. 8, p. 813-819, aug.

PLOTNIKOV et al. (2000)

PLOTNIKOV, Y. A.; RAJIC, N.; WINFREE, W. P. (2000) Means of Eliminating Background Effects for Detection and Visualisation in Infrared Thermography. *Optical Engineering*, v. 39, n. 4, p. 879-884, abr.

PRESS et al. (1992)

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

RUSS (1994)

RUSS, J. C. *The Image Process Handbook*; Crc Press, United States of America, 1994.

SARAVY (1995)

SARAVY, G. (1995). Introdução à Análise de Imagens em Ciência de Materiais. Rio de Janeiro, p. 20-21, marc.

SCAFF (1979)

SCAFF, L. A. M. (1979). *Bases Físicas da Radiologia: Diagnóstico e Terapia*. São Paulo, Sarvier.

SILVA (1997)

SILVA, M.A. (1997). *Um Método de Avaliação da Nitidez de Imagens Radiográficas por Simulação Computacional do Sistema de Registro*. São Carlos. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

SILVA (2001)

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.

SCHIMIDT et al. (1999)

SCHIMIDT, F.; SORANTIN, E.; SZEPESVÁRI, 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.

TERRY et al. (1999)

TERRY, J. A.; WAGGENER, R. G.; BLOUGH, M. A. M. (1999). Half-Value and Intensity Variations as a Function of Position in the Radiation Field for Film-Screen Mammography. *Medical Physics.* v. 26, n. 2, p. 259-266, fev.

TRIER & TAXT (1995)

TRIER, Ø. D.; TAXT, T. (1995). Goal-Directed Evaluation of Binarization Methods. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, v. 17, n. 12, p. 1191-1201, dec.

UNWORTH & GREENING (1970)

UNSWORTH, M. H.; GREENING, J. R. (1970). Theoretical Continuous and L-Characteristic X-ray Spectra for Tungsten Target Tubes Operated at 10 to 50 kV. *Physics in Medicine & Biology*, v. 15, n. 4, p.621-630.

WHITE & ROHRER (1983)

WHITE, J. M.; ROHRER, G. D. (1983). Image Thresholding for Optical Character Recognition and Other Applications Requiring Character Image Extraction. *IBM J. Res. Develop.*, v. 27, n. 4, p. 400-411, julho.

WILKS (1987)

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

WOLBARST (1993)

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

WU et al. (1992)

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.

YANOWITZ & BRUCKSTEIN (1989)

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

YU & GUAN (2000)

YU, S.; GUAN, L. (2000). A CAD System for the Automatic Detection of Clustered Microcalcifications in Digitized Mammogram Films. *IEEE Trans. On Medical Imaging*, v. 19, n. 2, p. 115-126, fev

ZHANG & SUEN (1984)

ZANG, T. Y.; SUEN, C. Y. (1984). A fast parallel algorithm for thinning digital patterns. *Commun. ACM*, v. 27, p. 236-239, mar.