

MAURÍCIO SEVERICH

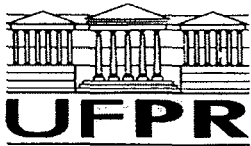
**UMA FERRAMENTA DE PROCESSAMENTO DE
IMAGENS PARA O SISTEMA FOOTSCAN**

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre. Programa de Pós-Graduação em Informática, Setor de Ciências Exatas, Universidade Federal do Paraná.

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Olga R. P. Bellon

CURITIBA

2002



Ministério da Educação
Universidade Federal do Paraná
Mestrado em Informática

PARECER

Nós, abaixo assinados, membros da Banca Examinadora da defesa de Dissertação de Mestrado em Informática, do aluno *Maurício Severich*, avaliamos o trabalho intitulado, "*Uma Ferramenta de Processamento de Imagens para o Sistema FootScan*", cuja defesa foi realizada no dia 15 de outubro de 2002, às quatorze horas, no anfiteatro A do Setor de Ciências Exatas da Universidade Federal do Paraná. Após a avaliação, decidimos pela aprovação do candidato.

Curitiba, 15 de outubro de 2002.

Prof.^a Dra. Olga Regina Pereira Bellon
DINF/UFPR

Prof. Dr. Mitsuru Miyaki
HC/UFPR - Membro Externo

Prof. Dr. Hélio Pedrini
DINF/UFPR



*Para meus filhos,
Matheus e Natália.*

Agradecimentos

À Deus,

Por me acompanhar e proteger em todos os momentos.

Aos meus pais,

Pelo carinho, apoio, dedicação e incentivo que sempre me dão.

Aos meus irmãos,

Marcelo, Adriana, André, obrigado por nossa união e pelo modo como cada um me incentiva. Ao meu meio irmão Ivan (*in memoriam*), que nas poucas vezes que estivemos juntos e conversamos também me fez acreditar que minha dilatada curiosidade poderia ser melhor direcionada.

Aos colegas de UFPR,

Cristóvão, Everton, Luciano, Paulo Gotardo (PFUG), Paulo Loureiro, pelo companheirismo, motivação, ensinamentos e sugestões.

Aos professores,

Alexandre I. Direne, Hélio Pedrini, Mônica N. L. Cat, pelo exemplo de dedicação e atenção, pelos ensinamentos e sugestões. Ao professor Mitsuru Miyaki pela avaliação minuciosa que forneceu ajustes para melhorar a versão final deste trabalho.

À pessoa que me orientou,

Por me dar a oportunidade acreditando em meu trabalho e de sua maneira, me entusiasmou, apontou caminhos, fez-me refletir, entender, analisar, e melhorar esta ou aquela questão, com dedicação, sempre compreendendo meus limites: Prof^ª. Dr^ª. Olga R. P. Bellon, muito obrigado.

À minha esposa Sheila,

Por seu amor, carinho, dedicação e por compreender minha ausência durante a composição deste trabalho.

Resumo

A literatura atual aponta para a necessidade de um novo método não invasivo e mais preciso para determinação da idade gestacional. Com esse objetivo, foi criado o Método FootScan, que procura provar que através de características da superfície plantar e informações relacionadas a recém-nascidos, pode-se obter a idade gestacional.

Neste trabalho, o problema da análise da superfície plantar foi abordado de forma computacional, com o desenvolvimento de uma ferramenta que tem como principal objetivo apoiar a comprovação do Método FootScan, fornecendo desta maneira contribuições para a Neonatologia e também para a área de Processamento de Imagens.

A ferramenta desenvolvida viabiliza a análise supervisionada da imagem da superfície plantar de recém-nascidos, disponibilizando diferentes técnicas para cada um dos problemas encontrados no processamento deste tipo de imagem que apresenta muitos detalhes e, até o início deste estudo, não haviam recebido interesse da comunidade de processamento de imagens, para fins de estimativa da idade gestacional.

Entre as principais contribuições apresentadas estão: o desenvolvimento de (1) uma técnica de seleção de limiar global para identificação da região da imagem correspondente à superfície plantar, (2) um filtro para redução de ruídos com preservação de características mínimas, (3) uma técnica para detecção de sulcos, (4) a extração automática de medidas da superfície plantar, (5) bem como de uma ferramenta que une todas as técnicas de forma que o usuário possa supervisionar e interagir com a mesma na análise da superfície plantar.

Os resultados experimentais indicaram que há realmente uma relação entre as características da superfície plantar e a idade gestacional, fornecendo novas informações que permitiram rever algumas considerações iniciais quanto ao processo de análise das características.

A ferramenta está sendo utilizada e avaliada pela disciplina de Neonatologia do Departamento de Pediatria da Universidade Federal do Paraná e vem contribuindo para a pesquisa do Método FootScan.

Abstract

Recent Neonatology literature points to the need of a new non-invasive and more precise gestational age estimation method. In this context, it was proposed the FootScan Method, which intends to prove that the gestational age can be obtained through the plantar surface features and other information related to the newborn.

This work presents a computational approach to the plantar surface analysis problem. It was developed a tool whose main objective is to support the FootScan Method validation, providing contributions to Neonatology and Image Processing fields.

The developed tool makes the supervised analysis of newborn plantar surface feasible, providing a number of techniques to address each one of the problems faced while processing this kind of image, which presents many details and, from our best knowledge, until now were not of interest to the image processing community, for gestational age estimation purposes.

The contributions presented here are the development of: (1) a global threshold selection technique for the identification of the image region corresponding to the plantar surface; (2) a small features preserving noise reduction filter; (3) a wrinkle detection technique; (4) a plantar surface measurements extractor; and (5) an image processing tool providing all these techniques to allow the user to supervise the plantar surface analysis.

Experimental results showed that there is indeed a relation between plantar surface features and gestational age. These results also provided valuable information that were used to review some initial considerations about features analysis process.

The image processing tool is being used and evaluated by Neonatology discipline of Pediatric Department of Federal University of Paraná, where has contributed to FootScan Method research.

Sumário

Lista de figuras	viii
Lista de siglas	x
Lista de tabelas	xiii
1 Introdução	1
1.1 Motivação	2
1.2 Problemática	3
1.3 Contribuição	6
1.4 Organização	6
2 Pré-processamento de imagens	8
2.1 Equalização de histograma	10
2.1.1 Equalização de histograma local	10
2.2 Filtragem espacial	13
2.2.1 Filtragem por média	13
2.2.2 Filtragem por mediana	14
2.3 Filtragem com preservação de bordas	16
2.3.1 <i>Edge-sensitive noise reduction algorithm - SensiEdge</i>	17
2.3.2 <i>New gradient inverse weighted filter - NGIW</i>	18
2.3.3 <i>Directional gradient inverse weighted filter - DGIW</i>	20
3 Segmentação de imagens	22
3.1 Detecção de borda	22
3.2 Limiarização	24
3.3 Limiarização global de Otsu	25
3.4 Limiarização adaptativa de Niblack	26
3.5 Segmentação orientada a regiões	27
3.5.1 Crescimento de regiões por agregação de <i>pixels</i>	28
3.5.2 Divisão e fusão de regiões (<i>Split & Merge</i>)	29
3.5.3 Agrupamento (<i>Clustering</i>)	31

4	Extração de características	33
4.1	Representação baseada em regiões	34
4.1.1	Área	34
4.1.2	Perímetro	35
4.1.3	Posição	35
4.1.4	Circularidade ou compacidade	35
4.1.5	Momentos espaciais de uma região	36
4.1.6	Orientação	36
4.1.7	Esqueleto	37
5	Abordagens para biometria	40
5.1	Impressão digital	41
5.1.1	Melhoramento de imagens de impressão digital	43
5.2	Impressão palmar	46
5.2.1	Melhoramento de imagens de impressão palmar	48
5.3	Biometria fetal	49
6	Ferramenta de processamento de imagens para o sistema FootScan	53
6.1	Etapa 1 - Extração das regiões de interesse	56
6.2	Etapa 2 - Redução de ruídos	58
6.2.1	Aperfeiçoamento da abordagem <i>SensiEdge</i>	60
6.2.2	Modificações na abordagem DGIW	61
6.2.3	Filtragem FootScan - União das abordagens DGIW, NGIW e <i>SensiEdge</i>	61
6.3	Etapa 3 - Detecção de sulcos	63
6.4	Etapa 4 - Medidas de imagem	64
6.5	Considerações	65
7	Resultados experimentais	67
7.1	Extração das regiões de interesse	71
7.2	Redução de ruídos	75
7.3	Detecção de sulcos	75
7.4	Considerações	75
8	Conclusão	81
8.1	Trabalhos futuros	82
	Referências Bibliográficas	89

Lista de figuras

1	Áreas da superfície plantar	3
2	Imagens obtidas com diferentes métodos	5
3	Equalização de histograma em imagem de impressão digital	11
4	Equalização de histograma local (janela= $N \times N$) de imagem da superfície plantar	12
5	Máscara 3×3 para filtragem por média	14
6	Filtragem espacial de uma região (ampliada 10X) da superfície plantar	15
7	Exemplo de filtragem por mediana com máscara 3×3	15
8	Orientações utilizadas em [Adelmann, 1999], para estimar a presença de uma borda	17
9	Processo de diferenciação para a orientação Leste-Oeste (Figura 8(a))	17
10	<i>Pixels</i> incluídos no cálculo da média direcionada	18
11	Máscaras direcionais utilizadas para selecionar a vizinhança ótima de HUNG	20
12	Filtragem com preservação de bordas de uma região (ampliada 10X) da superfície plantar	21
13	Operadores de gradiente	23
14	Exemplo de limiarização global em imagem da superfície plantar	24
15	Limiarização adaptativa de Niblack, usando diferentes pesos	27
16	Exemplo de representação <i>quadtrees</i> de uma região	30
17	Fluxograma simplificado dos algoritmos K-means e ISODATA, adaptado de [Dubes e Jain, 1976]	32
18	(a)Estrutura da vizinhança-8 usada pela abordagem de Zhang e Suen; (b)Exemplo para condições (c1) e (c2)	38
19	Exemplo de diferentes tipos de distância para medida ≤ 3	39
20	Exemplos de núcleos (\cap) e deltas (Δ) em cinco classes de impressão digital	42
21	Exemplos de (\bigcirc) bifurcações de saliência e (\square) términos de saliência	42
22	Possíveis regiões em uma imagem de impressão digital, retirado de [Hong <i>et al.</i> , 1998]	43

23	Etapas da abordagem para melhoramento de imagens de impressão digital proposta em [Hong <i>et al.</i> , 1998]	44
24	Normalização de imagem de impressão digital	44
25	Estimativa da imagem de orientação	45
26	Impressão palmar, adaptado de [Zhang e Shu, 1999]: linhas principais (1-linha do coração, 2-linha da cabeça e 3-linha da vida); regiões (I-raiz dos dedos, II-região interna, III-região externa); pontos de referência (pontos extremos a e b , e o ponto médio o); e os pontos c e d derivados da reta bissetora perpendicular ao segmento \overline{ab}	47
27	Exemplos de estruturas presentes em uma impressão palmar, adaptado de [You <i>et al.</i> , 2002]	48
28	Diagrama da abordagem de [Funada <i>et al.</i> , 1998]	49
29	Exemplos de medidas extraídas em ecografia obstétrica	51
30	Visão geral do sistema FootScan [Bellon <i>et al.</i> , 2002]	54
31	Diagrama de etapas da ferramenta de processamento de imagens [Severich <i>et al.</i> , 2002b]	55
32	Diagrama do processo executado na etapa 1	57
33	Imagem em diferentes etapas. (a) imagem inicial; (b) imagem binária (c) região de interesse (superfície plantar); (d) 4 áreas de interesses; (e) imagem dos sulcos (f) resultado do afinamento de (e); (g) área selecionada de (f); (h) imagem ampliada da área selecionada em (g); (i) imagem inicial sobreposta com (f); (j) área selecionada de (i); (k) imagem ampliada da área selecionada em (j), a linha pontilhada no canto superior esquerdo mostra uma possível seleção do usuário; (l) exemplo de polígono formado no modo de seleção atualmente utilizado.	59
34	Diagrama do processo executado na etapa 2	60
35	Máscaras utilizadas para detecção e filtragem	62
36	Diagrama do processo executado na etapa 3	63
37	Limiarização global da superfície plantar	72
38	Histogramas de imagens da superfície plantar	73
39	Correção da orientação da superfície plantar	74
40	Divisão da superfície plantar em 4 áreas	74
41	Filtragem com preservação de bordas: filtro NGIW aplicado com máscara 3×3 e 3 iterações, filtro desenvolvido para o sistema FootScan aplicado com 2 iterações	76
42	Detecção de sulcos e afinamento em imagens da superfície plantar	77
43	Detecção de sulcos e afinamento em imagens da superfície plantar	78

Lista de siglas

%AO1	Percentual de Ocupação da Área 1 no menor retângulo envolvente - obtido pela ferramenta FootScan
%AO2	Percentual de Ocupação da Área 2 no menor retângulo envolvente - obtido pela ferramenta FootScan
%AO3	Percentual de Ocupação da Área 3 no menor retângulo envolvente - obtido pela ferramenta FootScan
%AO4	Percentual de Ocupação da Área 4 no menor retângulo envolvente - obtido pela ferramenta FootScan
%MRE	Percentual de ocupação no Menor Retângulo Envolvente - obtido pela ferramenta FootScan
AA1	Área da Área 1 - obtida pela ferramenta FootScan
AA2	Área da Área 2 - obtida pela ferramenta FootScan
AA3	Área da Área 3 - obtida pela ferramenta FootScan
AA4	Área da Área 4 - obtida pela ferramenta FootScan
AFIS	<i>Automated Fingerprint Identification System</i> - Sistema Automático de Identificação de Impressões Digitais
AIM	Análise de Imagens Médicas
ArePe	Área do Pé - obtida pela ferramenta FootScan
BLL	idade gestacional de BALLARD - obtida pelo especialista
CA	Circunferência abdominal - medida de biometria fetal
CCN	Comprimento cabeça-nádegas - medida de biometria fetal
CF	Comprimento do fêmur - medida de biometria fetal
CoES	Comprimento do pé - obtido pelo especialista

CoFS	Comprimento do pé - obtido pela ferramenta FootScan
CoPL	Comprimento da Planta do pé - obtido pela ferramenta FootScan
DBP	Diâmetro biparietal - medida de biometria fetal
DGIW	Filtro <i>Directional Gradient Inverse Weighted</i>
GHz	Giga Hertz - unidade de frequência equivalente a 1.000.000.000 de ciclos por segundo
GIW	Filtro <i>Gradient Inverse Weighted</i>
IGE	Idade Gestacional Ecográfica - obtida pelo especialista
ISODATA	Método de agrupamento comumente utilizado para segmentação de imagens
K-means	Método de agrupamento comumente utilizado para segmentação de imagens
LA1	Largura da Área 1 - obtida pela ferramenta FootScan
LA2	Largura da Área 2 - obtida pela ferramenta FootScan
LA3	Largura da Área 3 - obtida pela ferramenta FootScan
LA4	Largura da Área 4 - obtida pela ferramenta FootScan
Larg	Largura do pé - obtida pela ferramenta FootScan
MB	Mega Byte - capacidade de armazenamento equivalente a 1.048.576 <i>bytes</i>
NGIW	Filtro <i>New Gradient Inverse Weighted</i>
PerPe	Perímetro do pé - obtido pela ferramenta FootScan
PP1	Percentual de Pregueamento área 1 - obtido pela ferramenta FootScan
PP2	Percentual de Pregueamento área 2 - obtido pela ferramenta FootScan
PP3	Percentual de Pregueamento área 3 - obtido pela ferramenta FootScan
PP4	Percentual de Pregueamento área 4 - obtido pela ferramenta FootScan
PPE	Percentual de Pregueamento do Pé - obtido pela ferramenta FootScan
PPP	pontos por polegada, resolução de dispositivos de imagem
PRK	idade gestacional de PARKIN - obtida pelo especialista

- ROI** Region Of Interest - região de interesse, na qual se deseja realizar o processamento
- SensiEdge** Filtro *Edge-sensitive noise reduction*

Lista de tabelas

5.1	Parâmetros biométricos para avaliação da idade gestacional	52
7.1	Valores obtidos pelo especialista × ferramenta	70
7.2	Valores obtidos pelo especialista × ferramenta	70

Capítulo 1

Introdução

O campo de análise de imagens médicas (AIM) tem recebido esforços de pesquisa há mais de 20 anos e vem sendo utilizado, em várias áreas da Medicina, como um importante instrumento de auxílio que possibilita, com mais segurança e eficiência, melhor visualização, monitoramento, diagnóstico, tratamento, bem como ferramenta de treinamento [Direne, 1997], entre outras atividades [Duncan e Ayache, 2000] [Leventon, 2000] [Shiffman e Shortliffe, 1996].

Uma das atribuições de um sistema AIM, é submeter a imagem a um processo de extração de características, tais como cor, textura, forma, de modo que o resultado deste processo contribua com a análise em questão. O resultado do processo de extração de características depende, fortemente, da qualidade da imagem de entrada. Por este motivo, em muitos destes sistemas, uma etapa específica de pré-processamento é projetada a fim de corrigir e/ou realçar algumas características da imagem original e, conseqüentemente, facilitar a realização dos processos seguintes.

Tendo uma imagem com qualidade adequada, o processo de extração de características obtém resultados mais precisos, podendo fornecer a processos de mais alto nível, como análise e classificação de imagens, as características requeridas para sua execução.

Então a melhor solução para implementar sistemas AIM poderia ser alcançada pela combinação de técnicas que realizassem tarefas como: pré-processamento, extração de características, classificação, entre outras. Entretanto, a seleção das técnicas mais apropriadas para cada uma dessas tarefas não é trivial, sendo dependente de vários fatores, como: objetivo da aplicação, conhecimento *a priori* quanto às características da imagem, necessidade de interação com o usuário, tempo e tipo de resposta esperado, entre outros.

Existem vários exemplos de aplicação de diferentes técnicas de processamento de imagens e imageamento, que beneficiam diversas áreas da medicina, e onde as imagens médicas têm papel fundamental, como [Sonka e Fitzpatrick, 2000]:

- Imageamento: tomografia computadorizada, planejamento de cirurgia, imageamento da pele.
- Processamento de imagens: segmentação e visualização de órgãos, classificação e

contagem de células sanguíneas, caracterização de cromossomos.

A área da Medicina de interesse neste trabalho é a Neonatologia, que é uma área de atuação dentro da especialidade de Pediatria que cuida do período neonatal, ou seja o período de 0 a 28 dias após o nascimento do bebê. Mais especificamente, este trabalho tem como objetivo viabilizar, através de uma ferramenta computacional, o estudo de um novo método para avaliação da estimativa da idade gestacional.

1.1 Motivação

A idade gestacional é uma informação de extrema importância para que o neonatologista possa: proporcionar ao recém-nascido manejo e tratamento clínico adequado à sua idade e ao seu estado fisiológico de desenvolvimento e, em alguns casos, decidir quanto aos limites de viabilidade do tratamento.

Atualmente, a forma mais precisa para se obter a idade gestacional é realizar durante período pré-natal a melhor estimativa obstétrica, que é a combinação da idade cronológica, determinada pela data da última menstruação, e idade ecográfica, determinada através de características físicas obtidas em ecografia obstétrica realizada no primeiro trimestre da gestação [Sola e Chow, 1999].

Entretanto, a melhor estimativa obstétrica nem sempre pode ser obtida, seja por incerteza ou desconhecimento da data da última menstruação ou por ausência de seguimento pré-natal com perda de avaliação ecográfica fetal em período oportuno. Por este motivo, vários métodos [Ballard *et al.*, 1991] [Capurro *et al.*, 1978] [Dubowitz *et al.*, 1970] podem ser utilizados para estimar a idade gestacional através de avaliação pós-natal de características físicas e neuromusculares do recém-nascido.

Não obstante, neonatologistas ainda têm incertezas quanto à precisão destes métodos [Sola e Chow, 1999], haja vista as diferenças entre métodos de estimativa da idade gestacional apontadas em avaliações presentes na literatura [Alexander *et al.*, 1992] [Constantine *et al.*, 1987] [Donovan *et al.*, 1999] [Shukla *et al.*, 1987].

Considerando que, idades gestacionais de 24, 25 e 26 semanas apresentam taxa de sobrevivência de 43%, 64% e 83%, respectivamente [Kilpatrick *et al.*, 1997], e que há uma grande distância em termos de sobrevivência e desenvolvimento neurológico entre recém-nascidos de 23 e 24 semanas [Sola e Chow, 1999], evidencia-se então a necessidade de um novo método, que estime a idade gestacional com maior precisão, em especial dos prematuros extremos.

Neste contexto, está sendo proposto em [Cat, 2001] o método FootScan, que pretende determinar a idade gestacional de forma não invasiva, com precisão igual ou maior que os métodos existentes, através da análise computacional da imagem digitalizada da superfície plantar do recém-nascido. Este método tem como principal objeto de estudo os recém-nascidos prematuros, já que os métodos atualmente disponíveis não dão prioridade a essa

população para a qual a determinação da idade gestacional é ainda mais importante.

Para tanto, o método FootScan utilizar-se-á de várias técnicas de computação, incluindo processamento de imagens, com o propósito final de extrair da imagem da superfície plantar informação adequada para estimar a idade gestacional. É dessa maneira, provendo ferramentas para melhoramento e análise de imagens, que o trabalho aqui apresentado está colaborando com o desenvolvimento do método FootScan.

1.2 Problemática

Como comentado, a análise de imagens da superfície plantar, proposta pelo método FootScan, demanda a aplicação de várias técnicas para alcançar um objetivo que, embora seja específico, é baseado em uma série de informações. As informações relacionadas a superfície plantar são referentes às medidas do pé e suas áreas, bem como aos dermatóglifos¹ e pregas cutâneas² encontrados na superfície plantar do recém-nascido.

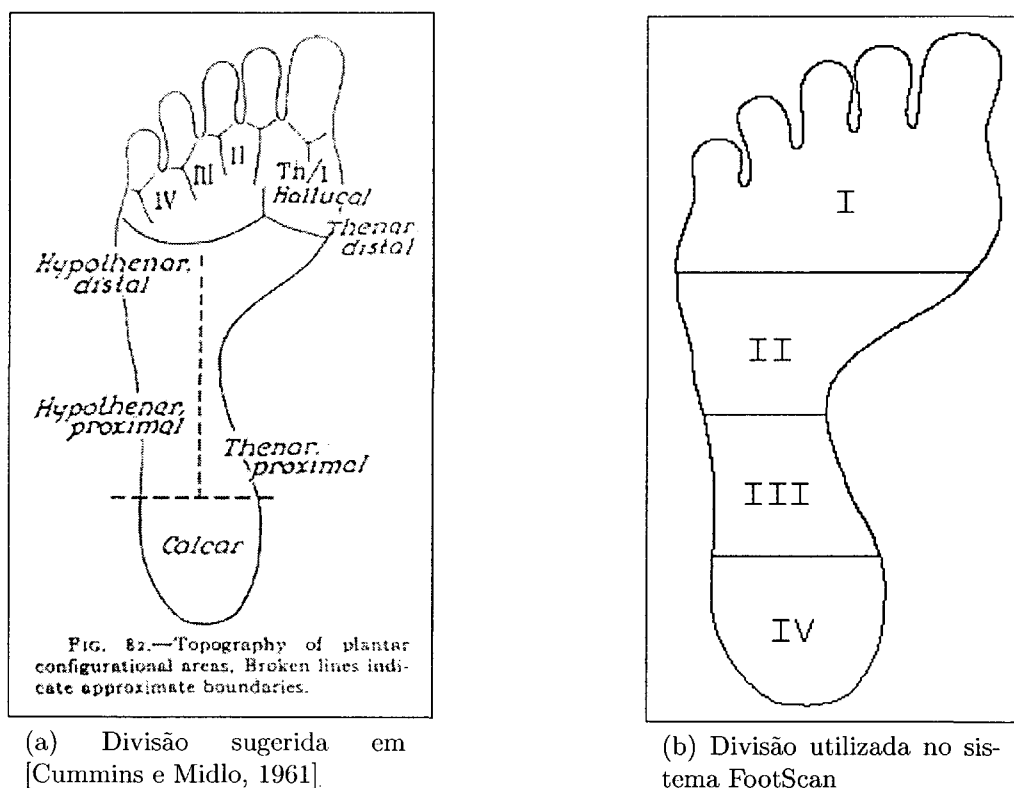


Figura 1: Áreas da superfície plantar

¹dermatóglifos: do Grego, derma = pele e glyphé = entalhe, desenho; desenhos na pele. O termo dermatóglifos foi introduzido por Harold Cummins e Charles Midlo em 1926, como citado em [Cummins e Midlo, 1961] e é concernente aos padrões de saliências e sulcos encontrados na superfície de nossas mãos, dedos e pés. Alguns padrões de dermatóglifos têm sido correlacionados com enfermidades como, por exemplo, a Síndrome de Down [Holt, 1973] [Jorge *et al.*, 1997], bem como vêm sendo utilizados em sistemas de identificação e autenticação [Duta *et al.*, 2002] [Jain e Pankanti, 2000].

²pregas cutâneas: linhas ou enrugamento presentes na pele que, na superfície plantar do recém-nascido, podem desaparecer ao longo do tempo

Mais especificamente, o método FootScan necessita das seguintes informações:

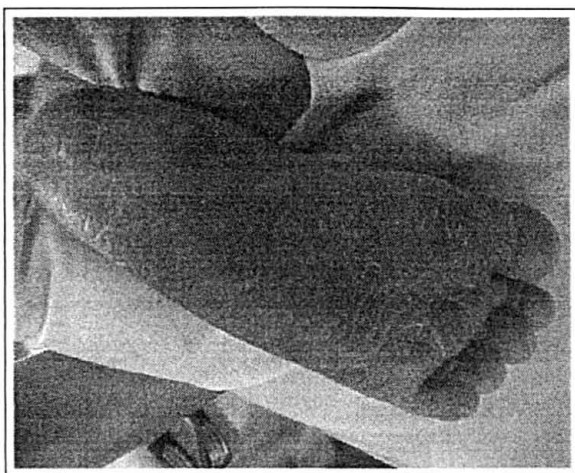
- **Medidas relativas ao pé:** comprimento, largura, área, percentual de ocupação do pé no menor retângulo envolvente, percentual de pregueamento;
- **Medidas relativas às áreas:** largura, área, percentual de ocupação do pé no menor retângulo envolvente e percentual de pregueamento, considerando que a superfície plantar foi dividida em 4 áreas como mostra a Figura 1(b); Esta divisão foi realizada de forma a aproximar a divisão sugerida em [Cummins e Midlo, 1961], apresentada na Figura 1(a), sendo que o limite entre as áreas II e III foi introduzido considerando-se a observação da evolução do pregueamento que ocorre a partir da área I em direção a área IV.
- **Medidas relativas aos sulcos:** comprimento, largura e localização dos sulcos/pregas cutâneas mais expressivos.

Para fornecer essas informações de maneira satisfatória faz-se necessário o uso de imagens com qualidade adequada. Tratando-se de imagens da superfície plantar a qualidade é resultante de vários fatores, tais como: tipo de equipamento de aquisição de imagem utilizado, habilidade do profissional na execução da técnica de forma correta, e, conforme o caso: quantidade e qualidade da tinta utilizada para obter a impressão plantar em papel, textura do papel utilizado, entre outros.

A fim de atenuar esta primeira dificuldade, qualidade da imagem da superfície plantar, algumas abordagens para aquisição digital da imagem foram consideradas e, conforme a disponibilidade de equipamentos, testadas. A Figura 2 mostra alguns exemplos de imagens obtidas com diferentes equipamentos.

Algumas considerações sobre as abordagens mostradas na Figura 2:

- A Figura 2(a) mostra a sensibilidade à orientação da fonte de iluminação, quando utilizada uma câmera digital. Sendo que, uma orientação qualquer resulta em ausência ou enfraquecimento de sulcos e/ou pregas com orientação similar, bem como destaque máximo para sulcos e/ou pregas com orientação perpendicular.
- O uso do *scanner* de mão é dificultado pela irregularidade da superfície plantar, já que seu funcionamento depende de movimentação sobre uma superfície. Há perda de informação quando o *scanner* é movimentado de maneira brusca ou sem contato com a superfície, como pode-se verificar na Figura 2(b).
- O resultado da obtenção da impressão plantar, procedimento de rotina em maternidades do Brasil e exterior, pode ser visto na Figura 2(c). A falta de detalhes é consequência da técnica utilizada para obtenção da impressão plantar no prontuário do recém-nascido.



(a) Câmera Digital



(b) Scanner de mão

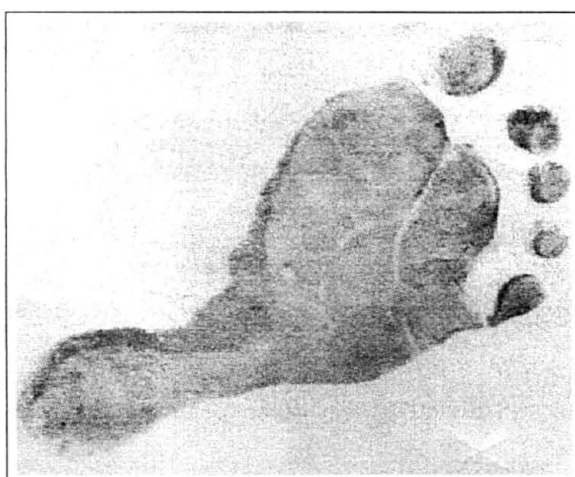
(c) Scanner de impressão plantar obtida no
prontuário(d) Scanner de impressão plantar ob-
tida aplicando-se a técnica correta

Figura 2: *Imagens obtidas com diferentes métodos*

- Se corretamente efetuado o procedimento de obtenção da impressão plantar fornece imagens com maior detalhamento, como mostra a Figura 2(d).

Dentre as opções disponíveis, foi preferida aquela que forneceu maior detalhamento da superfície plantar, ou seja, a impressão plantar obtida com a técnica correta, que pode ser vista na Figura 2(d). Mesmo assim, a presença de ruído³ ou manchas, ainda torna a tarefa de extração de características ineficaz, evidenciando assim a necessidade de uma etapa de pré-processamento de imagens.

Uma vez que as imagens tenham qualidade suficiente, deve-se identificar os sulcos e pregas cutâneas. Esta tarefa merece especial atenção, pois fornecerá a informação necessária para a etapa onde as medidas serão obtidas e retornadas ao usuário.

³Ruído: ver seção 2

1.3 Contribuição

Além de sua importância para aplicações em Neonatologia, uma contribuição relevante deste trabalho é o esforço intensivo para adaptar as técnicas atuais ao processamento de imagens da superfície plantar do recém-nascido, considerando que este é um tipo de imagem original, com muitos detalhes que devem ser preservados e avaliados por diferentes técnicas, que até então, para este tipo de imagem, não haviam sido sugeridas na literatura.

A ferramenta de processamento de imagens apresentada neste trabalho fornece as informações requeridas pelo método FootScan, fazendo uso de soluções ajustadas para correta análise de imagens da superfície plantar.

Esta ferramenta foi incluída no sistema computacional FootScan, proposto em [Gorga, 2002], que inicialmente, deu suporte a pesquisa apresentada em [Cat, 2001] fornecendo informações sobre o recém-nascido, bem como imagens da superfície plantar.

Esta integração entre um sistema de processamento de imagens e um sistema de informática médica⁴, é prática recomendada na literatura [Shiffman e Shortliffe, 1996] por evitar duplicações de sistemas e possibilitar um gerenciamento eficiente da informação.

Deve-se salientar que esta proposta multidisciplinar de desenvolvimento de um sistema computacional para o método FootScan qualifica a pesquisa do Grupo IMAGO⁵ de Visão Computacional e Processamento de Imagens na Universidade Federal do Paraná como mais um exemplo factível para que novas pesquisas multidisciplinares sejam realizadas.

1.4 Organização

Essa dissertação está estruturada em 8 capítulos, como segue:

- Capítulo 1: introdução;
- Capítulo 2: apresenta algumas técnicas utilizadas em pré-processamento de imagens, incluindo técnicas clássicas como equalização e mediana e técnicas para filtragem com preservação de linhas;
- Capítulo 3: aborda a segmentação de imagens, descrevendo técnicas comumente utilizadas para realizar este processo;
- Capítulo 4: introduz a extração de características e aponta propriedades e formas de representação para regiões;

⁴Informática médica: área de também fundamental importância nos modernos centros médicos, trata do uso eficaz e eficiente de: dados, informações e conhecimento médicos; utilizando-se de computadores e redes de comunicação a fim de prover uma base técnica própria às várias atividades nela envolvidas. [Shiffman e Shortliffe, 1996]

⁵<http://www.inf.ufpr.br/imago>

- Capítulo 5: introduz a biometria e mostra abordagens para processamento de imagens de impressões digitais e palmares, bem como expõe brevemente a biometria fetal;
- Capítulo 6: descreve a ferramenta de processamento de imagem em detalhes; apresentando também as principais adaptações/contribuições desenvolvidas;
- Capítulo 7: apresenta os resultados obtidos com a utilização da ferramenta apresentada no Capítulo 6;
- Capítulo 8: apresenta conclusões, contribuições, limitações e trabalhos futuros.

Capítulo 2

Pré-processamento de imagens

A literatura apresenta diferentes denominações para classificar técnicas análogas de pré-processamento de imagens, tais como: melhoramento, realce, restauração de imagens. Essas denominações podem ser consideradas análogas, por compartilharem um propósito principal, ou seja, aperfeiçoar a imagem de modo que o resultado seja mais adequado para posterior interpretação humana ou análise computacional.

Com efeito, o que diferencia a restauração de imagens, em relação às outras denominações, é o uso de um conhecimento *a priori* do fenômeno de degradação, na tentativa de reconstruir ou recuperar uma imagem degradada.

Deve-se entender que a etapa de pré-processamento não aumenta a informação contida em uma imagem. Por exemplo, se a informação em uma imagem é medida usando-se entropia, então o pré-processamento, geralmente, suprime informações contidas na imagem original [Sonka *et al.*, 1998].

Pode-se considerar portanto, de um ponto de vista teórico da informação, que pode não ser proveitoso realizar o pré-processamento, e a melhor maneira de não realizar o pré-processamento é concentrar-se em aquisição de imagens de alta qualidade [Sonka *et al.*, 1998].

É válido ressaltar que, qualquer que seja a técnica utilizada, a mesma é aplicada após a digitalização da imagem, sendo portanto, incapaz de fornecer a alta qualidade que poderia ser conseguida otimizando-se o processo de aquisição [Russ, 1995].

Técnicas de pré-processamento de imagem podem operar no domínio espacial, manipulando diretamente os *pixels* da imagem, ou no domínio da frequência, modificando componentes do espectro de frequência. Técnicas que fazem uso de ambos os domínios são comuns [Gonzalez e Woods, 2000].

Neste trabalho se dá ênfase ao domínio espacial, pois pressupõe-se que: a natureza linear das abordagens clássicas¹ para suavização no domínio de frequência, tende a produzir resultados não satisfatórios, pois tanto ruído como bordas possuem alta frequência [Chan *et al.*, 2001]. Ou seja, estas abordagens tendem a borrar os detalhes

¹Abordagens clássicas para suavização: filtragem passa-baixa Ideal e Butterworth, descritos em [Gonzalez e Woods, 2000].

e bordas de uma imagem, por isso, neste trabalho, seu estudo será suprimido.

Os tipos de operações que podem ser realizadas incluem:

- Processamento por ponto, ou, operação pontual: Cada *pixel* tem seu valor modificado de acordo com um critério não dependente dos valores dos *pixels* vizinhos. Um exemplo deste tipo de operação é a limiarização (*Thresholding*) que será discutida na seção 3.2.
- Processamento por máscara, ou, operação local: Cada *pixel* tem seu valor modificado de acordo com um critério dependente dos valores dos *pixels* vizinhos. Um exemplo deste tipo de operação é a filtragem por mediana, ver seção 2.2.
- Processamento global, ou, operação global: Todos os valores de *pixel* na imagem são considerados, ou seja, toda a imagem. Um exemplo deste tipo de operação é o histograma, ver seção 2.1 .

Esta seção apresenta algumas abordagens clássicas para o pré-processamento de imagens, bem como algumas abordagens específicas para filtragem com preservação de bordas.

Ruído

Uma das tarefas normalmente atribuídas à etapa de pré-processamento é a redução de ruídos, que podem aparecer em imagens por uma variedade de fontes. Por exemplo, o processo de aquisição digital da imagem, o qual converte uma imagem ótica em um sinal elétrico contínuo que é então discretizado, é uma das fontes pela qual o ruído aparece em imagens digitais.

Pode-se considerar ruído toda energia elétrica ou eletromagnética que degrada a qualidade de sinais ou dados, podendo ocorrer em sistemas analógicos e digitais. O ruído é uma informação não desejada que contamina, por exemplo, uma imagem.

Alguns tipos comuns de ruído são: [Jain *et al.*, 1995]

- Ruído Impulsivo: quando há ocorrência aleatória dispersa de *pixels* com um valor discrepante em uma imagem. Por exemplo, em uma imagem predominantemente clara, os *pixels* de ruído podem ter valor 0, sendo o número 0 que representa o valor de intensidade luminosa mínimo.
- Ruído Sal e pimenta (*salt and pepper*): semelhante ao ruído impulsivo, porém há ocorrência aleatória dispersa de *pixels* com valor máximo ou mínimo de intensidade luminosa.
- Ruído Gaussiano: ocorrência aleatória de *pixels* com valor de intensidade que variam como uma distribuição gaussiana, sendo bom para modelar processos de ruído como os gerados por componentes eletrônicos de um sistema de aquisição digital de imagens.

2.1 Equalização de histograma

O histograma de uma imagem em níveis de cinza² é um gráfico estatístico que fornece a distribuição de frequência dos níveis de cinza, definidos no processo de quantização³, ao longo de todos os *pixels* de uma imagem.

Ou seja, um histograma mostra quantas vezes determinados níveis de cinza ocorrem em uma imagem. Com isso pode-se ter uma descrição global da aparência de uma imagem, como, por exemplo: imagem clara ou escura, imagem de alto ou baixo contraste. O objetivo da equalização de histograma global é tornar a distribuição de um histograma qualquer mais uniforme, tentando ocupar toda a faixa de níveis de cinza, como pode-se observar na Figura 3(d). Isto é conseguido através do cálculo de um novo valor para todo o *pixel* de uma imagem, em função da distribuição de níveis de cinza da imagem inteira.

Assim, alguns detalhes que poderiam não ser notados com a distribuição original, são realçados. Estes detalhes podem, ou não, ajudar na análise da imagem [Shapiro e Stockman, 2001].

2.1.1 Equalização de histograma local

O método de equalização de histograma, acima citado, é global no sentido de que a alteração do valor de um *pixel* é efetuada em função da distribuição de níveis de cinza da imagem inteira [Gonzalez e Woods, 2000].

Ainda que este método proporcione um aumento na escala dinâmica dos níveis de cinza e, conseqüentemente, melhore o contraste de uma imagem inteira, alguns detalhes mais finos podem ser perdidos no processo.

Há casos onde o realce de detalhes em um contexto local, ou seja, subáreas contidas em uma imagem, é desejado. Para esse objetivo deve ser considerada a equalização de histograma local, também referenciada como equalização de histograma adaptativa.

O termo local refere-se ao uso das características do histograma de cada subárea da imagem no cálculo do valor do *pixel* central a está subárea. Isto implica no uso de uma máscara, ou janela, que determine o tamanho $N \times N$ da subárea a ser considerada no cálculo.

Assim como na equalização de histograma global, esse cálculo é realizado para todos os *pixels* de uma imagem, sendo que na equalização local o *pixel* que está sendo considerado é central a uma máscara.

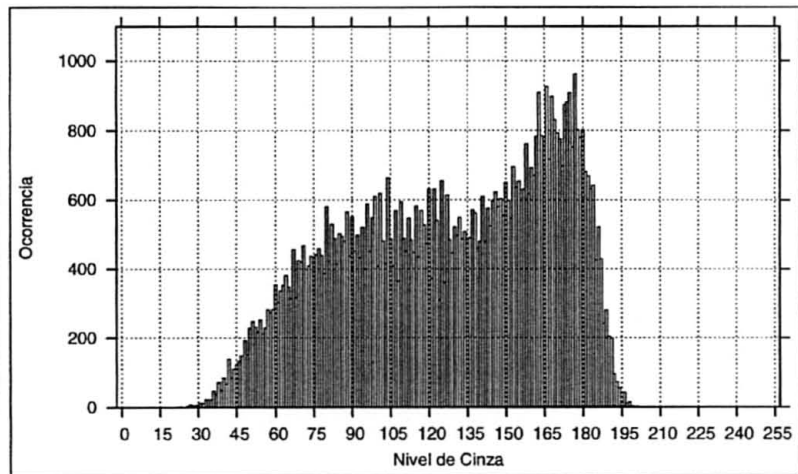
A Figura 3 mostra um exemplo onde o uso da abordagem local é mais indicado. O maior realce dos pequenos detalhes da impressão digital, usando-se a equalização local, é facilmente notado.

²Imagem em níveis de cinza: também chamada de imagem monocromática, refere-se a imagens onde o valor de qualquer ponto (x, y) é proporcional ao brilho, ou nível de cinza, da imagem naquele ponto.

³Quantização: processo de discretização dos níveis de cinza de uma imagem real, para uma imagem digital.



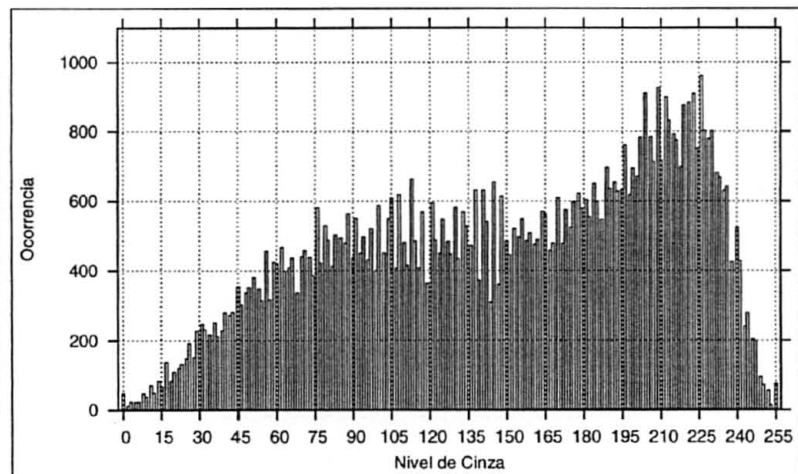
(a) Imagem original



(b) Histograma da Figura 3(a)



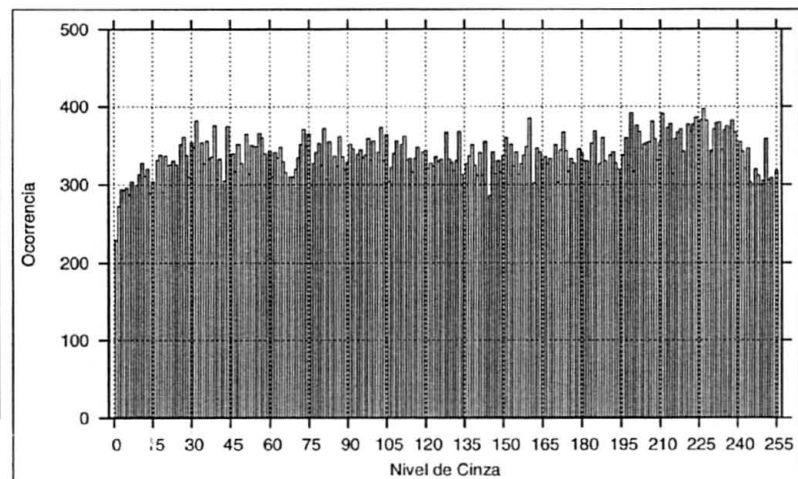
(c) Equalização global



(d) Histograma da Figura 3(c)

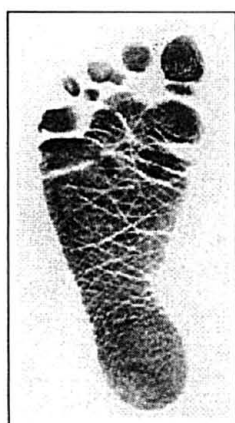


(e) Equalização local

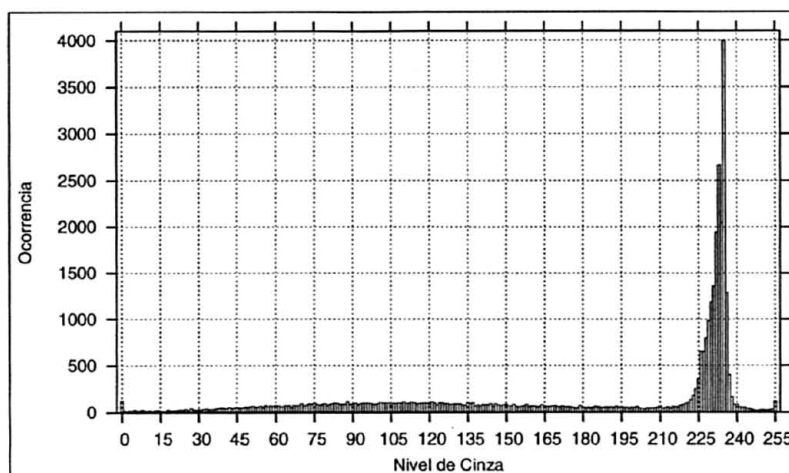


(f) Histograma da Figura 3(e)

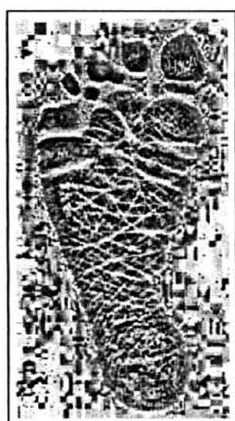
Figura 3: Equalização de histograma em imagem de impressão digital



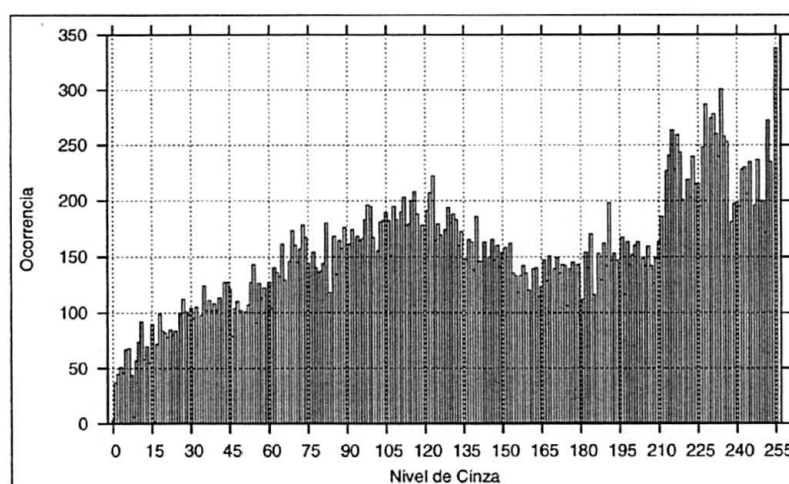
(a) Impressão plantar original



(b) Histograma da Figura 4(a)



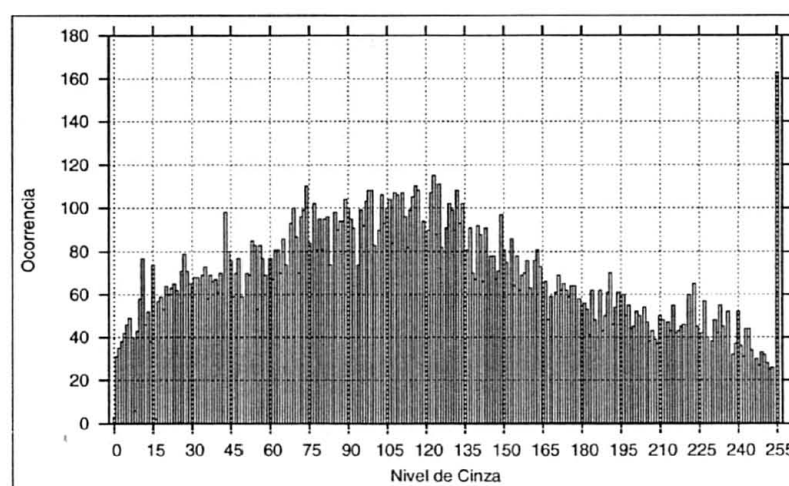
(c) Equalização local ($N=15$)



(d) Histograma da Figura 4(c)



(e) Somente no objeto de interesse ($N=15$)



(f) Histograma da Figura 4(e), somente no objeto de interesse

Figura 4: *Equalização de histograma local (janela= $N \times N$) de imagem da superfície plantar*

A equalização local melhora o contraste em subáreas de uma imagem, mas não preserva proporcionalmente a distribuição geral dos níveis de cinza. Por este motivo, efeitos não desejados podem ocorrer, como relatado em [Caselles *et al.*, 1999].

Por exemplo, aplicando-se a equalização local em uma imagem da superfície plantar, o realce excessivo do contraste ocasiona a revelação de ruídos que dificultam a correta identificação dos sulcos e pregas cutâneas, como mostra a Figura 4 .

A presença do efeito de blocos na Figura 4(c) é decorrente do tipo de compressão utilizado no armazenamento da imagem. Para contornar este problema, pode-se primeiro separar o objeto de interesse do fundo da imagem, e depois realizar o processamento desejado somente no objeto de interesse. Isto foi feito na Figura 4(e).

As diferentes técnicas de equalização de histograma têm como objetivo realçar o contraste de uma imagem, seja global ou localmente, e como já discutido apresentam vantagens e desvantagens. Uma abordagem para a equalização de histograma que tenta unir as vantagens das equalizações de histograma global e local, ou seja, conseguir realce de contraste local, enquanto se preserva proporcionalmente a distribuição dos níveis de cinza foi proposta em [Caselles *et al.*, 1999], mostrando ótimos resultados.

2.2 Filtragem espacial

Também denominada processamento por máscara, a filtragem espacial é um tipo de operação local que pode ser usada, efetivamente, na remoção/redução de vários tipos de ruídos em imagens digitais.

Consiste na aplicação de uma máscara, com um critério de processamento adequado ao tipo de filtragem utilizado. Esta máscara é deslocada por toda a imagem, e então são realizadas operações lineares⁴ ou não-lineares⁵ dentro dos limites da mesma.

O valor de cada *pixel*, central à uma máscara, na imagem destino, é calculado em função de:

- valor dos *pixels* da imagem origem contidos nos limites de uma máscara;
- e, conforme o tipo de operação, pesos respectivos contidos em uma máscara.

2.2.1 Filtragem por média

Supondo que várias imagens ruidosas de uma mesma cena, capturadas no mesmo posicionamento, estejam disponíveis, é possível somar os valores de um *pixel* em todas as imagens, e então calcular o valor médio para o *pixel* em questão.

⁴Operação Linear: caracterizada por obter resultados diretamente proporcionais aos valores da origem e da máscara, podendo ser invariante à deslocamento, ou seja, se houver deslocamento da entrada o resultado terá o mesmo deslocamento.

⁵Operação não-linear: os resultados não são diretamente proporcionais aos valores da origem, tão pouco invariante a deslocamento.

Este procedimento fornece uma imagem final com uma suavização de ruídos proporcional ao número de imagens disponíveis, como apresentado em [Gonzalez e Woods, 2000], sem gerar o efeito de borramento.

Entretanto, muitas vezes, somente uma imagem está disponível. Neste caso, as técnicas de filtragem espacial utilizam os valores dos *pixels* vizinhos ao *pixel* que está sendo calculado, ou seja, a vizinhança de um *pixel*.

Assim, na filtragem por média cada *pixel* central a uma máscara tem seu valor alterado pela média de sua vizinhança. Para realizar esta operação, pode-se utilizar uma máscara, como a mostrada na Figura 5, com pesos iguais cuja soma é 1.

$\frac{1}{9}$	$\frac{1}{9}$	$\frac{1}{9}$
$\frac{1}{9}$	$\frac{1}{9}$	$\frac{1}{9}$
$\frac{1}{9}$	$\frac{1}{9}$	$\frac{1}{9}$

Figura 5: Máscara 3×3 para filtragem por média

Também denominada filtro de borramento, a filtragem por média é uma técnica de suavização equivalente à filtragem passa-baixa no domínio da frequência.

Considerada um tipo simples de filtragem, e de fácil implementação, a filtragem por média obtém bons resultados em imagens com ruído gaussiano, não sendo recomendada para imagens com ruído impulsivo ou sal e pimenta.

Por ser uma operação linear, a suavização obtida por esta técnica produz o indesejado efeito de borramento de bordas da imagem original, que pode ser visto nos detalhes da Figura 6. Vale ressaltar que, quanto maior a máscara utilizada, maior será a suavização e o borramento.

Soluções alternativas, tal como um critério para aplicar a média que considera um intervalo permitido de variação do valor de intensidade ou gradiente de um *pixel*, podem ser utilizadas para melhorar o resultado deste tipo de filtragem.

2.2.2 Filtragem por mediana

Como comentado, a filtragem por média borra as bordas de uma imagem, e por este motivo, seu uso pode ser impróprio em aplicações onde a detecção destas bordas é de fundamental importância.

Para contornar essa limitação, utilizam-se operadores não-lineares, que procuram reduzir o ruído sem borrar as bordas de uma imagem. A filtragem por mediana é um bom exemplo de operador não-linear, freqüentemente utilizado.

Na filtragem por mediana, uma máscara é aplicada em cada *pixel* da imagem, sendo que o *pixel* central à máscara tem seu valor substituído pela mediana dos valores de

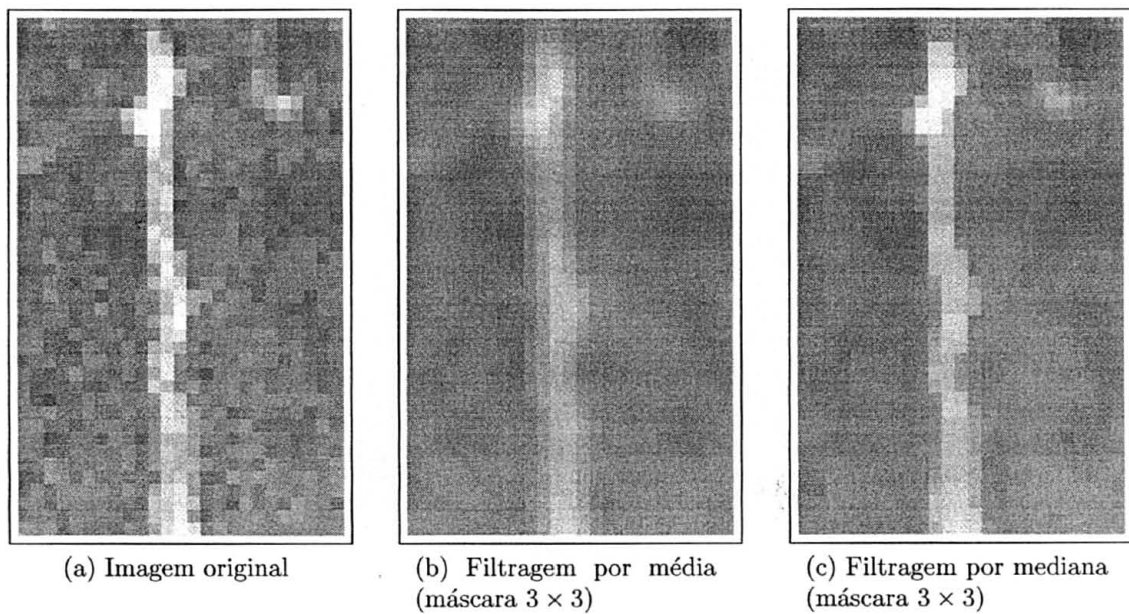


Figura 6: Filtragem espacial de uma região (ampliada 10X) da superfície plantar

intensidade dos *pixels* contidos na vizinhança delimitada pela máscara. A mediana é o valor central, ou seja, que divide, uma seqüência ordenada de valores, como mostra a Figura 7.

20	30	40	20	25	30	20	30	40
40	50	30	30	35	40	40	35	30
35	25	45	40	45	50	35	25	45
(a) Valores originais			(b) Valores ordenados			(c) Novo valor do <i>pixel</i> central		

Figura 7: Exemplo de filtragem por mediana com máscara 3 × 3

Geralmente, se utiliza uma máscara de tamanho ímpar, o que possibilita que se extraia a mediana de um dos valores existentes em uma vizinhança. Se o tamanho for par, a mediana pode ser obtida através da média dos dois valores centrais.

A filtragem por mediana consegue preservar, sem borrar, as bordas de regiões maiores que a máscara usada, enquanto elimina discontinuidades que são menores que o tamanho da máscara, sendo bastante efetiva na redução de ruído impulsivo.

Pode-se comparar os resultados obtidos pela filtragem por média e por mediana na Figura 6. Nota-se o borramento causado pela filtragem por média na Figura 6(b), enquanto a filtragem por mediana, Figura 6(c), preserva as bordas da imagem original.

Entretanto, se a máscara utilizada tiver um tamanho maior que os objetos de interesse em uma imagem, a filtragem por mediana tende a suprimir esses objetos, incluindo bordas e cantos mais finos.

Assim como na filtragem por média, soluções alternativas usando critérios como os mostrados na seção 2.2.1, podem ser utilizadas para melhorar o resultado da filtragem por mediana. Algumas destas soluções alternativas são as abordagens adaptativas para suavização. São adaptativas no sentido de que mudam o modo de atuação enquanto processam uma imagem. Por exemplo, podem agir como uma filtragem por média em algumas regiões da imagem, e como uma filtragem por mediana em outras regiões, ou ainda adaptando o tamanho da máscara utilizada em cada *pixel* [Lin e Wilson Jr., 1988].

Algumas abordagens adaptativas são, por exemplo, baseadas na estimativa do mínimo erro médio quadrático [Sun e Venetsanopoulos, 1988], tendo seus comportamentos alterados conforme a informação estatística local.

2.3 Filtragem com preservação de bordas

A filtragem por mediana é a operação não-linear clássica, freqüentemente utilizada, quando se deseja reduzir ruídos preservando as bordas em uma imagem. Entretanto, o tamanho da máscara pode suprimir detalhes que deveriam ser preservados, como linhas e cruzamentos entre linhas.

Como a filtragem por mediana não usa mais nenhuma informação ou critério para operar em uma vizinhança, todo *pixel* é tratado dentro de um mesmo contexto. Ou seja, a filtragem por mediana não tenta verificar, por exemplo:

- se o *pixel* pode estar sobre uma borda ou não;
- se os *pixels* vizinhos apresentam alguma orientação.

Esta característica da filtragem por mediana torna esta abordagem mais genérica, entretanto não a deixa robusta para filtrar imagens com linhas e cantos mais finos, bem como não oferece nenhuma tentativa de realce ou consolidação das linhas.

Cabe considerar que, se um processo de filtragem é aplicado em uma imagem, e tem como requisito preservar estruturas pré-determinadas (como linhas e cantos), pode-se esperar que a filtragem (ou suavização) seja mais percebida em regiões diferentes das estruturas pré-determinadas que, por consequência, tendem a ser realçadas.

As abordagens que fazem uso de informações como, orientação e presença em uma borda, ou ainda outras características, com objetivo específico de filtrar uma imagem e preservar bordas, podem ser classificadas como técnicas de filtragem com preservação de bordas (*Edge Preserving Filtering*).

Nesta seção serão descritas algumas técnicas [Adelmann, 1999] [Hung, 1997] [Wang, 1992], desenvolvidas com atenção especial à preservação de bordas, que foram estudadas e avaliadas a fim de verificar qual poderia fornecer melhores resultados na redução de ruídos em imagens da superfície plantar.

2.3.1 *Edge-sensitive noise reduction algorithm - SensiEdge*

Foi proposta em [Adelmann, 1999] uma abordagem um pouco mais complexa e com maior tempo de processamento que a filtragem por mediana, mas que proporciona melhor preservação de linhas com boas propriedades de redução de ruído.

O algoritmo consiste em um processamento da média, em uma vizinhança, que é sensível a bordas no sentido que tenta primeiramente detectar uma borda na vizinhança que está sendo considerada, para então realizar a filtragem utilizando somente *pixels* da borda detectada e não todos os *pixels* vizinhos.

Para tanto, em um primeiro passo, uma vizinhança 5×5 é utilizada, para todo *pixel* a ser processado. Nesta etapa tenta-se avaliar se o *pixel* central a vizinhança está, ou não, sobre uma borda com uma das orientações possíveis, que podem ser vistas na Figura 8.

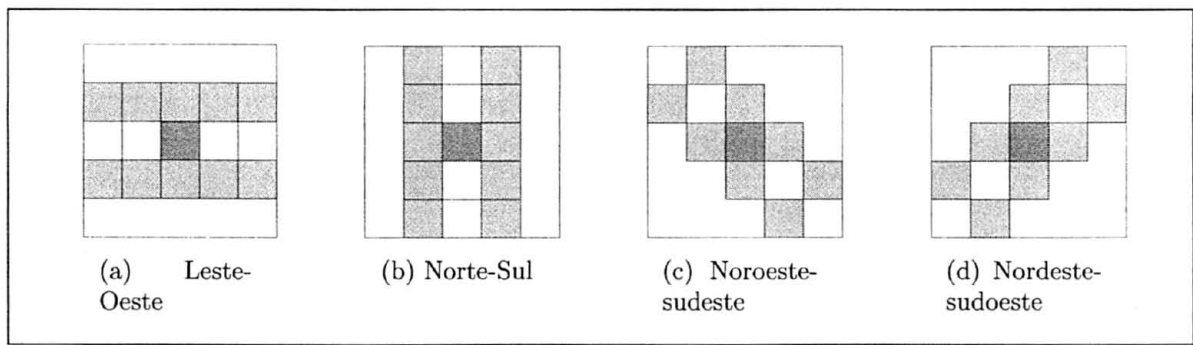


Figura 8: Orientações utilizadas em [Adelmann, 1999], para estimar a presença de uma borda

Utilizando esta vizinhança 5×5 , são calculadas as médias das linhas adjacentes à borda central, de acordo com a orientação em uso, sendo que todos os *pixels* ao longo de cada linha são incluídos no cálculo. Um processo de diferenciação é então executado a fim de obter uma medida que represente o quão intensa é a borda que está sendo considerada. O valor obtido é denominado delta absoluto, e quanto maior o valor, mais intensa é a borda.

O cálculo do delta absoluto é efetuado para todas as orientações possíveis, sendo que na próxima etapa, o maior valor para o delta absoluto é procurado a fim de verificar qual orientação melhor se ajusta à vizinhança em questão.

O processo de diferenciação consiste na multiplicação de uma matriz 1×2 , que contém os valores das médias das linhas adjacentes à borda, com outra matriz 1×2 de valores 1 e -1, denominada máscara ou núcleo de diferenciação, como mostra a Figura 9.

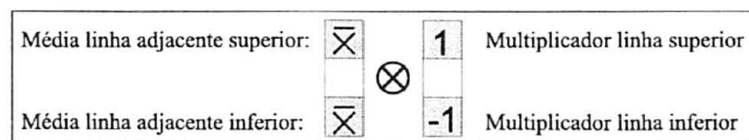


Figura 9: Processo de diferenciação para a orientação Leste-Oeste (Figura 8(a))

É importante ressaltar que o cálculo da média das linhas adjacentes a borda é efetuado previamente ao processo de diferenciação, afim de tornar o valor do delta absoluto menos suscetível aos ruídos comuns a uma imagem.

Na última etapa, o valor do *pixel* central a vizinhança é então substituído pela média direcionada dos valores dos 3 *pixels* centrais à borda em uma das possíveis orientações, como mostra a Figura 10.

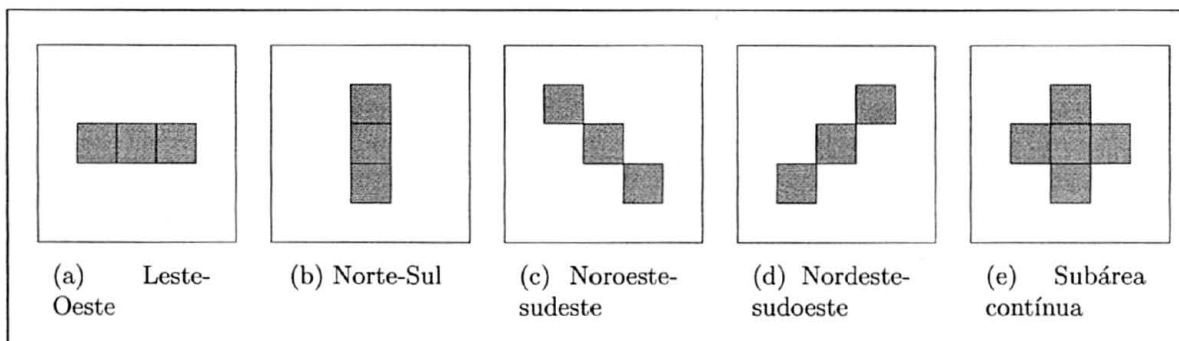


Figura 10: *Pixels* incluídos no cálculo da média direcionada, conforme orientação estimada da borda

Como algumas configurações de níveis de cinza semelhantes a uma borda podem ocorrer, mesmo em subáreas contínuas em uma imagem, um valor de limiar pode ser ajustado afim de determinar o que deve ser considerado uma borda, que deve ser preservada, e o que não deve ser considerado uma borda.

Sempre que o *pixel* central não estiver sobre uma borda, ou seja, estiver sobre uma subárea contínua, o valor do *pixel* central é substituído pela média da vizinhança cruzada, como mostra a Figura 10(e). Deste modo consegue-se uma suavização mais acentuada nestas subáreas da imagem.

2.3.2 *New gradient inverse weighted filter* - NGIW

A abordagem utilizada neste filtro, descrito em [Wang, 1992], é baseada na observação, apresentada em [Wang *et al.*, 1981], que variações de níveis de cinza dentro de uma região são menores que as variações entre regiões. Esta informação é utilizada de forma que a redução de ruídos não corrompa os limites entre diferentes regiões, ou seja, preservam-se as bordas enquanto se reduz o ruído. O filtro apresentado nesta seção é um aperfeiçoamento do filtro *Gradient Inverse Weighted* - GIW descrito a seguir.

Considerando a diferença entre dois *pixels*, descrita matematicamente por:

$$d(i, j; k, l) = |x(i + k, j + l) - x(i, j)| \quad (2.1)$$

Onde:

$x(i, j)$, é o valor de nível de cinza no ponto (i, j)
 $k, l = -1, 0, 1$, k e l não podem ser iguais a 0 ao mesmo tempo

Pode-se então, com os valores de diferença entre os oito *pixels* vizinhos e o *pixel* central que está sendo considerado, calcular o inverso absoluto do gradiente definido como:

$$\delta(i, j; k, l) = \begin{cases} 1/d(i, j; k, l), & \text{se } d(i, j; k, l) \neq 0 \\ 2, & \text{se } d(i, j; k, l) = 0 \end{cases} \quad (2.2)$$

Sendo que o novo valor para o *pixel* que está sendo processado é o resultado do filtro GIW, que é obtido por:

$$\hat{x}(i, j) = 0.5x(i, j) + 0.5y(i, j) \quad (2.3)$$

Onde,

$$y(i, j) = \sum_{k, l=-1 \notin (k=l=0)}^1 W(k, l)x(i+k, j+l) \quad (2.4)$$

e:

$$W(k, l) = \delta(i, j; k, l) / \left[\sum_{k, l=-1 \notin (k=l=0)}^1 \delta(i, j; k, l) \right] \quad (2.5)$$

O filtro GIW original foi aperfeiçoado em [Wang, 1992], quanto aos coeficientes utilizados na equação 2.3 a fim de otimizar a redução de ruídos, como segue:

$$\hat{x}(i, j) = K(i, j)x(i, j) + [1 - K(i, j)] \quad (2.6)$$

Sendo que:

$$K(i, j) = \sigma_y^2 / [\sigma_x^2 + \sigma_y^2(i, j)] \quad (2.7)$$

Onde σ_y^2 é a variância de $y(i, j)$ (da equação 2.4) e σ_x^2 é a variância de $x(i, j)$ (da equação 2.3). Desta forma, se σ_x^2 é igual a σ_y^2 , aplicados em 2.7 tem-se $K(i, j) = 0.5$. Como relatado em [Wang, 1992], geralmente σ_y^2 é muito menor que σ_x^2 , nesse caso o uso de um valor fixo $K(i, j) = 0.5$ não é apropriado para a equação 2.3. Como não há uma expressão exata de σ_y^2 , foi sugerido em [Wang, 1992] considerar $W(i, j)$ uma constante no ponto (i, j) , para se obter um valor aproximado, então:

$$\begin{aligned} \sigma_y^2 = var[y(i, j)] &\approx \sum_{k, l=-1 \notin (k=l=0)}^1 W(k, l)^2 var[x(i, j)] \\ &= \sigma_x^2 \left[\sum_{k, l=-1 \notin (k=l=0)}^1 W(k, l)^2 \right] \end{aligned} \quad (2.8)$$

Substituindo-se a equação 2.8 em 2.7, obtém-se:

$$K(i, j) = D(i, j) / [1 + D(i, j)] \quad (2.9)$$

onde,

$$D(i, j) = \sum_{k,l=-1 \neq (k=l=0)}^1 W(k, l)^2 \quad (2.10)$$

Ambos os filtros, GIW e seu aperfeiçoamento NGIW, não necessitam de nenhum parâmetro de ajuste e a avaliação apresentada em [Wang, 1992] demonstra que pode-se aplicar esses filtros iterativamente a fim de obter melhores resultados.

2.3.3 *Directional gradient inverse weighted filter - DGIW*

O conceito de direção/orientação tem sido utilizado como importante fonte de informação, em diferentes problemas de processamento de imagens, tais como redução de ruídos, detecção de borda e linha. Sua utilização consiste na análise, explícita ou implícita, da direção/orientação local, que pode ser estimada de diferentes maneiras, a fim de ajustar/guiar/adaptar o comportamento do método em questão.

Como o filtro NGIW não utiliza explicitamente o conceito de direção/orientação, foi proposto em [Hung, 1997] o uso de máscaras direcionais, ilustradas na Figura 11, para escolha de uma vizinhança ótima para então aplicar o NGIW na vizinhança selecionada.

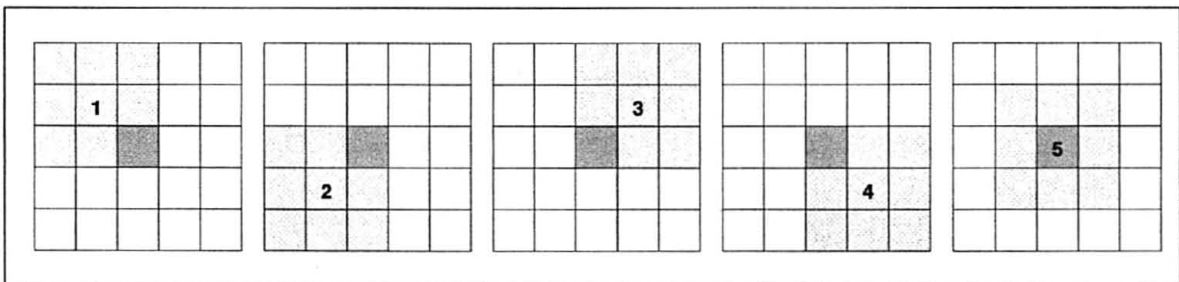


Figura 11: Máscaras direcionais utilizadas para selecionar a vizinhança ótima de HUNG

Isto é realizado calculando-se a variância σ_x^2 para cada uma destas máscaras direcionais, considerando-se ótima a vizinhança que tiver o menor valor para σ_x^2 . Uma vez selecionada, a vizinhança é utilizada como entrada no filtro NGIW, o qual tem como saída o novo valor do *pixel* que está sendo processado, que aparece destacado em todas as máscaras da Figura 11.

A Figura 12 mostra o resultado da aplicação dos filtros apresentados, permitindo uma comparação visual.

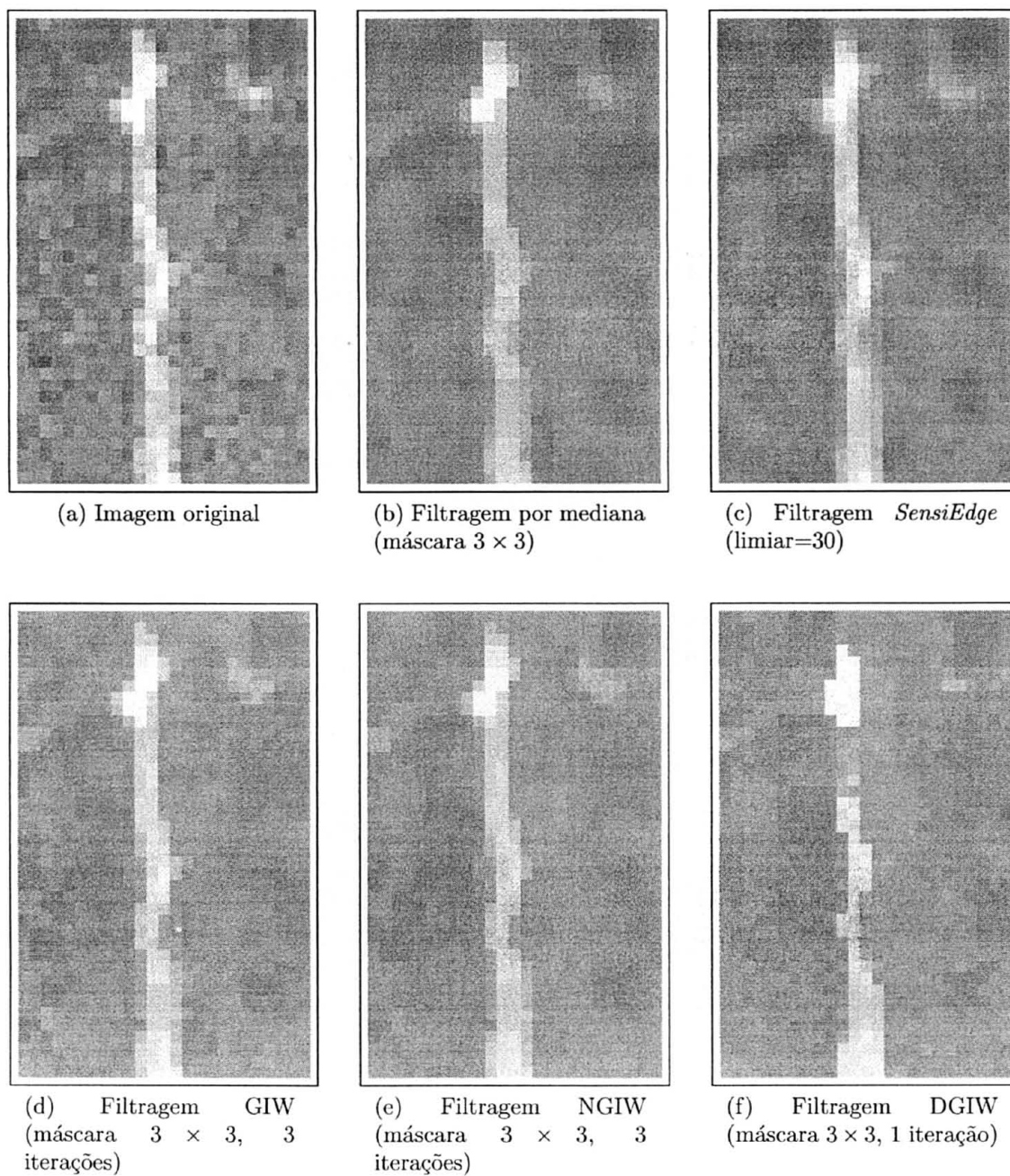


Figura 12: Filtragem com preservação de bordas de uma região (ampliada 10X) da superfície plantar

Capítulo 3

Segmentação de imagens

É na etapa de segmentação que se realiza a identificação dos objetos de interesse em um sistema de análise de imagens. Esta é, geralmente, uma das tarefas mais difíceis e pode determinar o sucesso ou fracasso da análise de imagens [Gonzalez e Woods, 2000].

Pode-se considerar a segmentação como um processo que possibilita a extração de características relativas às formas contidas em uma imagem. Para isso, baseia-se nas características dos *pixels* de uma imagem para subdividi-la em partes e/ou objetos constituintes, conforme um critério de similaridade ou descontinuidade [Gonzalez e Woods, 2000].

Quando se utiliza, como critério, a descontinuidade, a abordagem é particionar uma imagem baseando-se nas mudanças abruptas na função da imagem, como brilho ou profundidade. As principais áreas de interesse dentro dessa categoria são a detecção de pontos isolados, detecção de linhas e detecção de bordas em uma imagem. Quando se utiliza a similaridade, as principais abordagens são baseadas em limiarização e crescimento de regiões (*Region Growing*).

3.1 Detecção de borda

As bordas são importantes pistas utilizadas pela visão humana no reconhecimento de objetos [Marr e Hildreth, 1980]. Por isso, os sistemas de visão computacional sempre tentam analisar a imagem afim de extrair esta característica.

Supondo que uma imagem, representada por uma função $f(x, y)$, possui regiões que são, com relação a esta função, internamente homogêneas, mas distintas entre si, pode-se considerar que as bordas estão nos limites entre essas regiões. Ou seja, bordas são as regiões da imagem onde ocorre uma mudança abrupta na função $f(x, y)$ em um certo intervalo do espaço e em uma certa direção.

Então, pode-se considerar uma borda como uma propriedade atribuída a um *pixel* p que é calculada a partir do comportamento da função $f(x, y)$ na vizinhança do *pixel* p . Para detectar bordas, a mudança no comportamento pode ser estimada/descrita por um gradiente que aponta na direção de maior crescimento da função da imagem, sendo que o

gradiente de uma imagem $f(x, y)$ na posição (x, y) é dado pelo vetor:

$$\nabla f = \begin{bmatrix} G_x \\ G_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial x} \\ \frac{\partial f}{\partial y} \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Sendo que, a magnitude da borda é a magnitude do gradiente denotada por ∇f , na equação 3.2:

$$\begin{aligned} \nabla f = \text{mag}(\nabla f) &= \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \\ &\approx |G_x| + |G_y| \end{aligned} \quad (3.2)$$

E, a direção da borda é perpendicular a direção do gradiente, que aponta para a direção de mudança mais rápida de f na posição (x, y) , denotada por $\alpha(x, y)$ na equação 3.3:

$$\alpha(x, y) = \arctan\left(\frac{G_y}{G_x}\right) \quad (3.3)$$

É importante distinguir borda (*edge*) de contorno (*boundary*): considera-se contorno uma linha, fechada, formada pelas bordas de um objeto. Nem sempre é possível obter um contorno a partir das bordas.

Idealmente, se não existe ruído, a borda/contorno é formada por *pixels* com maior magnitude de gradiente. Neste contexto, as técnicas de detecção de borda são beneficiadas por técnicas de redução de ruídos com preservação de bordas, como as citadas na seção 2.3.

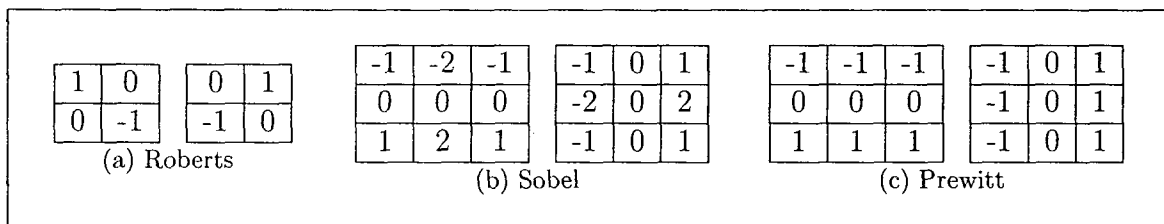


Figura 13: Operadores de gradiente

A equação 3.2 pode ser aproximada utilizando-se máscaras conhecidas como operadores de gradiente ou operadores diferenciais, sendo que alguns operadores bem conhecidos são apresentados na Figura 13:

Pode-se verificar nos operadores apresentados na Figura 13 que:

- A somatória dos coeficientes é 0 (zero) o que indica uma resposta nula em áreas constantes;
- Os coeficientes possuem sinais opostos para obter valores maiores em regiões com maior variação na função.

Por isso, as técnicas para detecção de bordas geram uma imagem na qual é atribuído um alto valor de intensidade para os *pixels* de borda (*edgels*), e um baixo valor de intensidade para os *pixels* das regiões internas aos objetos.

3.2 Limiarização

A limiarização é o tipo mais simples de segmentação e é caracterizada pela fácil implementação e baixo custo de computação [Sonka *et al.*, 1998]. Consiste na classificação dos *pixels* de uma imagem conforme um limiar (ou limiares) global ou local, determinado(s) manual ou automaticamente.

A Figura 14 mostra um bom exemplo onde se pode segmentar a imagem através de limiarização. A Figura 14(a) deve ser segmentada de tal modo que se identifiquem, todos os objetos de interesse e o fundo da imagem, considerando que neste exemplo há somente um (1) objeto de interesse, que é toda a superfície plantar.

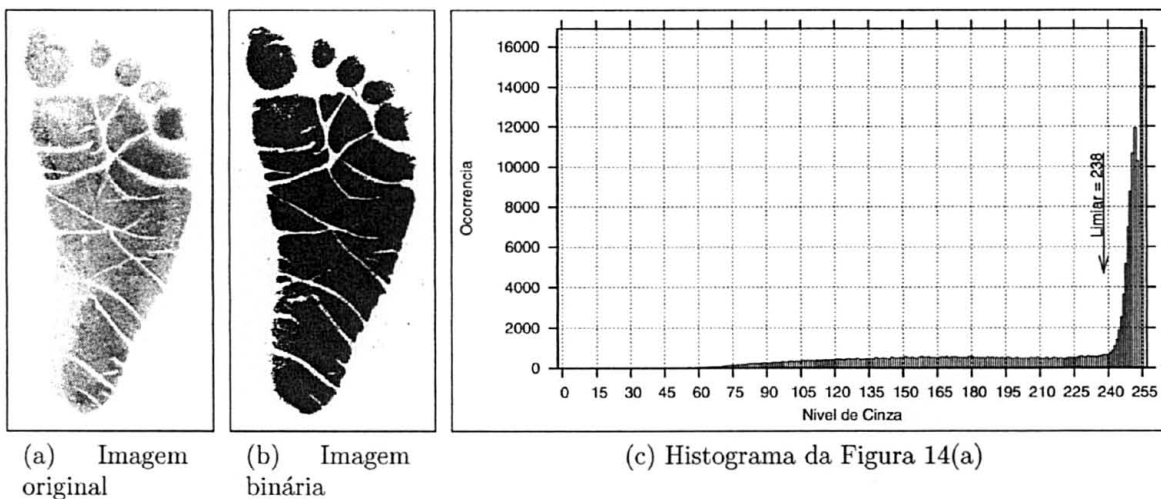


Figura 14: Exemplo de limiarização global em imagem da superfície plantar

Pode-se verificar no histograma da imagem (Figura 14(c)), a presença de um grupo dominante, que neste exemplo representa o fundo da imagem. Nesta configuração de histograma a limiarização pode ser obtida através de um processo de seleção de limiar tal que particione o histograma em 2 classes. A Figura 14(b) mostra o resultado da limiarização para um limiar ajustado manualmente em 238.

Neste caso, quando se utiliza somente um (1) valor de limiar, a limiarização pode ser denominada binarização¹. Em uma abordagem global a binarização pode ser descrita matematicamente como:

$$\begin{aligned}
 g(i, j) &= 1 && \text{para } f(i, j) \geq T \\
 &= 0 && \text{para } f(i, j) < T
 \end{aligned}
 \tag{3.4}$$

¹Binarização: tornar uma imagem qualquer binária, ou seja, somente dois valores de intensidade são permitidos: 0 e 1, ou preto e branco

Onde,

$g(i, j)$, é o valor (0 ou 1) do ponto (i, j) na imagem de saída sendo que, costuma-se atribuir o valor 0 para fundo da imagem e 1 para o objeto de interesse, sendo esta ordem de atribuição não obrigatória
 $f(i, j)$, é o valor de nível de cinza no ponto (i, j) na imagem de entrada
 T , é o valor de limiar determinado manual ou automaticamente

Para o exemplo anteriormente sugerido (segmentação da superfície plantar), a equação 3.4, pode ser computada executando-se os seguintes passos:

- Passo 1: escolha, automática ou interativamente, um valor de limiar;
- Passo 2: percorra a imagem realizando um processamento pontual que consiste em verificar se o *pixel* em questão tem valor maior ou menor que o limiar escolhido;
- Passo 3: se tem valor maior é um *pixel* de fundo, se tem valor menor é um *pixel* do objeto de interesse.

Como destacado em [Sonka *et al.*, 1998], a seleção de um valor adequado de limiar é crucial para o sucesso da segmentação baseada em limiarização. Esta seleção pode ser determinada interativamente pelo usuário do sistema, ou pode ser o resultado de uma técnica automática de cálculo de limiar.

3.3 Limiarização global de Otsu

Um método bem conhecido para a determinação automática de limiar global foi sugerido em [Otsu, 1979], e consiste na análise discriminante do histograma da imagem a fim de minimizar as variâncias internas de dois grupos de *pixels* separados pelo valor de limiar. Isto pode ser alcançado minimizando o resultado da equação 3.5:

$$\sigma_w^2(t) = \left(\frac{s_{C1}(t)\sigma_{C1}^2(t)}{S} \right) + \left(\frac{s_{C2}(t)\sigma_{C2}^2(t)}{S} \right) \quad (3.5)$$

Onde,

$$\begin{aligned} s_{C1}(t) &= \sum_{i=1}^t h(i) \\ s_{C2}(t) &= \sum_{i=t+1}^n h(i) \\ S &= \sum_{i=1}^n h(i) \\ n &= \text{quantidade de níveis de cinza.} \end{aligned}$$

Assim, para cada nível de cinza t do histograma $h(t)$, deve-se calcular a variância dos 2 grupos de *pixels* separados pelo limiar t : $\sigma_{C1}^2(t)$ e $\sigma_{C2}^2(t)$. Escolhe-se como limiar o nível de cinza t que minimize a soma das variâncias normalizadas $\sigma_w^2(t)$.

Calcular $\sigma_w^2(t)$ para todo t é uma tarefa custosa, por isso uma alternativa mais rápida de iteração, que retorna o mesmo valor para limiar, pode ser obtida maximizando-se a variância entre as classes. O desenvolvimento desta abordagem pode ser visto em [Shapiro e Stockman, 2001].

O método sugerido por Otsu supõe um histograma bimodal caracterizado como a soma de duas distribuições normais de intensidade, e neste caso duas classes de *pixels*. Embora pareça óbvio, o limiar pode não ser encontrado tão facilmente, considerando-se que as distribuições das classes podem estar sobrepostas. Assim, o uso do método de Otsu é equivalente a determinar onde está a intersecção das duas distribuições, que pode não ser a base do vale que, na melhor situação, separa as duas distribuições.

Segundo [Shapiro e Stockman, 2001], métodos de seleção automática de limiar baseados em histograma, conseguem bons resultados quando as imagens em que estão operando satisfazem suas suposições quanto à distribuição dos níveis de cinza na imagem. Assim, se a imagem apresenta uma distribuição próxima a esta suposição, o método terá bom desempenho, senão os resultados podem não ser satisfatórios.

Como mostrado em [Sahoo *et al.*, 1988], o método de Otsu tem bom desempenho, quando satisfeitas suas suposições, quanto à uniformidade das regiões e quanto à precisão do contorno da segmentação.

3.4 Limiarização adaptativa de Niblack

O uso de um valor único de limiar para processar toda a imagem (limiarização global) é interessante para problemas simples ou aplicações bem controladas, onde se pode ter certo controle do processo de aquisição [Gonzalez e Woods, 2000].

Entretanto, há aplicações que, mesmo com imagens simples, apresentam variações de níveis de cinza no fundo e nos objetos de interesse, seja devido à iluminação não uniforme, falta de calibração ou parâmetros do dispositivo de aquisição, ou qualquer outro fator. Neste caso, a limiarização adaptativa ou local, que consiste no uso de um limiar que varia de acordo com características locais, pode produzir melhores resultados [Sonka *et al.*, 1998].

O uso da informação estatística local para seleção de limiares foi sugerido em [Niblack, 1986] e [Haddon, 1988]. Para isso, utilizam-se: uma medida de variação, uma medida de tendência central e uma constante de ajuste, conforme a equação 3.6:

$$T(x, y) = p * \sigma(x, y) + \bar{X}(x, y) \quad (3.6)$$

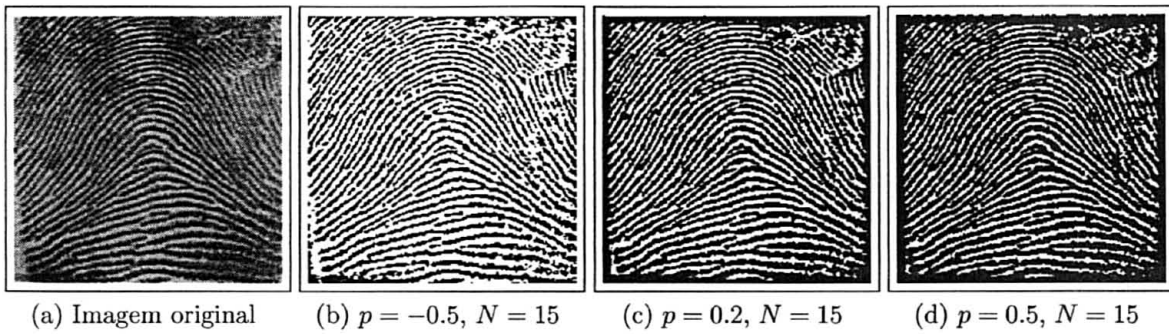


Figura 15: Limiarização adaptativa de Niblack, usando diferentes pesos

Onde,

$$p = \text{constante ajustada conforme o tipo de aplicação}$$

$$\sigma(x, y) = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{X}(x, y))^2}$$

$$\bar{X}(x, y) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$$

O número n de elementos é determinado pelo tamanho da máscara $N \times N$ que está sendo utilizada no processamento, a qual deve ter um tamanho adequado para suprimir ruído e ao mesmo tempo preservar detalhes locais.

O valor para a constante p é ajustado conforme o tipo de aplicação/características da imagem sendo processada, por exemplo um valor negativo deve ser mais apropriado para imagens onde os objetos de interesse são escuros, enquanto um valor positivo será para objetos claros. A escolha deste valor também proporciona um equilíbrio entre supressão de ruído e preservação de detalhes, bem como maior ou menor presença do contorno do objeto no resultado da limiarização, ou seja, quanto do contorno do objeto na imagem original será atribuído ao mesmo objeto na imagem limiarizada. A Figura 15 mostra a utilização de diferentes valores de ajuste.

3.5 Segmentação orientada a regiões

Enquanto os métodos para detecção de bordas procuram descontinuidades para delimitar regiões, as abordagens para segmentação orientadas a regiões procuram similaridades para, diretamente, formar regiões significativas, ou seja, que realmente representem regiões da imagem sendo segmentada. Dependendo do tipo de aplicação, uma região pode ser um conjunto de *pixels* agrupados em diferentes formas, como: linhas, quadrados ou círculos.

Na segmentação orientada a regiões a idéia básica é dividir a imagem em regiões com máxima similaridade. O critério para similaridade depende do tipo de imagens/aplicação, podendo ser, por exemplo, baseado em: nível de cinza, cor, profundidade e textura.

Algumas propriedades desejáveis, e que devem ser consideradas em técnicas de

segmentação de imagens, foram sugeridas por Haralick e Shapiro como descrito em [Shapiro e Stockman, 2001]:

1. Regiões devem ser uniformes e homogêneas com respeito a alguma característica como o nível de cinza ou textura.
2. O interior das regiões deve ser simples e sem muitos buracos pequenos.
3. As regiões adjacentes de uma segmentação devem ter valores significativamente diferentes com respeito à característica em que são uniformes.
4. Os limites de cada segmento devem ser simples e não irregulares, e devem ser espacialmente exatos.

No entanto, alcançar todas essas propriedades é difícil, já que regiões uniformes e homogêneas possuem normalmente vários buracos pequenos e tem contorno irregular [Shapiro e Stockman, 2001].

3.5.1 Crescimento de regiões por agregação de *pixels*

Esta é a abordagem mais simples para a segmentação orientada a regiões e, como seu nome implica, consiste em agregar *pixels* a uma região conforme o critério de similaridade, até que os *pixels* sendo processados sejam muito discrepantes para serem associados a uma mesma região.

O processo é iniciado pela seleção de *pixels* denominados sementes que irão formar cada região. Os *pixels* semente podem ser escolhidos aleatória ou deterministicamente, ou ainda selecionados pelo usuário, e representam os valores iniciais para se avaliar a similaridade com *pixels* a serem agregados.

Para o critério de similaridade costumam-se utilizar testes estatísticos, como a técnica de crescimento de regiões proposta por Haralick, citado e descrito em [Shapiro e Stockman, 2001], que supõem que uma região é um conjunto de *pixels* conectados pela média e variância do conjunto.

Na abordagem de Haralick, a cada novo *pixel* agregado a uma região, os valores de média e variância do conjunto de *pixels* da região são atualizados, sendo que um *pixel* somente pode ser agregado a região se satisfaz ao critério do teste estatístico dado pela equação:

$$T = \sqrt{\frac{(N-1)N}{N+1}}(y - \bar{X}_R)^2/S_R^2 \quad (3.7)$$

Onde,

$$\begin{aligned} N &= \text{número de } \textit{pixels} \text{ da região} \\ y &= \text{valor do } \textit{pixel} \text{ sendo testado} \\ \bar{X}_R &= \frac{1}{n} \sum_{[l,c] \in R} I[l,c] \\ S_R^2 &= \sum_{[l,c] \in R} (I[l,c] - \bar{X}_R)^2 \end{aligned}$$

Um valor de T muito alto indica que o *pixel* representado por y não deve ser associado a região R , caso contrário o *pixel* pode ser agregado [Shapiro e Stockman, 2001]. Para saber quão alto é o valor de T pode-se usar um valor de limiar sugerido pelo usuário, ou calcular um valor de limiar em função deste valor.

3.5.2 Divisão e fusão de regiões (*Split & Merge*)

Como relatado em [Jain *et al.*, 1995], quando a segmentação é realizada usando-se técnicas simples como a limiarização, geralmente se obtém no resultado um número incorreto de regiões. Isto normalmente ocorre devido a presença de ruído ou por configurações de nível de cinza em regiões contínuas da imagem.

Mesmo em imagens onde a visão humana identifica claramente regiões constantes, a limiarização local pode inserir no resultado regiões não existentes, e limiarização global suprimir regiões. Por este motivo, geralmente se faz necessária uma etapa de pós-processamento, ou refinamento, na tentativa de corrigir estes problemas.

Pode-se considerar que este refinamento da segmentação é realizado pela combinação de operações de divisão e fusão, na tentativa de realizar as tarefas a seguir relacionadas:

- **Divisão:** formar novas regiões a partir de regiões maiores, para identificar regiões suprimidas em uma segmentação anterior;
- **Fusão** (ou crescimento de regiões por agregação de regiões): eliminar pontos isolados, falsos contornos e falsas regiões.

Então, já que se utilizam operações de divisão e fusão para a etapa de refinamento da segmentação é natural que uma técnica baseada nestas operações seja considerada.

Assim, o processo de divisão é iniciado com regiões grandes, geralmente a região inicial é formada pela imagem inteira, e termina quando o teste do critério para divisão não tem resposta positiva.

Uma regra simplificada para generalizar o critério para divisão, ou seja, verificar se há necessidade de dividir a região atual, pode ser definida como relatado em [Jain *et al.*, 1995]: se uma propriedade de uma região não é constante a região deve ser dividida.

Então, o problema está em decidir quando uma propriedade deixa de ser constante em uma região, e como dividir tal região de maneira que esta propriedade seja constante em cada uma das regiões resultantes [Jain *et al.*, 1995].

Normalmente estas decisões são dependentes da aplicação, ou seja, das características conhecidas ou esperadas das regiões nesta aplicação, como exemplos seguem:

- Quando dividir? Pode-se verificar se a variação nos níveis de cinza dentro de uma região é menor que a máxima variação permitida na aplicação.

- Como, ou onde dividir? Pode-se usar a magnitude do gradiente para estimar a presença de bordas que podem dividir a região.

Contudo, a maneira mais fácil de dividir regiões é usar métodos que dividem a região em um número fixo de regiões de mesmo tamanho, estes são denominados métodos de decomposição regular [Jain *et al.*, 1995]. Um exemplo bem conhecido deste tipo de método é a representação *quadtree*, que é uma árvore em que cada nó possui quatro descendentes.

Então, como descrito em [Gonzalez e Woods, 2000], usando-se a representação *quadtree* a abordagem para divisão consiste em subdividir a imagem sucessivamente em quadrantes cada vez menores, sempre que o teste do critério para divisão seja positivo.

Assim, cada nó de uma *quadtree* representa um subquadrante da imagem e pode ser de 3 tipos [Shapiro e Stockman, 2001], como segue:

- **Completo:** significa que todo *pixel* contido no subquadrante que o nó representa é um *pixel* da região sendo considerada;
- **Vazio:** significa que não há intersecção entre o subquadrante que o nó representa e a região sendo considerada;
- **Misto:** significa que alguns *pixels* contidos no subquadrante que o nó representa são da região sendo considerada e outros não;

Somente um nó Misto pode ter descendentes em uma *quadtree*, sendo os nós marcados como Completo e Vazio nós folha. A Figura 16 ilustra a representação *quadtree* para uma região de imagem.

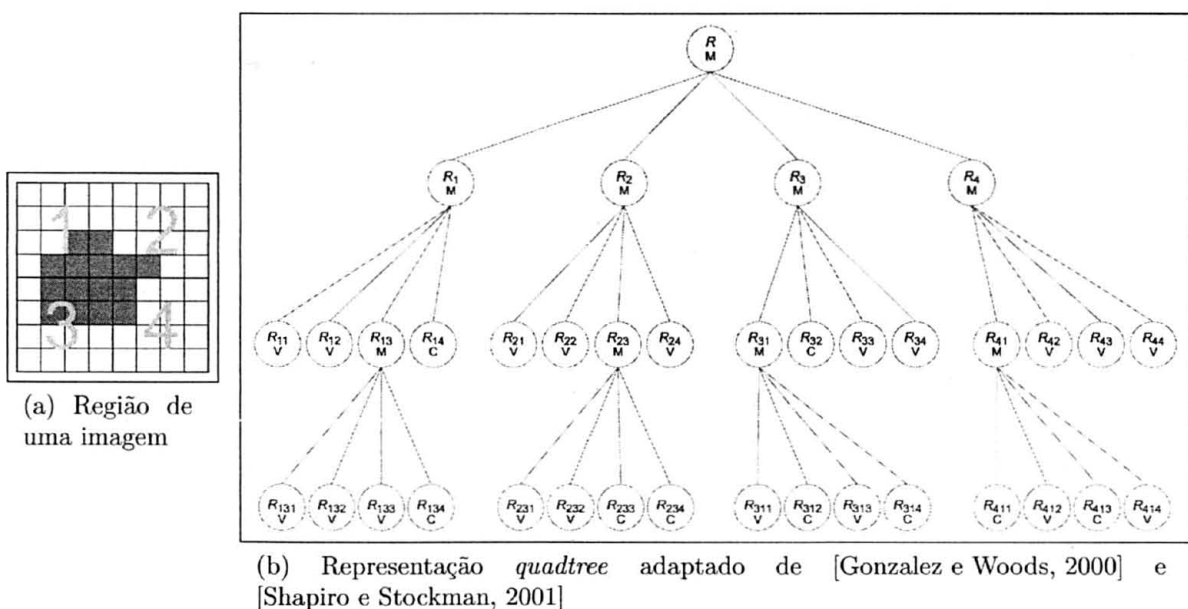


Figura 16: Exemplo de representação *quadtree* de uma região

Como relatado em [Gonzalez e Woods, 2000], se somente o processo de divisão for realizado, o resultado da segmentação pode conter regiões adjacentes com propriedades idênticas. Para esse tipo de problema a fusão de regiões deve ser realizada.

Durante o processo de divisão pode-se verificar se quaisquer subquadrantes resultantes de uma divisão podem ser combinados em uma região. Após a divisão e fusão inicial serem concluídas, um processo de fusão é novamente iniciado verificando se regiões adjacentes podem ser combinadas em uma região.

O conceito de fusão de regiões é similar ao crescimento de regiões por agregação de *pixel*, diferenciando-se apenas por agregar regiões e não somente *pixels*. Ou seja, o uso de um critério de similaridade para identificar regiões que possam ser combinadas também é necessário.

3.5.3 Agrupamento (*Clustering*)

Segundo [Forsyth e Ponce, 2002], uma maneira natural de ver a segmentação é considerar que sua dificuldade está em determinar quais componentes de um conjunto de dados formam subconjuntos. Este problema é bem conhecido na literatura sob o nome de agrupamento.

Métodos de segmentação de imagens por agrupamento dividem a imagem em subconjuntos (grupos ou *clusters*) de *pixels* que possuem maior similaridade intra-grupo (*within group*). Para isso, utilizam características associadas a cada *pixel* como, coordenadas (x, y, z) , cor, textura entre outras, sendo que essas características compõem um vetor no que se denomina espaço de medidas.

A seleção das características que serão utilizadas na função critério, constitui um passo essencial na segmentação por agrupamento, considerando que sua propriedade de classificar dados depende fortemente desta informação.

O que diferencia a segmentação por agrupamento da segmentação por crescimento de regiões é a característica de aprendizado não-supervisionado [Sonka *et al.*, 1998] na classificação de dados, sendo também menos dependentes de limiares.

Um estudo extenso de métodos de agrupamento foi realizado em [Celinski, 1998], e assim como sugerido em [Forsyth e Ponce, 2002] conclui que a seleção do método de agrupamento e características mais apropriados depende do tipo de aplicação, e adicionalmente destaca a necessidade de inclusão de diferentes heurísticas em algoritmos de agrupamento existentes afim de torná-los mais adequados ao tipo de aplicação.

Em geral, os métodos de agrupamento podem ser reunidos em duas categorias principais:

1. Métodos particionais ou não-hierárquicos: formam K grupos associando, quando há similaridade, *pixels* não agrupados a centros de grupos iniciais, o processo se repete até que não haja mais ajustes nos centros de grupo, sendo que em cada iteração os centros de grupo são reajustados e os *pixels* são novamente agrupados. Métodos

particionais podem ser paramétricos, quando se tem informação *a priori* quanto as distribuições de classes esperadas, ou não-paramétricos.

2. Métodos hierárquicos: em uma abordagem divisiva consistem em construir uma árvore de agrupamento, onde inicialmente o conjunto de dados é dividido em 2 subconjuntos mais discrepantes, e cada subconjunto é dividido em outros subconjuntos até que não possa haver novas divisões.

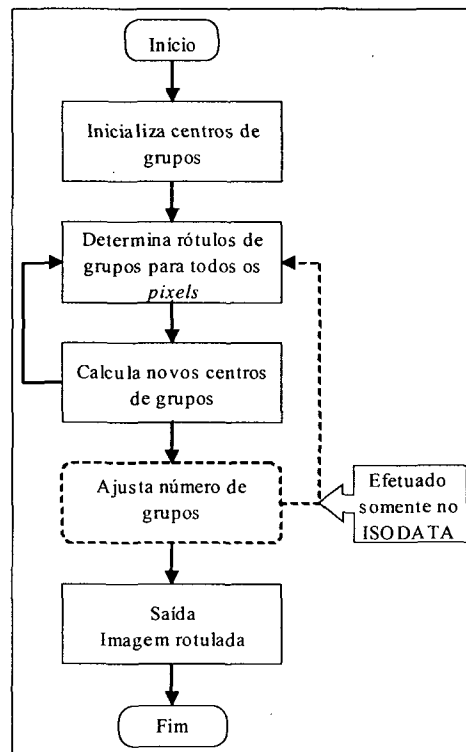


Figura 17: Fluxograma simplificado dos algoritmos *K-means* e *ISODATA*, adaptado de [Dubes e Jain, 1976]

Os algoritmos clássicos para agrupamento são o *K-means* e *ISODATA*, estando suas descrições presentes várias vezes na literatura, como em [Dubes e Jain, 1976], [Celinski e Bellon, 1998] e [Shapiro e Stockman, 2001]. A Figura 17 é o fluxograma simplificado, apresentado em [Dubes e Jain, 1976], para os algoritmos *K-means* e *ISODATA*, destacando que o algoritmo *K-means* não faz o ajuste do número de grupos, limitando-se ao laço interno do fluxograma.

Capítulo 4

Extração de características

Como exposto nas seções anteriores, pode-se perceber que as características de uma imagem desempenham papel fundamental em sistemas de visão computacional, sendo utilizadas praticamente em todas as etapas envolvidas no processo.

As características mais comumente utilizadas ou estão relacionadas a *pixels* individuais ou a regiões. Nesta seção serão discutidas algumas características simples relativas a regiões.

Considerando que o processo de segmentação tenha corretamente identificado regiões significativas, as características ou propriedades dessas regiões tornam-se a informação de interesse para processos de mais alto nível como inspeção e reconhecimento [Shapiro e Stockman, 2001].

Como apresentado por Loew em [Sonka e Fitzpatrick, 2000] o uso de um conjunto de características extraídas de uma imagem é interessante e necessário por um ou mais dos seguintes motivos:

- **Redução de dimensionalidade:** considerando que as imagens digitais são, em geral, objetos com grande riqueza de conteúdo, torna-se difícil realizar tarefas como classificação, comparação e análise de imagens. Nesse sentido é vantajoso descrever a estrutura da imagem e suas características significativas com poucas representações de mais alto nível, sendo que esta redução deve preservar informações importantes para a tarefa as quais se destinam.
- **Incorporação de pistas da percepção humana:** sabe-se que o sistema visual humano é sensibilizado por estímulos básicos como, por exemplo cor, borda e área de um objeto. O uso do tipo mais apropriado de características pode permitir a incorporação deste conhecimento em análises automáticas.
- **Transcendência dos limites da percepção humana:** não obstante a grande facilidade que o ser humano tem em compreender muitos tipos de imagens, há algumas características de imagens, como certas texturas, que não são observadas visualmente. Estas características podem ter grande utilidade para discriminar

regiões de interesse, e podem ser extraídas pela manipulação da imagem a fim de tornar esta característica mais evidente.

- **Necessidade de invariância:** ainda que uma imagem sofra variações em brilho, ruído, orientação, escala, entre outras, geralmente seu significado permanece inalterado. Neste contexto, características bem selecionadas devem ser total ou parcialmente invariantes à ocorrência de alterações deste tipo.

Considerando que as características mais significativas, para a aplicação as quais se destinam, foram selecionadas, deve-se então considerar uma abordagem para representação que viabilize a extração ou obtenção de informação referente à característica sendo avaliada.

As abordagens para representação podem ser classificadas de acordo com a informação em que se baseiam, como segue:

- Baseadas em contorno: representam os *pixels* do contorno, ou fronteira entre regiões, de maneira que uma descrição das características externas de uma região seja possível;
- Baseadas em região: representam os *pixels* que compõem a região, de maneira que uma descrição das características internas de uma região seja possível;

Nos 2 itens acima, por descrição entende-se: é a tarefa de descrever uma região baseando-se na representação escolhida. Por exemplo, uma região pode ser representada por seu contorno, e descrita pelo perímetro usando este contorno.

Identificação de regiões

Para permitir a descrição de uma região, deve-se inicialmente identificar a área da imagem da qual a região é continente. Um método para realizar tal tarefa é conhecido como rotulação (*labeling*) e consiste em marcar o conjunto de *pixels* que formam ou delimitam uma região com um único valor. Esta tarefa é geralmente realizada como passo final da segmentação.

4.1 Representação baseada em regiões

4.1.1 Área

A propriedade mais simples e natural de uma região é a sua área, dada pelo número de *pixels* contidos na região. Então, considerando uma imagem com uma região rotulada R a área é dada por uma simples contagem de *pixels* descrita como:

$$A = \sum_{(x,y) \in R} 1 \quad (4.1)$$

É importante ressaltar que, para que qualquer medida geométrica represente corretamente a imagem real deve-se conhecer a resolução utilizada no momento da aquisição da imagem, dada geralmente por pontos por polegada (ppp), bem como a distância do objeto em relação ao dispositivo de aquisição, conforme o tipo de aplicação.

4.1.2 Perímetro

O perímetro é a medida que permite descrever o comprimento do contorno de uma região. Em uma definição simples é o número de *pixels* do contorno de uma região R , sendo que um *pixel* está no contorno se possui algum vizinho que está fora da região R .

Então, o comprimento deste contorno pode ser calculado facilmente por contagem de *pixels*. No entanto, deve-se considerar que se um *pixel* representa um ponto x, y no plano cartesiano, cada passo dado, horizontal ou vertical é equivalente a 1 unidade de comprimento, e para cada passo diagonal se utiliza o valor de $\sqrt{2}$, já que a distância entre 2 pontos é dada por:

$$D = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2} \quad (4.2)$$

4.1.3 Posição

A posição de um objeto em uma imagem tem grande importância em várias aplicações. Pode-se especificar a posição de um objeto usando, por exemplo, o centróide ou o menor retângulo envolvente.

Como seu nome implica, o menor retângulo envolvente, é aquele tem dimensões mínimas para conter uma região, ou seja cujos lados tocam os *pixels* da região com menor x , menor y , maior x e maior y , isto pode ser obtido facilmente percorrendo-se os *pixels* da região.

Centróide, centro de massa, ou centro de gravidade é o ponto de uma região R que representa o ponto médio em x (\bar{x}) e em y (\bar{y}) sendo descrito como:

$$\bar{x} = \frac{1}{A} \sum_{(x,y) \in R} x \quad (4.3)$$

$$\bar{y} = \frac{1}{A} \sum_{(x,y) \in R} y \quad (4.4)$$

4.1.4 Circularidade ou compacidade

Esta medida descreve o quão circular é uma região, sendo invariante a mudanças de escala e orientação. A maneira mais comum de se obter esta medida é a razão entre o perímetro P^2 e a área A descrita por:

$$C = \frac{(P)^2}{A} \quad (4.5)$$

A circularidade C é mínima para regiões circulares entretanto, como citado em

[Shapiro e Stockman, 2001] a circularidade C não é mínima para círculos em imagens digitais, mas sim para octágonos ou losangos dependendo de como o perímetro foi calculado. Para este problema Haralick (citado em [Shapiro e Stockman, 2001]) propôs uma medida de circularidade alternativa, dada por:

$$C_H = \frac{\mu_R}{\sigma_R} \quad (4.6)$$

Onde μ_R e σ_R são respectivamente, a média e o desvio padrão das distâncias entre o centróide e os *pixels* do contorno da região. Ao contrário da circularidade C , a circularidade C_H aumenta monotonicamente, à medida que a região seja mais circular.

4.1.5 Momentos espaciais de uma região

Como exposto em [Shapiro e Stockman, 2001], momentos espaciais são freqüentemente utilizados para descrever regiões por serem invariantes a mudanças na escala e na translação. Existem 3 momentos espaciais de segunda ordem de uma região, sendo definidos como segue:

momento de segunda ordem de x :

$$\mu_{xx} = \frac{1}{A} \sum_{(x,y) \in R} (x - \bar{x})^2 \quad (4.7)$$

momento de segunda ordem de y :

$$\mu_{yy} = \frac{1}{A} \sum_{(x,y) \in R} (y - \bar{y})^2 \quad (4.8)$$

momento de segunda ordem misto (x, y) :

$$\mu_{xy} = \frac{1}{A} \sum_{(x,y) \in R} (x - \bar{x})(y - \bar{y}) \quad (4.9)$$

Para imagens digitais, o momento μ_{yy} é uma medida de variação das linhas em relação a linha central (\bar{y}); o momento μ_{xx} é uma medida de variação das colunas em relação a coluna central (\bar{x}); e o momento μ_{xy} é uma medida de variação em relação ao centróide (\bar{x}, \bar{y}). Estas medidas também podem ser utilizadas para se obter outras medidas referentes a região.

4.1.6 Orientação

A orientação é uma medida que somente tem sentido em regiões que, sendo alongadas [Sonka *et al.*, 1998] têm a orientação do lado mais longo do retângulo envolvente.

Os momentos espaciais introduzidos na seção 4.1.5 podem ser utilizados para se estimar a orientação de uma região, como descrito na equação 4.10:

$$\theta = \frac{1}{2} \arctan \left(\frac{2\mu_{xy}}{\mu_{yy} - \mu_{xx}} \right) \quad (4.10)$$

4.1.7 Esqueleto

O esqueleto é um tipo de representação estrutural relativa à forma de uma região, que pode ser utilizado em diferentes processos, como por exemplo: na análise de imagens, reconhecimento de padrões e reconstrução de formas.

Para obter o esqueleto de uma região utilizam-se métodos que podem ser denominados genericamente por afinamento. Segundo descrito em [Gonzalez e Woods, 2000] os métodos de afinamento devem atender algumas restrições, como segue:

- Não remover pontos extremos, por exemplo, pontos finais de uma linha;
- Não quebrar a conectividade de uma região
- Não causar erosão excessiva de uma região;

Adicionalmente, como relatado em [Jain *et al.*, 1995], é desejável que o método de afinamento possua as propriedades abaixo relacionadas, assim o resultado do afinamento deve:

- Ter conectividade-de-8 mínima, ou seja, o número mínimo de *pixels* que mantenham a conectividade-de-8;
- Aproximar o eixo médio das regiões;
- Minimizar ramificações impertinentes (pequenos braços) causados pelo processo de afinamento.

Uma abordagem simples para o afinamento foi sugerida em [Zhang e Suen, 1984], estando também descrita em [Gonzalez e Woods, 2000]. Supondo uma imagem binária com a região de interesse com valor 1 e o restante da imagem com valor 0, a abordagem consiste em processar a imagem removendo *pixels* que, utilizando a estrutura de vizinhança mostrada na Figura 18(a), satisfazem as condições a seguir relacionadas:

(c1) $2 \leq Np_1 \leq 6$; sendo Np_1 o número de vizinhos com valor 1, como mostra o exemplo da Figura 18(b), esta condição é violada quando o *pixel* p_1 possuir 1 ou 7 vizinhos com valor 1, ou seja, não permite remoção de pontos extremos e que não estão no contorno;

(c2) $Sp_1 = 1$; é o número de transições 0-1 na seqüência ordenada $p_2, p_3, p_4, \dots, p_8, p_9, p_2$, como mostra o exemplo da Figura 18(b), esta condição

previne a desconexão de segmentos do esqueleto com 1 *pixel* de largura, durante o afinamento;

(c3) $p_2 \cdot p_4 \cdot p_6 = 0$; (c3) e (c4) são condições para verificar a existência de pontos que tornam p_1 redundante; verifica pontos ao leste, sul e noroeste;

(c4) $p_4 \cdot p_6 \cdot p_8 = 0$;

(c3') $p_2 \cdot p_4 \cdot p_8 = 0$ (c3') e (c4') são condições complementares, aplicadas em passos alternados com (c3) e (c4); verificando a existência de pontos ao norte, oeste e sudeste;

(c4') $p_2 \cdot p_6 \cdot p_8 = 0$

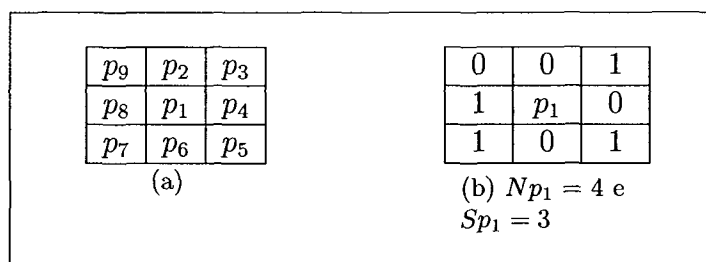


Figura 18: (a) Estrutura da vizinhança-8 usada pela abordagem de Zhang e Suen; (b) Exemplo para condições (c1) e (c2)

O processo aplicado na abordagem de Zhang e Suen pode então ser resumido nos seguintes passos, que devem ser aplicados iterativamente até que nenhuma modificação seja realizada:

Passo 1

1. Marcar *pixels* para remoção: para verificar se o *pixel* sendo processado é um *pixel* de contorno se deve ser eliminado, utilizam-se as condições (c1), (c2), (c3) e (c4);
2. Remoção de *pixels* marcados;

Passo 2

1. Marcar *pixels* para remoção: para verificar se o *pixel* sendo processado é um *pixel* de contorno se deve ser eliminado, utilizam-se as condições (c1), (c2), (c3') e (c4');
2. Remoção de *pixels* marcados;

Como destacado em [Lü e Wang, 1986], algumas estruturas que deveriam ser preservadas podem ser removidas pela abordagem de afinamento descrita acima. Segundo

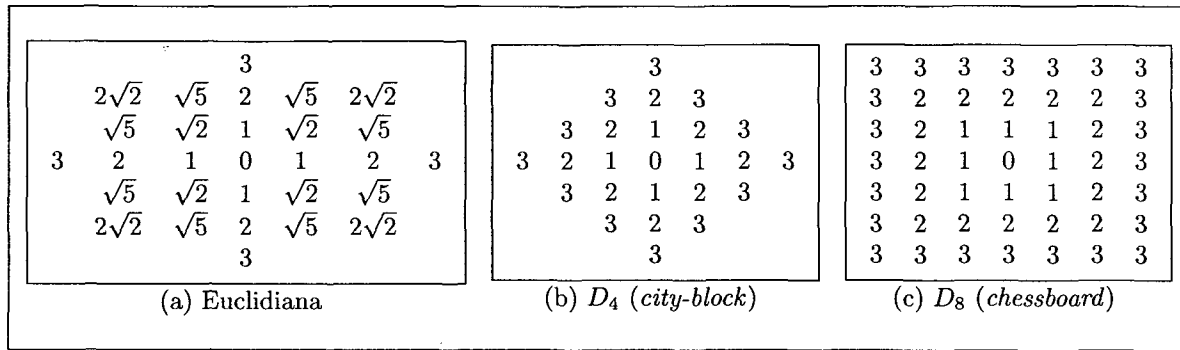


Figura 19: Exemplo de diferentes tipos de distância para medida ≤ 3

[Lü e Wang, 1986], uma solução para este problema é modificar a condição (c1) para $3 \leq Np_1 \leq 6$.

Outro problema desta abordagem é que o esqueleto obtido não tem conectividade-de-8 em toda sua extensão. Para este problema foi sugerido em [Lee e Chen, 1992] um pós-processamento que consiste em inspecionar o esqueleto em busca de *pixels* redundantes usando condições mais rígidas, e então remove-los.

Outra abordagem comum é calcular previamente a transformada de distância, também chamada de transformada do eixo médio ou transformada do eixo simétrico, e então o esqueleto pode ser definido como o conjunto de *pixels* cujo a distância em relação ao contorno da região é máximo [Sonka *et al.*, 1998]. A avaliação do valor de máximo sofre influência do medida de distância utilizada, algumas medidas possíveis são mostradas na Figura 19.

Capítulo 5

Abordagens para biometria

Segundo o Dicionário Aurélio [Ferreira, 1999] a Biometria é o ramo da ciência que estuda a mensuração dos seres vivos. Isto inclui diferentes métodos utilizados para extrair informação quantitativa de dados biológicos. Estes métodos podem ser utilizados em diferentes áreas, como, por exemplo: pesquisa biológica/médica e identificação pessoal.

Pode-se então classificar este trabalho como um método biométrico, já que são extraídas medidas da superfície plantar do recém-nascido. Por este motivo foram estudadas e serão apresentadas nesta seção algumas abordagens para a biometria.

Alguns exemplos de aplicação na área de pesquisa biológica/médica, incluem:

- Medicina: na biometria fetal as medidas são extraídas durante a ultra-sonografia obstétrica, e são utilizadas para calcular a estimativa da idade gestacional; na análise da variabilidade da forma do cérebro em condições normais e em situações de doença [Bookstein, 1996];
- Pesquisa biológica: caracterização de folhas [Gouveia *et al.*, 1997] e peixes [Torres *et al.*, 2000].

Quanto ao uso de Biometria na identificação pessoal, considerando-se que identificar uma pessoa é associar um determinado indivíduo com uma identidade, pode-se utilizar a identificação pessoal para [Jain *et al.*, 2000]:

- Verificação ou autenticação: autenticar uma identidade, ou seja verificar se a pessoa é quem ela diz ser;
- Reconhecimento: determinar a identidade de uma pessoa usando uma base de dados de pessoas comuns ao sistema, ou seja encontrar quem está associado a uma determinada identidade;

Os principais tipos de abordagens computacionais para identificação pessoal são:

1. Baseadas em conhecimento: utilizam algo que o usuário conhece, como a senha;
2. Baseadas em provas: utilizam algo que o usuário tem, como cartões;

3. Baseadas em biometria: utilizam algo que o usuário é ou faz.

As desvantagens das abordagens 1 e 2 são conhecidas, como exemplos, muitos usuários costumam anotar suas senhas, e cartões são freqüentemente perdidos. Assim o uso de biometria é mais vantajoso considerando-se que o usuário não pode compartilhar, anotar, ou perder suas características biométricas, diminuindo assim as possibilidades de comprometimento e/ou violação de segurança.

Os métodos para identificação que fazem uso de características biométricas podem ser classificados em duas categorias:

- Baseados em características fisiológicas (Como você é?): como impressões digitais, retina, íris, geometria da mão, impressões palmares. Estas características normalmente requerem *hardware* adicional conectado ao computador para sua aquisição;
- Baseados em características comportamentais (Como você faz?): como estilo de digitação, dinâmica no uso do *mouse*, padrões de voz, assinatura, sendo necessário *hardware* especializado somente no último caso;

Nesta seção serão discutidas somente abordagens baseadas em características fisiológicas, mais especificamente, impressão digital e impressão palmar.

5.1 Impressão digital

A relação direta entre uma imagem da superfície plantar e uma imagem de impressão digital, constitui uma possibilidade que foi questionada, considerada e estudada, durante o desenvolvimento deste trabalho. Nesta seção se apresentará um resumo da literatura estudada, relativa ao processamento de imagens de impressão digital.

A impressão digital vem sendo utilizada, pela humanidade, como meio de identificação há muito anos, sendo que as técnicas modernas de comparação de impressões digitais foram iniciadas no final do século XVII conforme citado em [Ashbaugh, 1991] e [Jain e Pankanti, 2000].

Uma impressão digital é um padrão de dermatóglifos, o qual acredita-se ser único a cada ser humano. Por este motivo a técnica de identificação usando impressões digitais é uma das mais confiáveis [Hong *et al.*, 1997] [Jain *et al.*, 1997], sendo utilizada inclusive como prova legítima em processos criminais [Jain e Pankanti, 2000].

As principais características de interesse em impressões digitais podem ser divididas em 2 níveis:

1. **Alto nível ou globais:** também referidas como pontos singulares, estas características podem ser denominadas núcleo e delta, e são utilizadas para classificar o padrão de impressão digital dentre as classes existentes, como ilustrado na Figura 20. É interessante salientar que, em um sistema automático de identificação

de impressões digitais (*AFIS-Automated Fingerprint Identification System*), esta classificação de alto nível diminui a quantidade de comparações de baixo nível de uma impressão digital com as imagens armazenadas no banco de dados [Karu e Jain, 1996].

2. **Baixo nível ou locais:** são os detalhes de uma saliência que tornam uma impressão digital única, sendo chamadas minúcias. Os principais tipos de minúcias são: bifurcação de saliência e término de saliência. A bifurcação de saliência é definida como o ponto onde a saliência se divide ou se ramifica. O término de saliência é definido como o ponto onde uma saliência acaba abruptamente. A Figura 21 mostra as características de baixo nível em destaque.

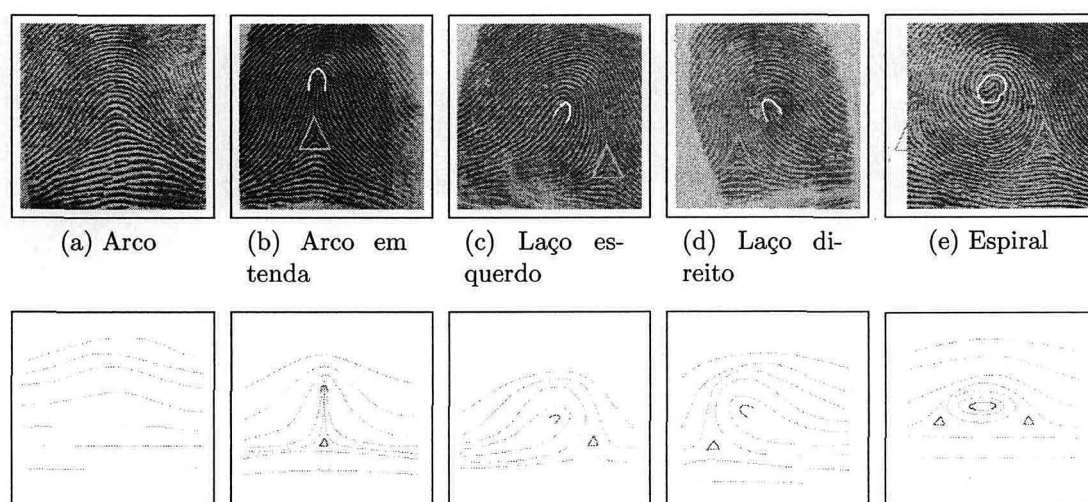


Figura 20: Exemplos de núcleos (\cap) e deltas (Δ) em cinco classes de impressão digital

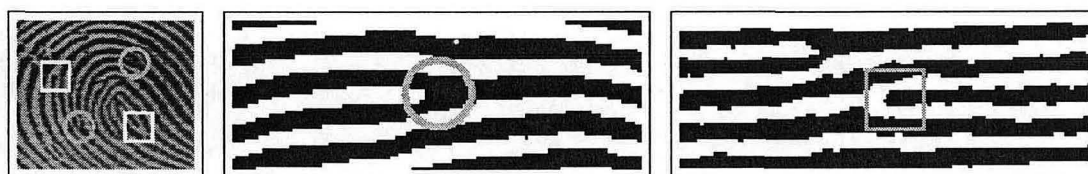


Figura 21: Exemplos de (\circ) bifurcações de saliência e (\square) terminos de saliência

Como pode-se observar nas Figuras 20 e 21, além das características globais e locais, uma impressão digital possui algumas propriedades que também são usadas por especialistas humanos para correta identificação das minúcias e diferenciação entre estruturas de saliências verdadeiras e falsas. Essas propriedades das saliências, tais como: orientação, frequência, paralelismo, tendência; também podem ser exploradas para o desenvolvimento de técnicas de processamento de imagens de impressão digital.

Assim como um especialista humano, um AFIS deve extrair as minúcias, de uma impressão digital a fim de realizar uma comparação confiável, sendo de maneira geral

constituído de 4 partes, como segue: 1) dispositivo para aquisição de imagens de impressão digital; 2) módulo de extração de minúcias; 3) módulo de armazenamento de imagens e suas respectivas minúcias, bem como informações do usuário; 4) módulo de comparação/casamento de minúcias [Jain *et al.*, 1997].

Um AFIS depende fortemente da qualidade da imagem de entrada para extrair as minúcias de uma impressão digital. Fatores como variações nos dispositivos de aquisição de imagens, condições da pele, marcas ocupacionais, dentre outros, influenciam na qualidade das imagens, conseqüentemente várias imagens de impressão digital são de baixa qualidade [Hong *et al.*, 1998] [Kamei e Mizoguchi, 1995].

Neste contexto é desejável que o módulo de extração de minúcias seja precedido por uma etapa de melhoramento de imagem que favorecerá seu desempenho final [Hong *et al.*, 1998] [Jain e Pankanti, 2000] [Sherlock *et al.*, 1994].

5.1.1 Melhoramento de imagens de impressão digital

Uma imagem de impressão digital pode conter regiões, como mostra a Figura 22, que podem ser classificadas dentre as seguintes categorias, conforme apresentado em [Hong *et al.*, 1998]:

- Região bem definida: saliências e sulcos são facilmente diferenciados.
- Região corrompida recuperável: saliências e sulcos que são corrompidos por manchas, pregas cutâneas, entre outros, que ainda podem ser recuperados, pois fornecem informações suficientes sobre as estruturas de saliências e sulcos.
- Região corrompida irre recuperável: saliências e sulcos fortemente corrompidos os quais, não sendo visíveis, são impossíveis de recuperar.

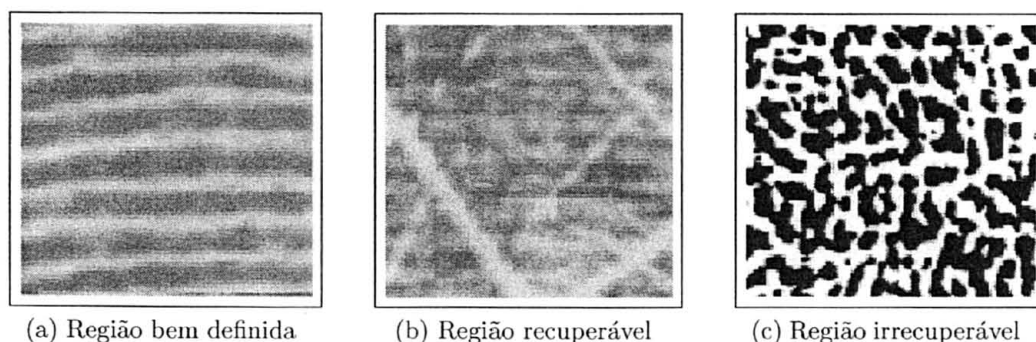


Figura 22: Possíveis regiões em uma imagem de impressão digital, retirado de [Hong *et al.*, 1998]

Em imagens de impressão digital a etapa de melhoramento tem como objetivo aumentar a clareza das estruturas de saliências das regiões bem definidas ou recuperáveis

e remover as regiões irrecuperáveis. Deste modo, os problemas de extração de minúcias falsas, desprezo de minúcias verdadeiras e de erros de localização são minimizados.

O uso das propriedades das impressões digitais apresentadas na seção 5.1 é prática comum em várias abordagens para o melhoramento de imagens de impressão digital encontradas na literatura [Hong *et al.*, 1998] [Kamei e Mizoguchi, 1995] [Kasaei *et al.*, 1997] [Sherlock *et al.*, 1994]. Como estas abordagens fazem uso extensivo destas propriedades específicas, a aplicabilidade e efetividade das técnicas de processamento de imagens de impressão digital em imagens da superfície plantar do recém-nascido fica comprometida, já que neste tipo de imagem tais propriedades não foram identificadas.

O restante desta seção apresenta uma visão geral da abordagem descrita em [Hong *et al.*, 1998], que foi escolhida por dividir de forma clara as etapas envolvidas no melhoramento de imagens de impressão digital, como pode-se verificar no diagrama da Figura 23.

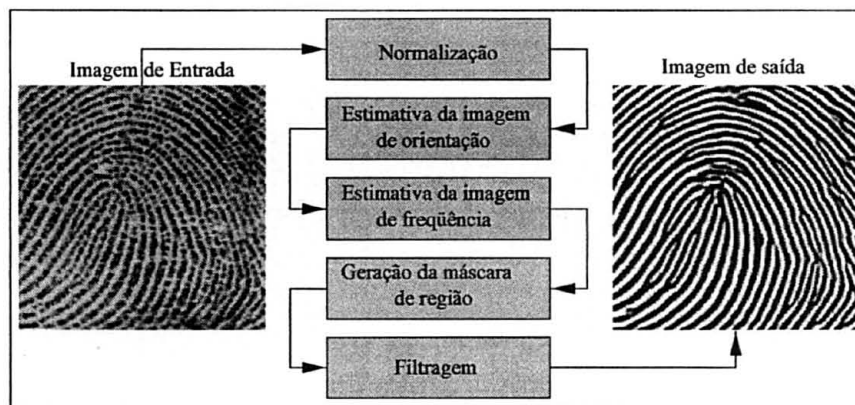


Figura 23: *Etapas da abordagem para melhoramento de imagens de impressão digital proposta em [Hong et al., 1998]*

Normalização

Para facilitar os processos seguintes esta etapa efetua uma operação em cada *pixel* a fim de reduzir as variações nos valores do nível de cinza ao longo das saliências e sulcos. A etapa de normalização não aparece explicitamente nas outras abordagens estudadas [Kamei e Mizoguchi, 1995] [Kasaei *et al.*, 1997] [Sherlock *et al.*, 1994].

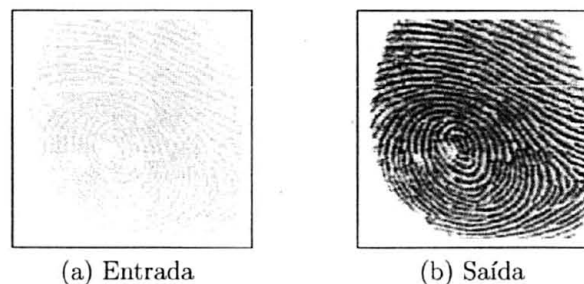


Figura 24: *Normalização de imagem de impressão digital*

Estimativa da imagem de orientação

A importância da orientação das saliências no processamento de imagens de impressão digital é bem estabelecida. Várias abordagens fazem uso dessa característica em várias etapas do processamento de imagens de impressão digital: tais como classificação, detecção de pontos singulares, entre outros [Sherlock *et al.*, 1994].

Na etapa de melhoramento a orientação das saliências é calculada para que se possa, teoricamente, saber a orientação de todas as saliências em qualquer ponto da imagem. Esta etapa efetua seus cálculos percorrendo janelas, ou blocos, da imagem normalizada, e tem como objetivo gerar uma imagem de orientação razoavelmente estável, como podemos ver na Figura 25. Isto é feito para que a próxima etapa consiga, mais precisamente, estimar a frequência das saliências, bem como para fornecer um dos parâmetros necessários para a etapa final de filtragem.

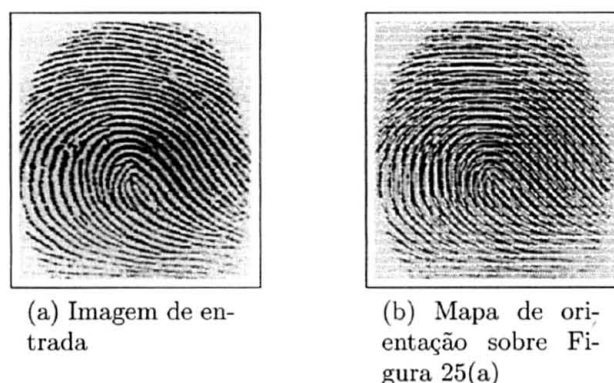


Figura 25: *Estimativa da imagem de orientação*

Todas as abordagens estudadas efetuam alguma forma de cálculo a fim de realçar a orientação das saliências. O mapa de orientação, ou imagem direcional [Karu e Jain, 1996], que contém a orientação de cada janela, não é gerado em todas as abordagens estudadas, neste caso é gerada uma imagem de impressão digital com a orientação das saliências realçada.

Estimativa da imagem de frequência

Usando a imagem normalizada e a informação do mapa de orientação estimado na etapa anterior, esta etapa, assim como a estimativa da imagem de orientação, efetua seus cálculos percorrendo janelas da imagem e tem como objetivo gerar um mapa de frequências da imagem normalizada fornecendo mais um parâmetro para a etapa final de filtragem.

Em uma imagem de impressão digital os valores de frequência das saliências e sulcos de uma vizinhança ficam em uma determinada faixa. Conforme citado em [Hong *et al.*, 1998], em imagens com resolução de 500 ppp (pontos por polegada) esta faixa é $[1/3, 1/25]$. Se o valor estimado da frequência para uma janela estiver fora desta

faixa, então o valor de frequência desta janela será de -1 para indicar que não foi possível calcular um valor válido.

Geração da máscara de região

Como já discutido, uma imagem de impressão digital possui pontos que estão em uma região bem definida ou recuperável, ou em uma região irre recuperável. Esta etapa tem como objetivo classificar os pontos como irre recuperáveis ou não, permitindo que o processo de extração de minúcias execute suas operações somente nas regiões recuperáveis ou bem definidas.

A abordagem de [Hong *et al.*, 1998] usa um algoritmo de agrupamento, como visto na seção 3.5.3, com seis centros de grupo, sendo que quatro correspondem às regiões recuperáveis e os dois restantes às regiões irre recuperáveis.

Filtragem

Esta é a etapa final da abordagem de [Hong *et al.*, 1998] e tem como objetivo gerar a imagem final melhorada, utilizando as informações de orientação, frequência e região locais, obtidas nas etapas anteriores a fim de minimizar os ruídos indesejáveis. É válido ressaltar que os valores de orientação e frequência são chamados locais por serem relativos as janelas em que foram calculados. Para tanto utiliza um filtro Gabor com as propriedades de orientação e frequência obviamente ajustadas a orientação e frequência locais correspondentes. O filtro Gabor somente é aplicado nas regiões bem definidas e recuperáveis.

5.2 Impressão palmar

O Dicionário Aurélio [Ferreira, 1999] define a palma da mão como: “Porção da face anterior de cada mão compreendida entre o punho e os quirodáctilos”. O interesse em impressões palmares abrange correlações com enfermidades como a Síndrome de Down [Holt, 1973], e assim como a impressão digital, a impressão palmar também é objeto de estudo para fins de identificação pessoal.

Segundo [Cummins e Midlo, 1961], uma característica sempre presente em impressões palmares são as marcas de flexão (*flexion creases*), que na literatura recente, [Boles e Chu, 1997] [Zhang e Shu, 1999], de abordagens computacionais para identificação baseadas em impressões palmares são denominadas linhas principais, ou linhas palmares [Duta *et al.*, 2002], ilustradas na Figura 26.

Então, tendo que as linhas principais são comuns e estáveis em impressões palmares, pode-se definir 2 pontos de referência (*datum points*) extremos que têm intersecção com o contorno da palma: *a* é o ponto da linha da vida e *b* é o ponto da linha do coração, bem como o ponto médio *o* entre estes pontos [Zhang e Shu, 1999].

Assim, pode-se estabelecer um sistema de coordenadas, que tem como origem o ponto médio o , um dos eixos passa pelos pontos de referência a e b , e o eixo perpendicular define a posição dos pontos c e d na intersecção com o contorno da palma. Então, a impressão palmar é dividida em 3 regiões, como mostra a Figura 26.

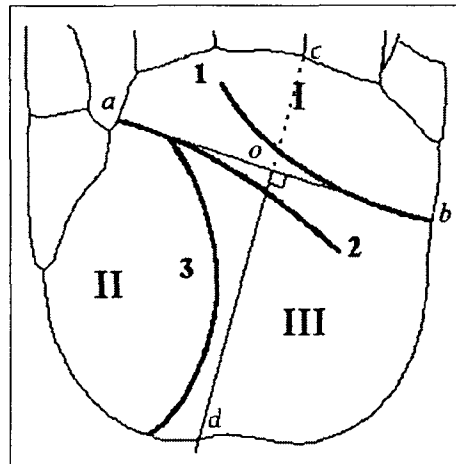


Figura 26: Impressão palmar, adaptado de [Zhang e Shu, 1999]: linhas principais (1-linha do coração, 2-linha da cabeça e 3-linha da vida); regiões (I-raiz dos dedos, II-região interna, III-região externa); pontos de referência (pontos extremos a e b , e o ponto médio o); e os pontos c e d derivados da reta bisetora perpendicular ao segmento ab

A definição do sistema de coordenadas e das regiões pode facilitar a extração de algumas das características de uma impressão palmar, como segue:

- Características geométricas: área, comprimento (distância euclidiana entre os pontos c e d) e largura (distância euclidiana entre os pontos a e b).
- Características de linhas principais: a localização e forma das linhas principais, são características importantes na distinção de indivíduos.
- Características de pregas: em impressões palmares as pregas se diferenciam das linhas principais por serem mais finas e irregulares.
- Características de pontos delta: são os pontos centrais de regiões cujo o padrão de dermatóglifos é semelhante a um delta. Sabe-se que os pontos delta sempre aparecem na região da raiz dos dedos (região I na Figura 26).
- Características de minúcias: assim como em impressões digitais, os dermatóglifos das impressões palmares também apresentam minúcias como término e bifurcação de saliências.

Algumas abordagens computacionais para processamento de imagens de impressões palmares são voltados à detecção de características de linhas principais, como em [You *et al.*, 2002] e [Zhang e Shu, 1999], e outras à detecção de minúcias, como em [Boles e Chu, 1997] e [Duta *et al.*, 2002].

5.2.1 Melhoramento de imagens de impressão palmar

Como relatado em [Zhang e Shu, 1999], características geométricas podem ser detectadas mesmo em imagens com baixa resolução e qualidade, ao contrário de características de minúcias que, assim como em impressões digitais, somente são detectadas em imagens com qualidade e resolução adequadas. Por este motivo, esta seção mostra uma visão geral sobre o melhoramento de imagens de impressão palmar.

Impressões palmares podem apresentar configurações de pregueamento, que embora sejam semelhantes, como mostra a Figura 27, não devem ser confundidas com padrões de dermatóglifos. Métodos baseados em características de minúcias devem extrair esta informação de padrões de dermatóglifos e não de pregueamento.

Como relatado em [Funada *et al.*, 1998], o uso de algoritmos desenvolvidos para o processamento de imagens de impressão digital não é apropriado já que esses métodos supõem que o padrão de dermatóglifos é o único componente que possui orientação na imagem, e assim a orientação encontrada em uma subárea da imagem é considerada como a orientação dos dermatóglifos. Esta suposição não pode ser adotada para imagens de impressão palmar pois, como mostra a Figura 27, pregueamento e dermatóglifos aparecem sobrepostos em imagens de impressão palmar, sendo assim necessária uma forma de distinção.

Para isto, foi proposto em [Funada *et al.*, 1998] uma abordagem que identifica padrões de dermatóglifos a partir de propriedade locais (como frequência e direção) e globais (como continuidade de uma saliência). O diagrama da Figura 28 mostra uma visão geral da abordagem que pode ser resumida como segue:

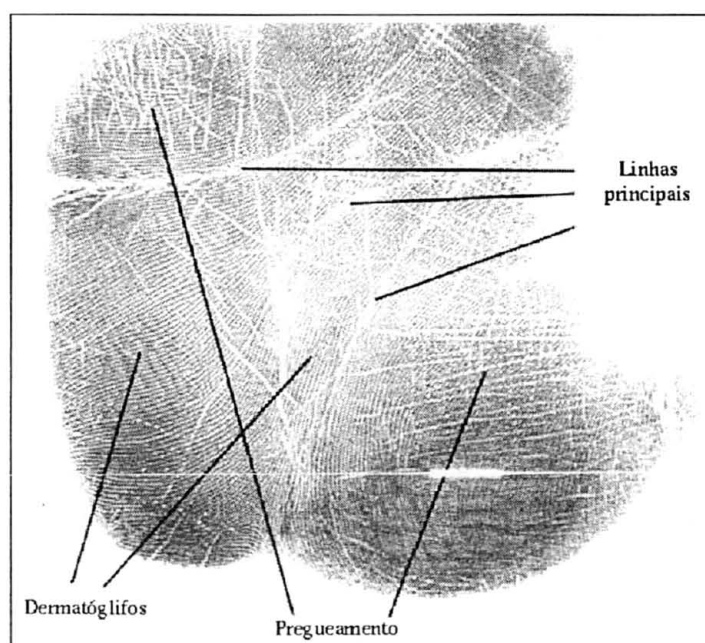


Figura 27: Exemplos de estruturas presentes em uma impressão palmar, adaptado de [You *et al.*, 2002]

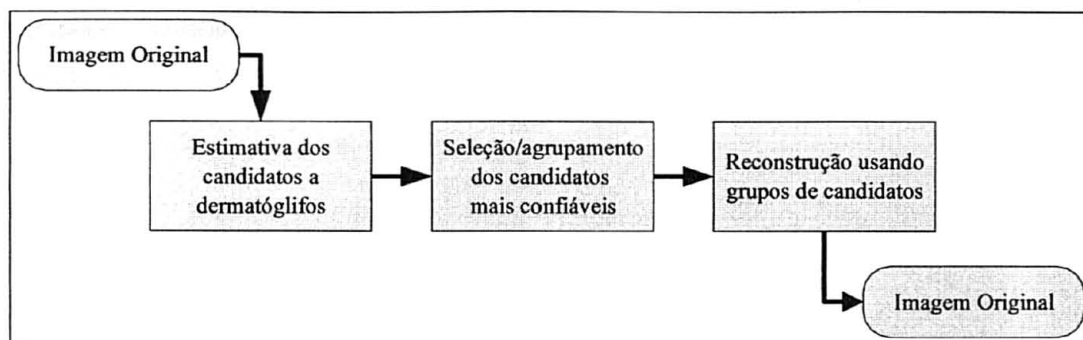


Figura 28: Diagrama da abordagem de [Funada et al., 1998]

- calcula propriedades para identificar subáreas da imagem que tenham propriedades mais próximas a uma saliência de dermatóglifos, definindo assim possíveis candidatos;
- avalia a conectividade dos possíveis candidatos com relação as propriedades calculadas, agrupando candidatos semelhantes quanto aos valores destas propriedades;
- avalia os grupos de candidatos formados, para identificar os melhores grupos, ou seja, aqueles que possuem o maior número de candidatos da etapa inicial, e conseqüentemente formam as maiores saliências;
- os candidatos não selecionados são comparados com os grupos formados para identificar qual é o grupo que o candidato pertence, isto é, qual é o grupo que o candidato da continuidade;
- a imagem é reconstruída usando os grupos de candidatos;

Deve-se salientar que a abordagem busca formar grupos que representam saliências de dermatóglifos, e não grupos que representam pregueamento, sendo que o pregueamento a que se refere esta seção, é o exemplificado na Figura 27.

5.3 Biometria fetal

Embora nem sempre seja possível, o atendimento pré-natal desejável inclui a realização de ecografias obstétricas, que são utilizadas com diferentes aplicações, como: diagnóstico de gravidez, diagnóstico de viabilidade de gravidez, estimativa da idade gestacional, entre outras.

Para estimativa da idade gestacional, a realização da ecografia obstétrica objetiva extrair algumas medidas do feto, ou seja, efetuar a biometria fetal, para que se possa então estimar a idade gestacional (IG) a partir destas medidas. Algumas destas medidas são exemplificadas na Figura 29 e brevemente descritas como segue:

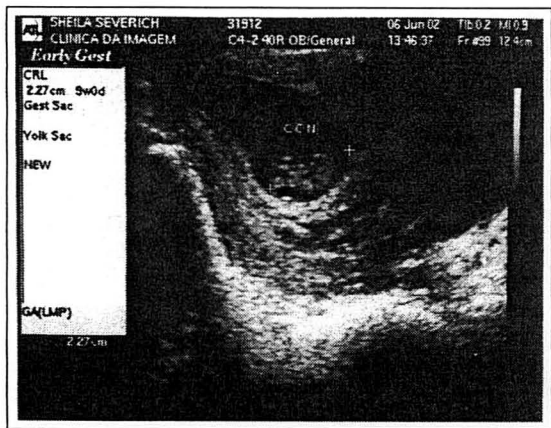
- Comprimento cabeça-nádegas (CCN): é obtida durante o primeiro trimestre da gestação e proporciona boa precisão (± 3 a 5 dias) na estimativa da IG;
- Diâmetro biparietal (DBP): É o comprimento do menor eixo da elipse que contém a circunferência da cabeça. A variação aproximada desta medida é de 2,3cm à 9,9cm com respectivas IGs entre 14 e 42 semanas. Como bebês de mesmo peso podem ter tamanhos de cabeça diferentes, esta medida não é muito confiável no final da gestação.
- Comprimento do fêmur (CF): É uma medida que reflete o crescimento longitudinal (altura) do feto, tendo utilidade semelhante ao DBP, na estimativa da IG. A variação aproximada desta medida é de 1,3cm à 8,4cm com respectivas IGs entre 14 e 40 semanas.
- Circunferência abdominal (CA): É uma medida também utilizada para monitoramento do crescimento do feto, ao final da gestação é bem representativa, pois reflete bem o tamanho e o peso do feto.

Em geral, estas medidas são extraídas por um especialista através de operação manual do equipamento de ecografia. A Tabela 5.1 mostra como são avaliadas algumas medidas extraídas durante a ecografia obstétrica, em relação a idade gestacional.

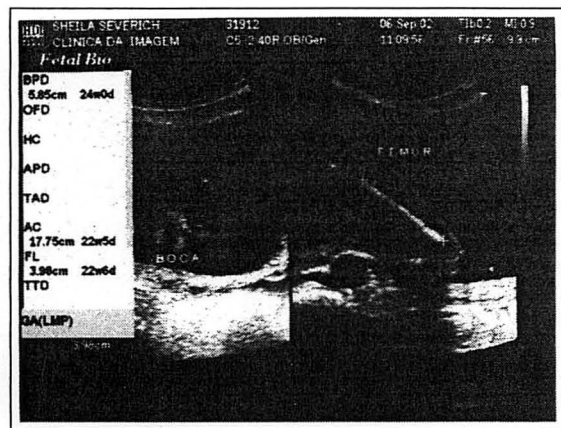
A estimativa da idade gestacional por biometria fetal, que neste caso pode ser chamada idade ecográfica, é mais precisa quando realizada no primeiro trimestre da gestação, onde tem um erro médio de 4 dias (a mais ou a menos). Este erro aumenta para 10 dias (a mais ou a menos) após completadas 28 semanas.

A combinação da idade cronológica, determinada pela data da última menstruação, e da idade ecográfica, define o que se chama “melhor estimativa obstétrica”, que é atualmente a forma mais precisa de se estimar a idade gestacional.

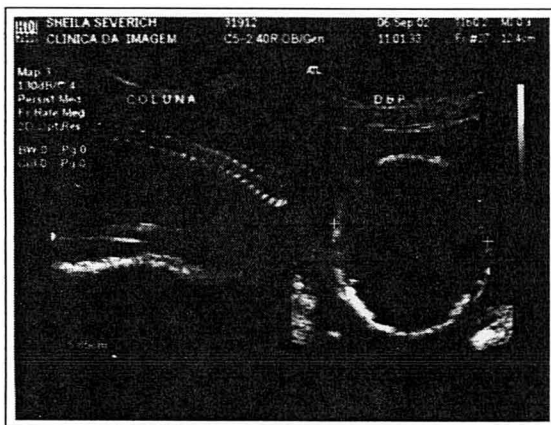
Ocorre que algumas vezes a data da última menstruação é desconhecida e a ecografia obstétrica nem sempre está disponível quer por seu custo impeditivo para população de baixa renda, por falta de equipamentos/especialista em uma localidade, ou por ausência de seguimento pré-natal, incorrendo em perda de avaliação ecográfica fetal em período oportuno. Neste caso outros métodos para avaliação da idade gestacional devem ser utilizados.



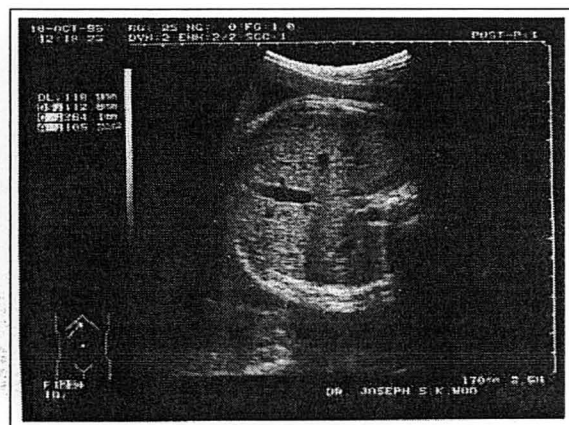
(a) CCN - Comprimento cabeça-nádegas



(b) CF - Comprimento do fêmur



(c) DBP - Diâmetro biparietal



(d) CA - Circunferência abdominal

Figura 29: Exemplos de medidas extraídas em ecografia obstétrica

Tabela 5.1: Parâmetros biométricos para avaliação da idade gestacional

Avaliação da idade gestacional - Parâmetros biométricos										
IG (semanas)	CCN (mm)	CF (cm)			DBP (cm)			CA (cm)		
		P_{10}	P_{50}	P_{90}	P_5	P_{50}	P_{95}	P_{10}	P_{50}	P_{90}
8	13 - 19									
9	20 - 28									
10	29 - 38									
11	39 - 48									
12	49 - 63									
14		1,3	1,4	1,5	2,3	2,8	3,2	6,7	7,3	7,9
15		1,6	1,7	1,9	2,7	3,1	3,6	7,9	8,6	9,3
16		1,8	2,0	2,2	3,0	3,5	3,9	9,1	9,9	10,7
17		2,2	2,4	2,6	3,4	3,8	4,3	10,3	11,2	12,1
18		2,5	2,7	2,9	3,7	4,2	4,6	11,5	12,5	13,5
19		2,7	3,0	3,3	4,0	4,5	4,9	12,6	13,7	14,8
20		3,0	3,3	3,6	4,4	4,8	5,3	13,8	15,0	16,3
21		3,2	3,5	3,8	4,7	5,1	5,6	14,9	16,2	17,6
22		3,5	3,8	4,1	5,0	5,5	5,9	16,0	17,4	18,8
23		3,7	4,1	4,5	5,3	5,8	6,2	17,0	18,5	20,0
24		4,0	4,4	4,8	5,6	6,1	6,5	18,1	19,7	21,3
25		4,2	4,5	5,0	5,9	6,4	6,8	19,1	20,8	22,5
26		4,5	4,9	5,3	6,2	6,7	7,1	20,1	21,9	23,7
27		4,6	5,1	5,6	6,5	7,0	7,4	21,1	23,0	24,9
28		4,9	5,4	5,9	6,6	7,2	7,7	22,0	24,0	26,0
29		5,1	5,6	6,1	7,0	7,5	7,9	23,0	25,1	27,2
30		5,9	5,8	6,3	7,3	7,7	8,2	23,9	26,1	28,3
31		5,5	6,0	6,6	7,5	7,9	8,4	24,9	27,1	29,4
32		5,6	6,2	6,8	7,7	8,2	8,6	25,8	28,1	30,4
33		5,8	6,4	7,0	7,9	8,4	8,8	26,7	29,1	31,5
34		6,0	6,6	7,2	8,1	8,6	9,0	27,5	30,0	32,5
35		6,2	6,8	7,4	8,3	8,7	9,2	28,3	30,9	33,5
36		6,4	7,0	7,6	8,4	8,9	9,3	29,2	31,8	34,4
37		6,6	7,2	7,9	8,6	9,0	9,5	30,0	32,7	35,4
38		6,7	7,4	8,1	8,7	9,1	9,6	30,8	33,6	36,4
39		6,8	7,5	8,2	8,8	9,2	9,7	31,6	34,4	37,3
40		7,0	7,7	8,4	8,9	9,3	9,8	32,4	35,3	38,2
41					8,9	9,4	9,9			
42					9,0	9,5	9,9			

Capítulo 6

Ferramenta de processamento de imagens para o sistema FootScan

Ainda que exista uma relação entre impressões digitais, palmares e plantares, as abordagens para biometria de impressões digitais [Hong *et al.*, 1997] [Jain *et al.*, 1997] e impressões palmares [Duta *et al.*, 2002] [You *et al.*, 2002] são diferentes da abordagem proposta neste trabalho tanto no foco da aplicação como nas características estruturais da imagem:

- Foco da aplicação: este trabalho está relacionado especificamente à obtenção das medidas da superfície plantar e das pregas plantares, e não na identificação de pares fazendo uso de características como linhas ou pontos.
- Características estruturais: a impressão digital é formada por padrões de dermatóglifos, que possuem paralelismo, frequência e orientação; as impressões palmares possuem linhas principais, e pouca variação na forma das pregas palmares.

Essas abordagens utilizam técnicas que fazem uso extensivo de conhecimento *a priori* quanto às características da imagem, como mostrou a seção 5. Por isso, a efetividade destas técnicas pode não ser reproduzida em imagens da superfície plantar que possui características próprias, que são diferentes das imagens de impressão digital e impressão plantar.

Como a pesquisa em Neonatologia, proposta em [Cat, 2001], para determinação da idade gestacional, demanda por manipulação de grande volume de dados, imagens e informações relativas a imagem, a manipulação humana é de difícil execução e controle. Por este motivo foi desenvolvido o sistema computacional apresentado em [Gorga, 2002], que é uma ferramenta de apoio à essa pesquisa. Uma visão geral deste sistema é apresentada na Figura 30.

A ferramenta de processamento de imagens desenvolvida neste trabalho complementa o sistema computacional acima citado, adicionando as funções de pré-processamento, segmentação e extração de características, necessárias para alcançar seu principal objetivo:

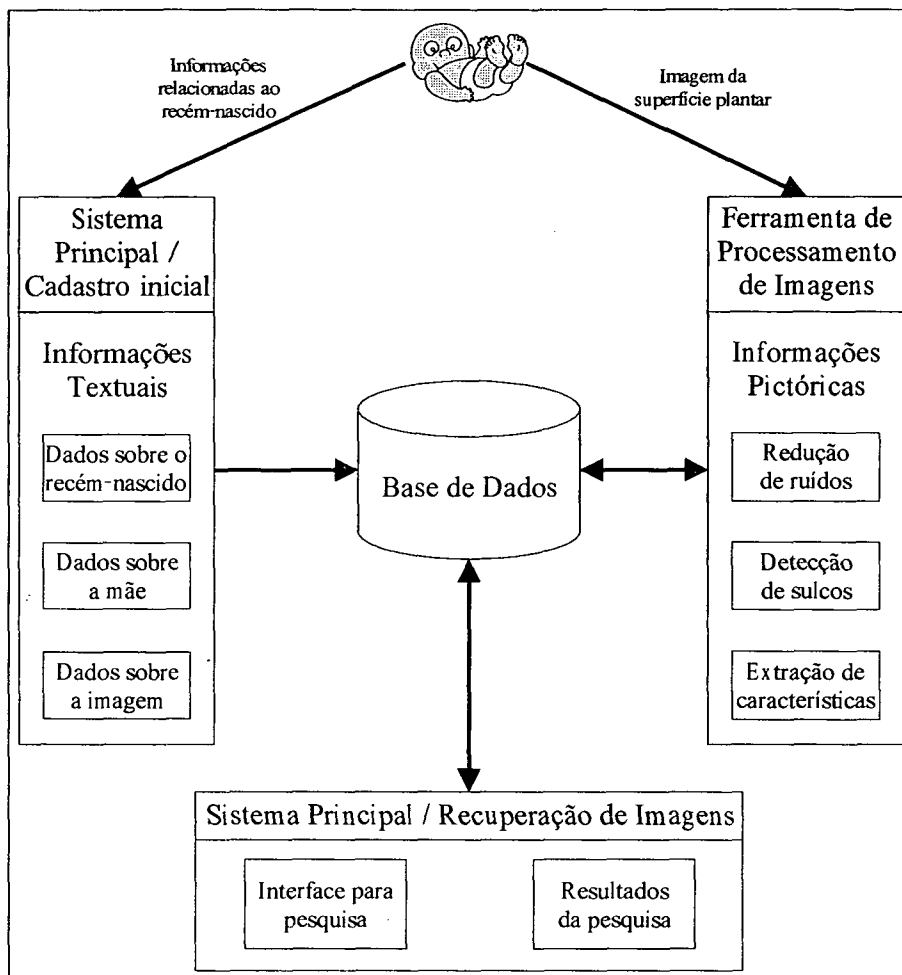


Figura 30: Visão geral do sistema FootScan [Bellon et al., 2002]

Objetivo 1 : Prover as informações requeridas pelo Método FootScan, apresentadas anteriormente (seção 1.2), através da análise supervisionada da imagem da superfície plantar;

Neste trabalho, considera-se a expressão “análise supervisionada” como a execução de diferentes técnicas de processamento de imagens, as quais são providas pela ferramenta e, controladas e ajustadas interativamente por um especialista.

A intervenção do usuário/especialista tem um papel fundamental em situações onde o processamento automático não produz resultados satisfatórios, seja devido à complexidade do domínio ou limitações na aquisição da imagem, como demonstrado em [Olabarriaga e Smeulders, 2001]. Baseando-se nesta informação, adotou-se a abordagem de interação com o usuário no desenvolvimento desta ferramenta, configurando um segundo objetivo:

Objetivo 2 : Buscar a facilidade de uso, já que esta ferramenta não é totalmente automática, e sim operada pelo usuário. Ou seja, uma atenção especial à interface foi tomada a fim de facilitar o uso desta ferramenta.

Sendo assim, a ferramenta provê meios para que o usuário possa supervisionar todo o processo bem como alterar, caso julgue necessário, os parâmetros de ajuste em cada etapa, a fim de melhorar os resultados obtidos pelo processamento automático. Estes parâmetros são armazenados no banco de dados, juntamente com as informações relacionadas a imagem da superfície plantar. Os valores de ajuste mais utilizados são automaticamente selecionados pelo sistema a cada novo ciclo de processamento.

A integração entre o Sistema FootScan original [Gorga, 2002] e a ferramenta de processamento de imagens é alcançada pelo uso de uma base de dados comum, como mostra a Figura 30. Entende-se como uso de uma base dados, a realização de operações como inserção, alteração e remoção de registros em diferentes tabelas, sendo que os registros podem ser compostos por atributos textuais e/ou pictóricos.

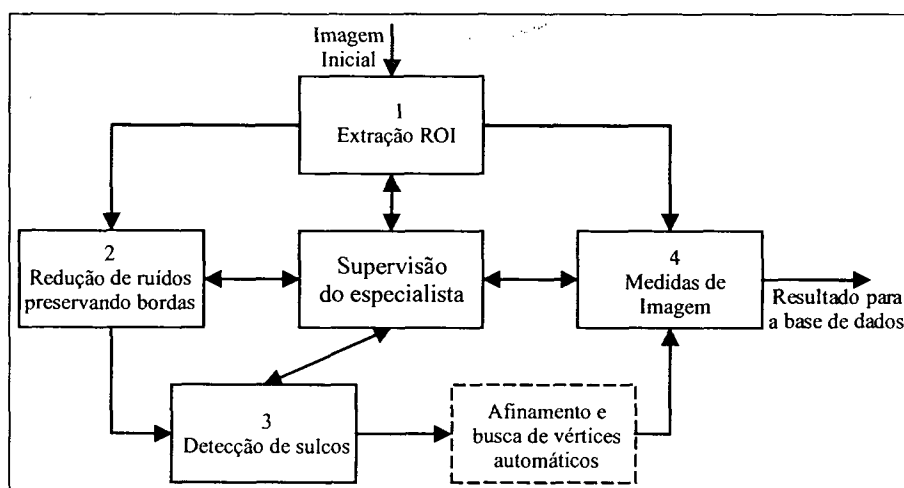


Figura 31: Diagrama de etapas da ferramenta de processamento de imagens [Severich et al., 2002b]

Para alcançar os objetivos destacados o sistema foi dividido, explicitamente¹, nas etapas abaixo relacionadas, como mostra o diagrama da Figura 31:

1. Extração das regiões de interesse: consiste na correta identificação do fundo da imagem, da superfície plantar, bem como das suas 4 áreas, conforme a Figura 1, as quais são analisadas separadamente durante a etapa de medidas de imagem;
2. Redução de ruídos: vários métodos para redução de ruídos/manchas, citados na seção 2.3, estão disponíveis, à escolha do usuário, para melhorar a qualidade das imagens da superfície plantar. O sistema provê meios para que o usuário altere parâmetros de filtragem, caso julgue necessário;
3. Detecção de sulcos: uma técnica simples de crescimento de regiões foi implementada. Aqui, a ferramenta também provê meios para alteração dos parâmetros de detecção.

¹explicitamente: no sentido de que o resultado do processamento efetuado em cada etapa é visto pelo usuário, o qual pode alterar parâmetros de cada etapa.

4. Medidas de Imagem: nesta etapa a ferramenta fornece:

- Comprimento, largura e área do pé;
- Área e porcentagem de pregueamento em determinadas áreas da superfície plantar;
- Comprimento, largura e localização dos sulcos e pregas mais expressivos.

As próximas seções descreverão com mais detalhes as etapas que fazem parte do processo executado pela ferramenta de processamento de imagens.

6.1 Etapa 1 - Extração das regiões de interesse

Com o objetivo de padronizar, e conseqüentemente facilitar, a extração das medidas da imagem, foi definido o uso de um valor fixo de 200 pontos por polegada (ppp) para a resolução na operação do dispositivo de aquisição. Mesmo assim a ferramenta obtém a resolução utilizada no cabeçalho do arquivo de imagem. Um visão geral do processo executado nesta etapa é mostrado na Figura 32.

Uma vez que se tenha a imagem, a ferramenta corrige automaticamente sua orientação de modo que o objeto de interesse tenha maior alinhamento com um ângulo de 90° em relação a base da imagem. O usuário pode utilizar, caso julgue necessário, a opção de rotação disponível na ferramenta, para ajustar a orientação da imagem.

Após a confirmação do usuário, quanto ao ajuste da orientação, o sistema inicia o processo de extração das regiões de interesse, que consiste na correta identificação do fundo da imagem, da superfície plantar, mostrada na Figura 33(c), bem como suas 4 áreas principais [Cat, 2001], como mostra a Figura 33(d), as quais são analisadas separadamente durante a etapa de medidas de imagem.

Neste primeiro passo é realizado um processo de binarização global que utiliza um limiar automático, que também pode ser ajustado pelo usuário interativamente, ou seja a cada mudança no limiar a imagem binária é atualizada. Esta imagem binária é utilizada no fechamento morfológico da superfície plantar, que é efetuado para preencher os pequenos buracos, conectar regiões próximas, e identificar o contorno da região plantar.

Nos experimentos iniciais o método de Otsu, seção 3.3, foi utilizado para selecionar automaticamente o valor de limiar, porém o método não mostrou bom desempenho em algumas imagens da superfície plantar, como pode-se verificar na seção 7.

Como o objetivo desta etapa é separar o objeto de interesse do fundo da imagem, delineando o contorno da superfície plantar, foi desenvolvido um método simples baseado na sugestão presente na literatura [Niblack, 1986, Haddon, 1988] do uso de informações estatísticas para cálculo de limiares. Assim o limiar automático é obtido pela equação 6.1:

$$T = \left(\frac{\bar{X} + ADev + Med + MDev}{2} \right) - \sigma \quad (6.1)$$

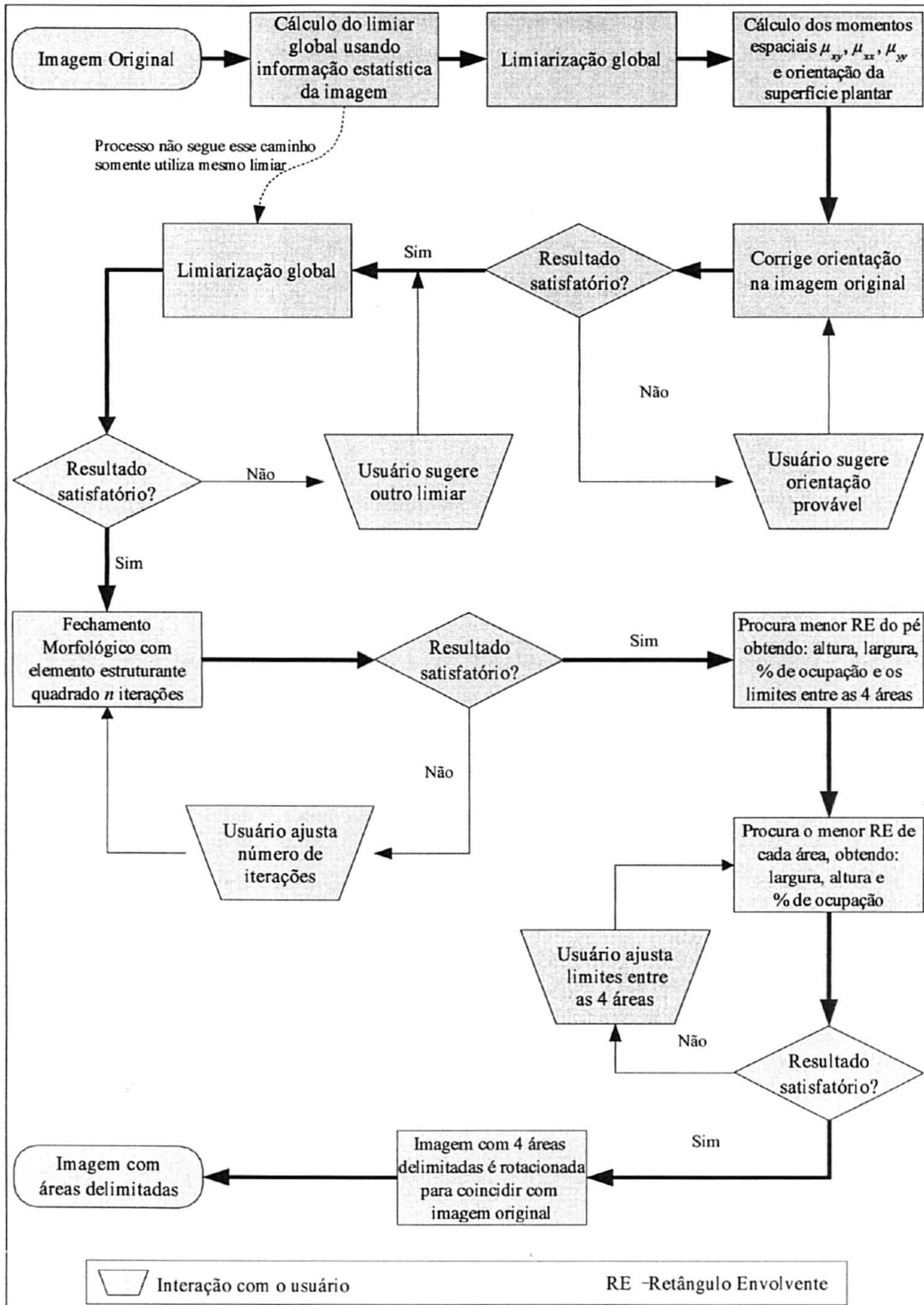


Figura 32: Diagrama do processo executado na etapa 1

Onde,

- \bar{X} , é o valor médio de todos os *pixels* da imagem
- $ADev$, é o desvio médio absoluto da imagem
- Med , é a mediana dos *pixels* da imagem
- $MDev$, é o desvio mediano absoluto da imagem
- σ , é o desvio padrão da imagem

O Fechamento Morfológico é obtido pela execução de n dilatações seguidas por n erosões em cada *pixel* da imagem da superfície plantar. O usuário ajusta o valor de n , a fim de obter melhores resultados na imagem fechada.

Após o processo de fechamento, o objeto de interesse é dividido em 4 áreas horizontais, ilustradas na Figura 1 (pág. 3), sendo que o usuário pode alterar o limite entre estas áreas, se assim achar necessário. Estas divisões são efetuadas com base no percentual de ocupação de cada área, em relação ao comprimento da superfície plantar, fornecida pela Disciplina de Neonatologia do Departamento de Pediatria do Hospital de Clínicas.

6.2 Etapa 2 - Redução de ruídos

Como o Método FootScan objetiva a análise dos sulcos da imagem da superfície plantar, e as imagens obtidas e submetidas ao processamento, geralmente, apresentam manchas ocasionadas pela dificuldade inerente ao processo de aquisição, a busca por uma técnica de melhoramento que aumente a qualidade de imagem sem corromper os detalhes é justificada.

Neste contexto, diferentes técnicas [Adelmann, 1999, Hung, 1997, Wang, 1992], desenvolvidas com especial atenção à preservação de bordas foram estudadas e avaliadas a fim de verificar qual técnica poderia fornecer melhores resultados na redução de ruídos em imagens da superfície plantar.

Para realização dos testes iniciais e ajuste da ferramenta, 15 (quinze) imagens da superfície plantar foram escolhidas e processadas com os seguintes filtros:

- Filtros clássicos: média, mediana;
- Filtros com preservação de bordas: *SensiEdge* (seção 2.3.1), GIW (seção 2.3.2), NGIW (seção 2.3.2), DGIW (seção 2.3.3);

Em comparação com filtros clássicos como média e mediana, os filtros com abordagem de preservação de bordas apresentados na seção 2.3, possibilitaram melhor preservação dos sulcos plantares. Ainda assim, algumas modificações foram implementadas visando obter melhores resultados como descrito nas subseções.

Devido à relativa complexidade, sob a ótica do usuário, no ajuste dos filtros, preferiu-se a redução das opções de filtros, disponibilizando somente aqueles que obtiveram os melhores resultados nos experimentos previamente realizados. Neste caso, foram

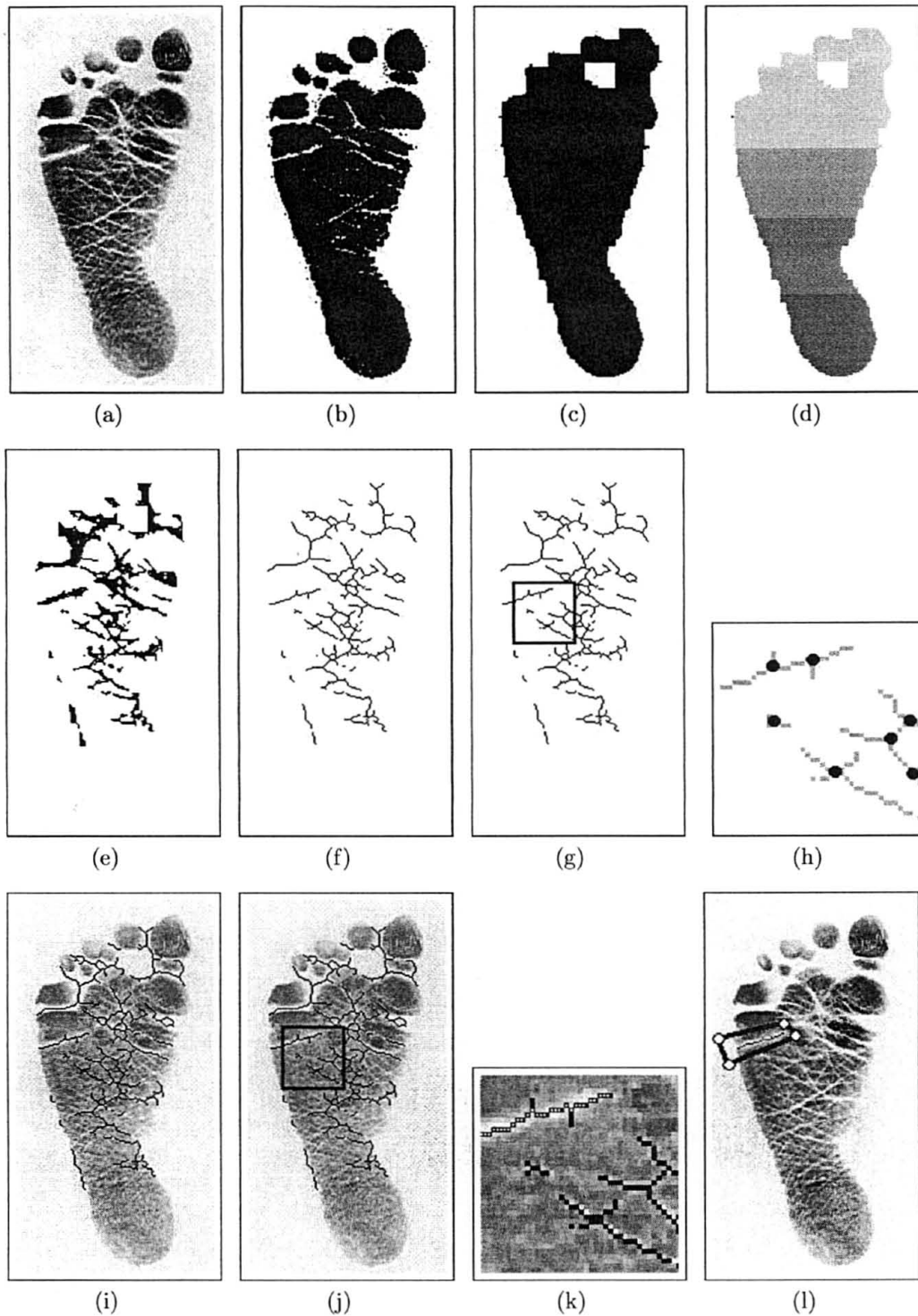


Figura 33: Imagem em diferentes etapas. (a) imagem inicial; (b) imagem binária (c) região de interesse (superfície plantar); (d) 4 áreas de interesses; (e) imagem dos sulcos (f) resultado do afinamento de (e); (g) área selecionada de (f); (h) imagem ampliada da área selecionada em (g); (i) imagem inicial sobreposta com (f); (j) área selecionada de (i); (k) imagem ampliada da área selecionada em (j), a linha pontilhada no canto superior esquerdo mostra uma possível seleção do usuário; (l) exemplo de polígono formado no modo de seleção atualmente utilizado

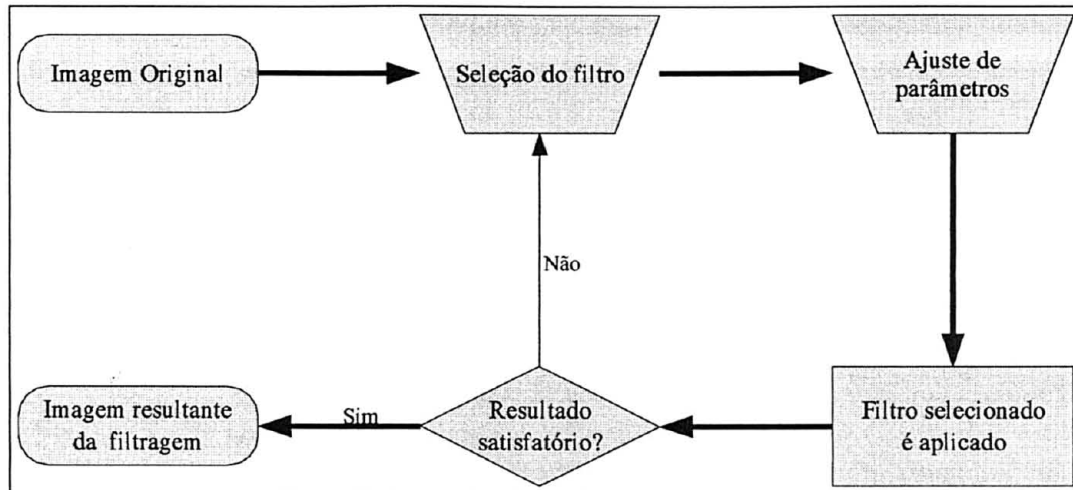


Figura 34: Diagrama do processo executado na etapa 2

escolhidos 3 filtros: o aperfeiçoamento da abordagem *SensiEdge* seção 6.2.1, o filtro NGIW, e um filtro que combina algumas características das abordagens *SensiEdge*, NGIW e DGIW.

Esta etapa permite ainda ajustes avançados dos parâmetros dos filtros, ficando a critério do usuário realizar tais modificações, como mostrado no diagrama da Figura 34. Também foram disponibilizados valores pré-ajustados para os parâmetros dos filtros, visando facilitar a operação do sistema.

6.2.1 Aperfeiçoamento da abordagem *SensiEdge*

O filtro *SensiEdge* original [Adelmann, 1999], apresentado na seção 2.3.1, tenta detectar uma borda e sua orientação em uma vizinhança local utilizando um limiar l_1 , sugerido pelo usuário, para determinar o que pode ser considerado uma borda. Então a suavização é realizada calculando-se a média dos *pixels* da borda detectada. Quando nenhuma borda é encontrada então a média é calculada utilizando-se os *pixels* da vizinhança cruzada.

Como apresentado anteriormente, na seção 2.2.2, a filtragem por mediana obtém melhores resultados na consolidação de regiões e na preservação de bordas quando comparada a filtragem por média, por este motivo optou-se pela modificação do filtro *SensiEdge* original, utilizando-se a filtragem por mediana dos *pixels* da borda encontrada, e não a filtragem por média.

O uso de um limiar único sugerido pelo usuário, para determinar em toda a imagem o que deve ser considerado borda ou não, pode não ser apropriado para as diferentes configurações de níveis de cinza existentes em diferentes subáreas da imagem. Assim, esta abordagem pode ser aperfeiçoada utilizando-se informações estatísticas locais, ou a informação de gradiente local, para determinar automaticamente o que pode ser considerado uma borda.

Então, utiliza-se como valor do limiar l_1 o desvio médio absoluto da vizinhança em

processamento. Após detectada a orientação, o filtro compara o valor médio dos *pixels* da borda detectada, com o valor médio dos *pixels* da borda perpendicular a borda detectada. A borda com maior valor médio é escolhida para cálculo da mediana, sendo que isto é efetuado a fim de melhorar o comportamento do filtro nos cantos, ou cruzamentos entre os sulcos presentes na imagem.

6.2.2 Modificações na abordagem DGIW

Como descrito na seção 2.3.3, o filtro DGIW considera como ótima a vizinhança que tem menor valor de variância σ_x^2 , sendo que esta medida de variação é calculada em função da média de cada vizinhança. Desta forma, o valor do *pixel* central não é considerado para selecionar a vizinhança ótima.

Esta abordagem pode ser interessante em imagens corrompidas por ruído impulsivo, entretanto, quando não é este o caso pode-se considerar uma modificação que usa o valor do *pixel* central na seleção da vizinhança ótima. Isto pode ser feito no cálculo das variâncias de cada vizinhança, que neste caso devem ser calculadas em função do valor do *pixel* central. Conseqüentemente, esta modificação propicia uma maior preservação de detalhes.

Como o novo valor do *pixel* central é substituído pelo resultado da filtragem da vizinhança ótima, e como apresentado na Figura 11 (pág. 20) as máscaras direcionais utilizadas para seleção da vizinhança ótima representam as vizinhanças, superior-esquerda, superior-direita, inferior-esquerda, inferior-direita e central; esta operação pode causar um efeito xadrez em subáreas da imagem.

Foi observado nos testes iniciais que este efeito xadrez é ainda mais realçado pela utilização do filtro NGIW como proposto originalmente em [Hung, 1997]. Por este motivo, outra modificação sugerida é utilizar a filtragem por mediana que minimiza a ocorrência do efeito xadrez, entretanto o uso da mediana não é tão apropriado para preservação de características mais finas quanto o filtro NGIW; deve-se considerar estas propriedades na escolha do filtro que será utilizado para uma dada aplicação.

6.2.3 Filtragem FootScan - União das abordagens DGIW, NGIW e *SensiEdge*

A técnica para redução de ruídos apresentada nesta seção foi desenvolvida visando superar os resultados obtidos com os filtros com preservação de bordas estudados. A abordagem consiste na verificação de valores estatísticos da subárea sendo processada e então a filtragem é realizada de acordo com esta verificação. Para isso os seguintes passos são realizados:

Passo 1 Se o desvio médio da subárea sa_1 , delimitada por uma janela 5×5 , sendo processada, tem valor maior que um limiar l_1 , então passo 2, senão passo 5;

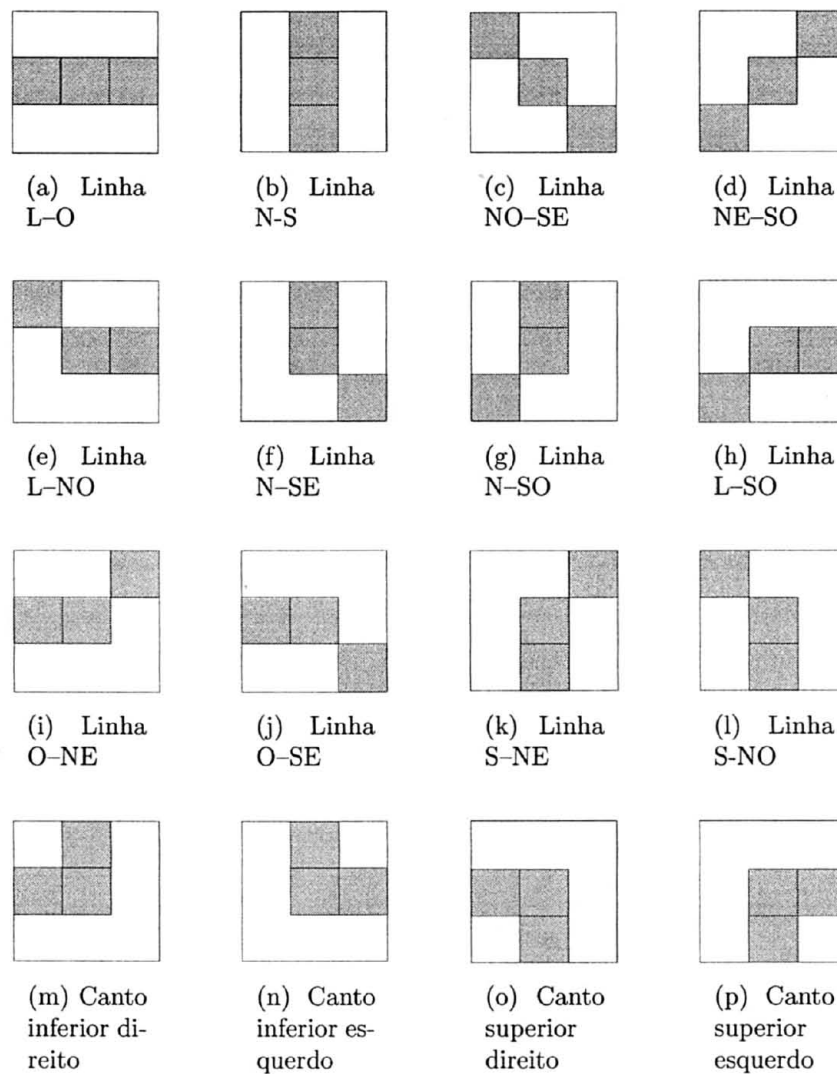


Figura 35: Máscaras utilizadas para detecção e filtragem

Passo 2 Usando a subárea a_1 verificar: se a variância da janela j_1 3×3 central interna, tem valor maior que um limiar l_2 , passo 3, senão passo 4;

Passo 3 Verificar, usando as máscaras apresentadas na Figura 35, quais *pixels* apresentam menor variância com relação ao valor do *pixel* central P_c da janela j_1 . Então o novo valor para P_c é a mediana dos *pixels* da máscara selecionada, e o processamento desta subárea é concluído.

Passo 4 Quando a variância da janela j_1 é menor que l_2 o filtro NGIW é aplicado com a janela j_1 para determinar o novo valor para P_c ;

Passo 5 Quando o desvio médio da subárea sa_1 é menor do que l_1 , o novo valor para P_c é o resultado do filtro DGIW com as modificações sugeridas na seção 6.2.2, utilizando uma subárea sa_2 delimitada por uma janela 9×9 .

Os valores utilizados para ajustar os limiares l_1 e l_2 foram escolhidos empiricamente, durante os testes iniciais, oferecendo bons resultados com 10 e 250 respectivamente.

6.3 Etapa 3 - Detecção de sulcos

Para detectar os sulcos plantares foi implementada uma técnica de crescimento de regiões, ilustrada no diagrama da Figura 36 que utiliza a limiarização local sugerida em [Niblack, 1986], e informações estatísticas, de cada região, atualizadas a cada ciclo de crescimento.

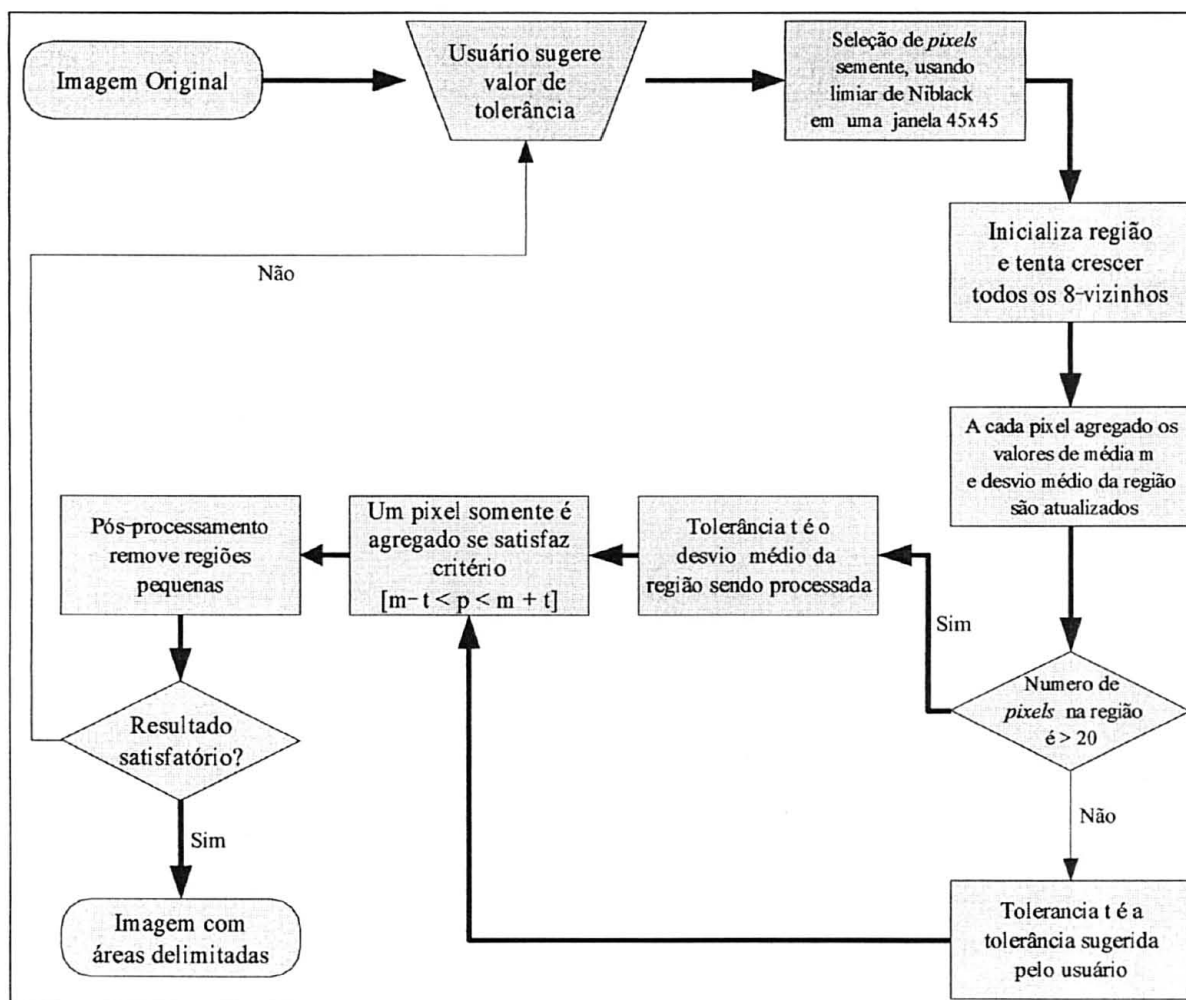


Figura 36: Diagrama do processo executado na etapa 3

Inicialmente, verifica-se se um *pixel* pode ser uma semente de uma região de um sulco plantar. Isto é efetuado, em todos os *pixels* não rotulados, comparando-se o valor do *pixel* atual com o valor de limiar de Niblack l_2 , que é calculado em uma janela $N \times N$. Nos testes iniciais valores para N variando de 35 a 45 mostraram-se efetivos. Se o valor do *pixel* é maior que l_2 , então ele pode ser uma semente s_1 de uma região de um sulco plantar. Então uma nova região é inicializada e começa o processo de crescimento para os 8-vizinhos do *pixel* s_1 .

Um *pixel* somente pode ser agregado a uma região quando satisfaz a um critério de homogeneidade, que consiste em ter seu valor p contido na faixa $[m - t < p < m + t]$, onde m é o valor médio da região, e t é um valor de tolerância. O valor de t depende do número de elementos na região. Se uma região tem menos que n elementos, então t é a tolerância sugerida pelo usuário, senão t é o desvio médio d da região. Nos testes realizados os melhores resultados foram obtidos com um número de elementos n na faixa $[5 < n < 25]$, sendo que um valor de n menor não foi suficiente para produzir um desvio médio razoável, e com um valor de n maior, o processo de crescimento tende a utilizar somente a tolerância sugerida pelo usuário.

A imagem dos sulcos detectados, 33(e), é mostrada ao usuário para confirmação ou ajuste dos parâmetros de detecção. Após a confirmação do usuário a imagem obtida é processada com um algoritmo de afinamento morfológico sugerido em [Bellon e Silva, 2002], que usa a transformada de distância e elementos estruturantes da Morfologia Matemática, para extrair o esqueleto, mostrado na Figura 33(f), das regiões dos sulcos plantares.

Encontrando-se as bifurcações ou cruzamentos, como mostra a Figura 33(h), das linhas presentes no esqueleto, Figura 33(f), podem ser definidos um conjunto de vértices v , e um conjunto de segmentos de linha l . A Figura 33(h) é a ampliação da área selecionada na Figura 33(g), onde alguns vértices estão marcados com pontos pretos, e os segmentos de linha com cinza. Os conjuntos v e l são informações importantes para controlar a seleção das linhas na próxima etapa.

6.4 Etapa 4 - Medidas de imagem

Como mostrado na seção 1.2 diversas informações são requeridas para a análise da imagem da superfície planar, tais como: contagem e porcentagem do pregueamento; comprimento, largura e localização dos sulcos e pregas mais expressivos; e comprimento e largura do pé. Uma vez que se tenha identificado as regiões de interesse obter essas informações é uma tarefa simples.

Como foi padronizado o uso de um valor fixo de 200 pontos por polegada (ppp) para a resolução na operação do dispositivo de aquisição, as medidas fornecidas ao usuário podem ser diretamente mapeadas usando esta informação pré-determinada.

Nesta etapa algumas medidas são automaticamente calculadas e apresentadas ao usuário, tais como: medidas relativas a superfície plantar (comprimento, largura, área), e medidas relativas as 4 regiões, Figura 33(d), (área e porcentagem de pregueamento), ficando a critério do usuário verificar se as medidas obtidas são coerentes com a imagem em questão e com as informações estatísticas das medidas disponíveis no banco de dados. Após confirmadas, as medidas são incluídas no banco de dados.

Inicialmente era mostrado ao usuário a imagem inicial, Figura 33(a), sobreposta com a imagem do esqueleto das regiões dos sulcos plantares, Figura 33(f), como mostra a Figura 33(i), e era permitida a seleção dos sulcos a serem medidos. A ferramenta permitia a

seleção das linhas quando o ponteiro do *mouse* estava sobre um segmento l_i , delimitado por seus vértices v_i . O usuário podia compor um determinado sulco, selecionando vários segmentos de linha l_i , como pode ser visto no canto superior esquerdo da Figura 33(k), onde 3 (três) segmentos de linha estão selecionados e foram marcados com pontos brancos para melhor visualização.

Entretanto, para facilitar o uso da ferramenta uma sugestão do usuário foi adotada com relação ao modo de seleção de sulcos a serem medidos, como apresentado em [Severich *et al.*, 2002a]. Com esta modificação a ferramenta permite a seleção de sulcos pela delimitação de um polígono que envolva os sulcos que devem ser medidos, como mostra a Figura 33(l). Esta delimitação é realizada pelo usuário pela operação do *mouse*.

Quando o usuário termina a seleção, o sistema calcula as medidas relacionadas ao sulco, definido no arranjo dos segmentos de linha selecionados. Este processo deve ser realizado para todos os sulcos mais significativos desejados.

As medidas relativas a cada sulco, são calculadas como segue:

- Comprimento: O comprimento é obtido pela contagem dos *pixels* ao longo das linhas selecionadas;
- Largura: é calculada durante a contagem dos *pixels*, sendo baseada em uma amostragem de *pixels* da linha. Os valores utilizados no cálculo da largura do sulco são os valores calculados na transformada de distância obtida no algoritmo de afinamento. Os sulcos mais aparentes e profundos, apresentam um maior valor de largura;
- Orientação: é calculada com referência aos eixos X,Y ajustados ao canto esquerdo inferior da imagem.

6.5 Considerações

Esta ferramenta foi implementada fazendo uso do ambiente Borland C++ Builder, que permitiu desenvolvimento rápido por oferecer diversos componentes visuais para interface com usuário, bem como componentes de acesso à base de dados. A linguagem C++ foi escolhida por ter orientação a objetos, o que facilita a manutenção do sistema, e por ser amplamente utilizada.

O ambiente Borland C++ Builder esta disponível para plataformas que usam o sistema operacional Windows, e sob o nome de Kylix para plataformas que usam o sistema operacional GNU/Linux. Isto favorece o porte para este tipo de plataforma, que vem sendo amplamente adotada.

A ferramenta não foi desenvolvida sob criteriosa avaliação da interface humano-computador, entretanto oferece uma operação intuitiva para o usuário.

Uma limitação da ferramenta é não interagir diretamente com um dispositivo de aquisição qualquer, o que permitiria ajustes como, maior contraste e menor intensidade de brilho, no momento da aquisição. Esta limitação, é conseqüente de vários fatores, como segue:

- Necessidade de ser uma plataforma aberta, ou seja, que possa ser portada e utilizada em vários ambientes computacionais;
- Um ambiente computacional poderá ter um dispositivo de aquisição diferente do previsto na ferramenta de aquisição;
- A interação com dispositivos de aquisição depende da disponibilidade de uma biblioteca de funções de acesso a esse dispositivo;
- Tempo de desenvolvimento de uma biblioteca genérica de funções de acesso a diferentes dispositivos.

Como discutido na seção 2, a aquisição de imagens, é uma etapa onde qualquer otimização é refletida diretamente no sucesso de um sistema de análise de imagens.

Capítulo 7

Resultados experimentais

Como na literatura atual, não foi encontrado nenhum trabalho que realize a análise de imagens da superfície plantar, uma comparação não pôde ser realizada. Entretanto, uma avaliação visual pode ser verificada nesta seção.

Como exposto na seção 6, esta ferramenta foi desenvolvida para análise de imagens sob supervisão do usuário/especialista, entretanto como experimento quantitativo, foram processadas, sem supervisão do usuário, 186 imagens da superfície plantar, visando verificar o comportamento da ferramenta na realização das diferentes tarefas.

As imagens estão contidas em uma base de dados com 186 registros de recém-nascidos que foi disponibilizada pela disciplina de Neonatologia do Departamento de Pediatra da Universidade Federal do Paraná. As tabelas disponíveis na base de dados possuem para cada registro mais de 200 atributos que representam informações como:

- **Medidas:** peso, comprimento do pé medido pelo especialista, e quando realizados: parâmetros da biometria fetal e parâmetros do índice de escore dos métodos para avaliação da idade gestacional.
- **Idade gestacional:** 10 campos estão disponíveis para armazenamento da idade gestacional estimada por diferentes métodos como: PARKIN, CAPURRO, BALLARD, DUBOWITZ, Ecografia Obstétrica.
- **Médicas:** informações sobre a gestação, histórico de doenças, índices de APGAR, procedimentos realizados.
- **Textuais:** nome e número de registro do recém-nascido e da mãe no Hospital de Clínicas, data e tempo da internação, idade da mãe.
- **Pictóricas:** embora isto não tenha sido observado na realização do experimento, para cada registro podem existir diversas imagens, bem como os campos disponíveis para inserção de suas características, obtidas na análise de imagens, tais como: comprimento e largura do pé, área, área ocupada no menor retângulo envolvente,

percentual de preechamento, comprimento e largura dos sulcos selecionados pelo especialista;

Os 186 registros foram classificados e agrupados por idade gestacional obtida pelo método de PARKIN, já que este era o único valor de idade gestacional disponível para todos os registros. Assim, as Tabelas apresentadas na pág. 70 sumarizam os experimentos realizados, apresentando os valores médios para cada grupo de registros de mesma idade gestacional disponível na base de dados.

As colunas da Tabela 7.1 representam:

- Valores obtidos pelo especialista:
 - PRK: idade gestacional de PARKIN;
 - BLL: idade gestacional de BALLARD;
 - IGE: idade gestacional ecográfica;
 - Peso: peso em gramas ao nascimento;
 - CoES: comprimento do pé;
- Valores obtidos pela ferramenta:
 - CoFS: comprimento do pé;
 - CoPL: comprimento da planta do pé, ou seja sem considerar os dedos;
 - Larg: largura do pé;
 - PerPe: perímetro do pé;
 - ArePe: área do pé;
 - %MRE: percentual de ocupação no menor retângulo envolvente;
 - PPE: percentual de preechamento do pé;
 - PP1: percentual de preechamento área 1;
 - PP2: percentual de preechamento área 2;
 - PP3: percentual de preechamento área 3;
 - PP4: percentual de preechamento área 4;

As colunas da Tabela 7.2 representam:

- Valores obtidos pelo especialista: já comentados para a Tabela 7.1, foram repetidos para facilitar a visualização;
- Valores obtidos pela ferramenta:
 - LA1: largura da área 1 no menor retângulo envolvente;

-
- AA1: área da área 1;
 - %AO1: percentual de ocupação da área 1 no menor retângulo envolvente;
 - LA2: largura da área 2 no menor retângulo envolvente;
 - AA2: área da área 2;
 - %AO2: percentual de ocupação da área 2 no menor retângulo envolvente;
 - LA3: largura da área 3 no menor retângulo envolvente;
 - AA3: área da área 3;
 - %AO3: percentual de ocupação da área 3 no menor retângulo envolvente;
 - LA4: largura da área 4 no menor retângulo envolvente;
 - AA4: área da área 4;
 - %AO4: percentual de ocupação da área 4 no menor retângulo envolvente;

O tempo de processamento é proporcional ao tamanho da imagem, e neste experimento variou de 8 à 30 segundos, com uma média de 21 segundos por imagem. O experimento foi realizado em um computador pessoal equipado com 1 processador Pentium-4 1.7 GHz e memória de 256 MB.

Alguns exemplos de resultados obtidos em cada etapa são mostrados nas próximas seções.

Tabela 7.1: Valores obtidos pelo especialista × ferramenta

PRK	BLL	IGE	Peso	CoES	CoPL	×	CoFS	Larg	PerPe	ArePe	%MRE	PPE	PP1	PP2	PP3	PP4
27	13,55	27,00	708	4,65	3,95	×	4,67	1,94	13,84	5,79	62,91	11,82	43,55	6,94	5,12	1,76
30	32,77	40,20	2015	6,70	5,47	×	6,79	3,19	21,87	13,16	58,71	9,98	13,79	9,25	9,27	5,40
33	31,14	30,26	1344	5,70	4,68	×	5,72	2,51	18,39	8,97	61,40	10,17	21,56	6,85	3,05	3,90
34,5	33,06	33,00	2963	6,41	5,44	×	6,31	2,92	21,24	11,23	60,13	7,14	11,46	5,94	5,21	4,62
36	35,26	34,27	1879	6,36	5,31	×	6,47	2,96	19,88	12,20	63,91	9,54	14,97	6,96	6,93	6,33
37	0,00	36,79	2411	6,94	5,83	×	7,02	3,31	23,08	14,41	62,13	8,94	14,64	6,99	6,74	5,54
38,5	0,00	37,71	2813	7,34	6,20	×	7,31	3,48	24,83	15,22	59,92	8,43	12,79	6,85	6,81	5,61
39,5	0,00	38,50	3106	7,42	6,30	×	7,47	3,50	25,08	15,67	59,73	9,60	13,83	7,95	8,75	5,57
40	0,00	39,24	3271	7,46	6,32	×	7,53	3,63	25,75	15,84	57,73	10,27	14,78	8,41	9,18	6,85
41	0,00	39,62	3351	7,56	6,45	×	7,66	3,63	25,34	16,47	59,43	10,04	13,91	8,32	9,96	6,05
41,5	0,00	39,87	3202	7,78	6,78	×	7,94	3,74	25,96	17,80	59,99	9,89	13,33	8,75	8,72	6,24
Média	29,15	37,36	2907	7,23	6,13	×	7,28	3,43	24,31	15,08	59,91	9,47	14,37	7,70	8,07	5,77

Tabela 7.2: Valores obtidos pelo especialista × ferramenta

PRK	BLL	IGE	Peso	CoES	×	LA1	AA1	%AO1	LA2	AA2	%AO2	LA3	AA3	%AO3	LA4	AA4	%AO4
27	13,55	27,00	708	4,65	×	1,88	1,03	58,58	1,88	1,70	90,26	1,59	1,31	83,10	1,33	1,74	73,67
30	32,77	40,20	2015	6,70	×	3,16	4,40	64,67	2,72	3,63	89,54	2,06	2,61	85,20	1,84	2,52	71,99
33	31,14	30,26	1344	5,70	×	2,46	2,89	67,65	2,31	2,47	87,80	1,73	1,72	80,21	1,57	1,89	74,71
34,5	33,06	33,00	2963	6,41	×	2,72	2,80	57,06	2,64	2,98	85,57	2,08	2,46	85,55	1,93	3,00	74,84
36	35,26	34,27	1879	6,36	×	2,92	4,21	70,76	2,69	3,21	87,73	2,09	2,40	84,31	1,87	2,38	73,13
37	0,00	36,79	2411	6,94	×	3,28	4,64	63,67	3,04	4,02	89,75	2,40	3,03	85,24	2,00	2,72	72,59
38,5	0,00	37,71	2813	7,34	×	3,45	4,81	62,08	3,10	4,28	89,64	2,46	3,21	84,88	2,06	2,92	70,62
39,5	0,00	38,50	3106	7,42	×	3,46	5,09	63,15	3,12	4,40	89,48	2,46	3,20	82,07	2,03	2,98	72,54
40	0,00	39,24	3271	7,46	×	3,59	5,16	60,52	3,20	4,49	87,99	2,47	3,25	82,73	2,05	2,94	70,59
41	0,00	39,62	3351	7,56	×	3,60	5,56	63,57	3,17	4,52	88,64	2,49	3,37	83,94	2,08	3,02	72,20
41,5	0,00	39,87	3202	7,78	×	3,67	6,34	65,20	3,19	4,68	88,22	2,52	3,67	87,21	2,37	3,11	68,27
Média	29,15	37,36	2907	7,23	×	3,39	4,90	62,94	3,05	4,19	88,88	2,40	3,11	83,68	2,02	2,88	71,86

7.1 Extração das regiões de interesse

Como comentado na seção 3.3, o método de seleção automática de limiar proposto em [Otsu, 1979] supõe um histograma bimodal para determinar o limiar que melhor separe as duas classes de *pixels*. Entretanto, não foi observado em imagens da superfície plantar a ocorrência predominante de histogramas bimodais, como mostram alguns exemplos na Figura 38.

Por este motivo, os resultados obtidos com o limiar de Otsu não foram satisfatórios, e o limiar desenvolvido para o método FootScan foi adotado, já que para a tarefa de separação do objeto de interesse do fundo da imagem propiciou melhores resultados como mostram os exemplos da Figura 37.

Como a operação de rotação gera o efeito de serrilhado, que corrompe detalhes da imagem, a correção de orientação da imagem somente é realizada para esta etapa, sendo um passo de preparação para encontrar o menor retângulo envolvente da superfície plantar. Os exemplos da Figura 39, mostram que a correção da orientação foi aplicada com sucesso.

As medidas de comprimento e largura da superfície plantar são obtidas a partir do menor retângulo envolvente, e como pode ser verificado na Tabela 7.1 o comprimento obtido pela ferramenta é coerente com o comprimento obtido pelo especialista.

O fechamento morfológico é realizado com a imagem binária, e nesta ferramenta seu único parâmetro é o número de iterações, que neste experimento foi fixado em 13, já que essa quantidade foi suficiente para as imagens utilizadas nos testes iniciais.

Somente 5 imagens da base de dados não foram fechadas corretamente, ou seja, ainda havia presença de buracos. Isto ocorreu mais por um erro na seleção do limiar para gerar a imagem binária do que por uma consequência do processo de fechamento. Somente 1 das 5 imagens com fechamento falho, apresentou uma ramificação não existente no contorno da superfície plantar, decorrente da presença de ruídos/mancha fora da área da superfície plantar.

A divisão em 4 áreas é realizada com base nos limites entre as áreas calculados automaticamente pela ferramenta. Ocorre que o cálculo é realizado em função do comprimento da superfície plantar, e sofre influência do comprimento dos dedos.

Pôde-se observar nos resultados que em alguns casos esta influência é mais evidente, como mostra a Figura 40(a), e que esta divisão seria melhor realizada se os dedos não fossem considerados no cálculo dos limites. Entretanto, esta observação não foi percebida no desenvolvimento do trabalho.

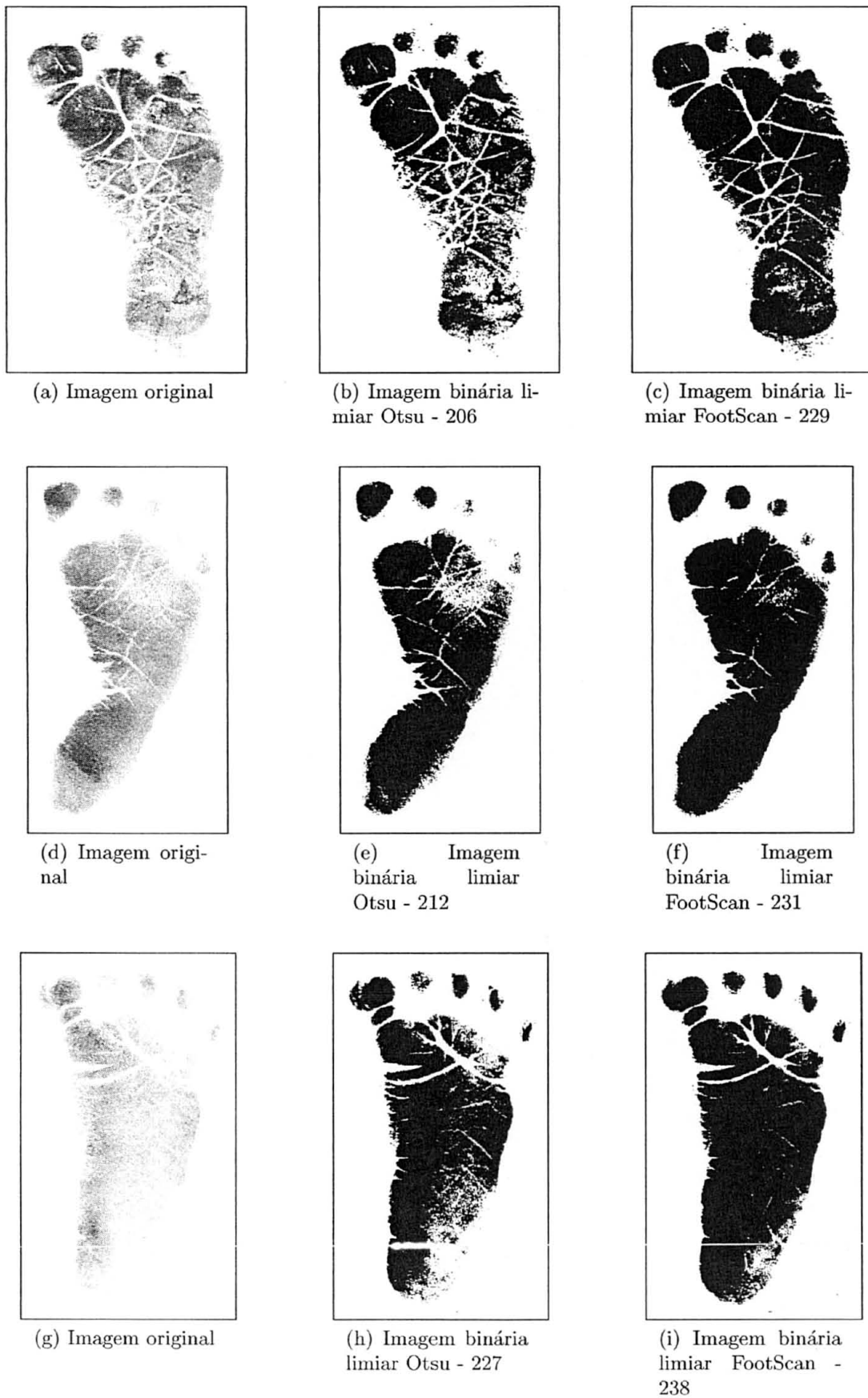
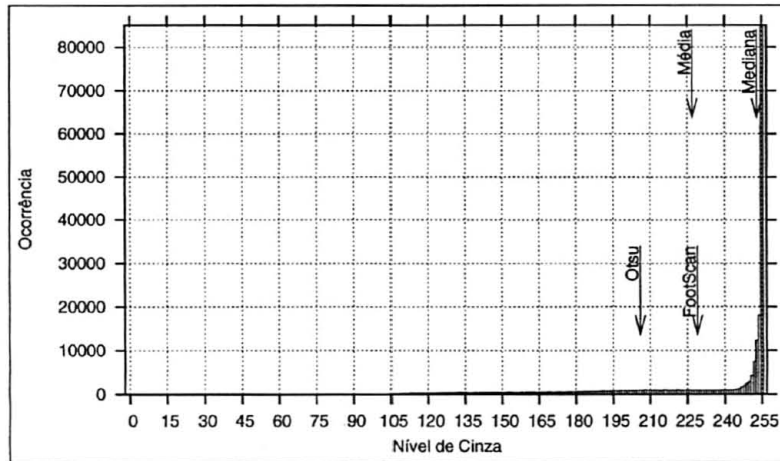
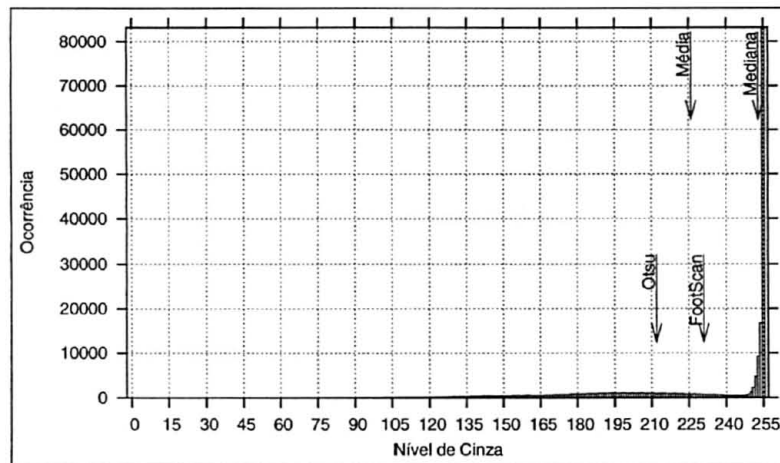


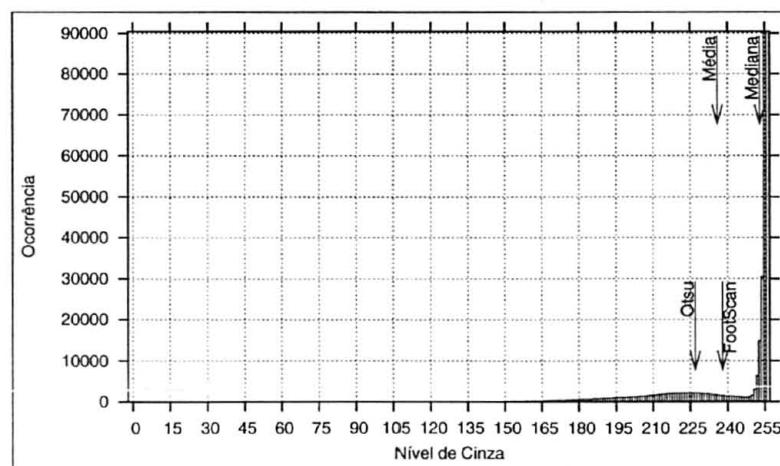
Figura 37: Limiarização global da superfície plantar



(a) Histograma da Figura 37(a)



(b) Histograma da Figura 37(d)



(c) Histograma da Figura 37(g)

Figura 38: Histogramas de imagens da superfície plantar

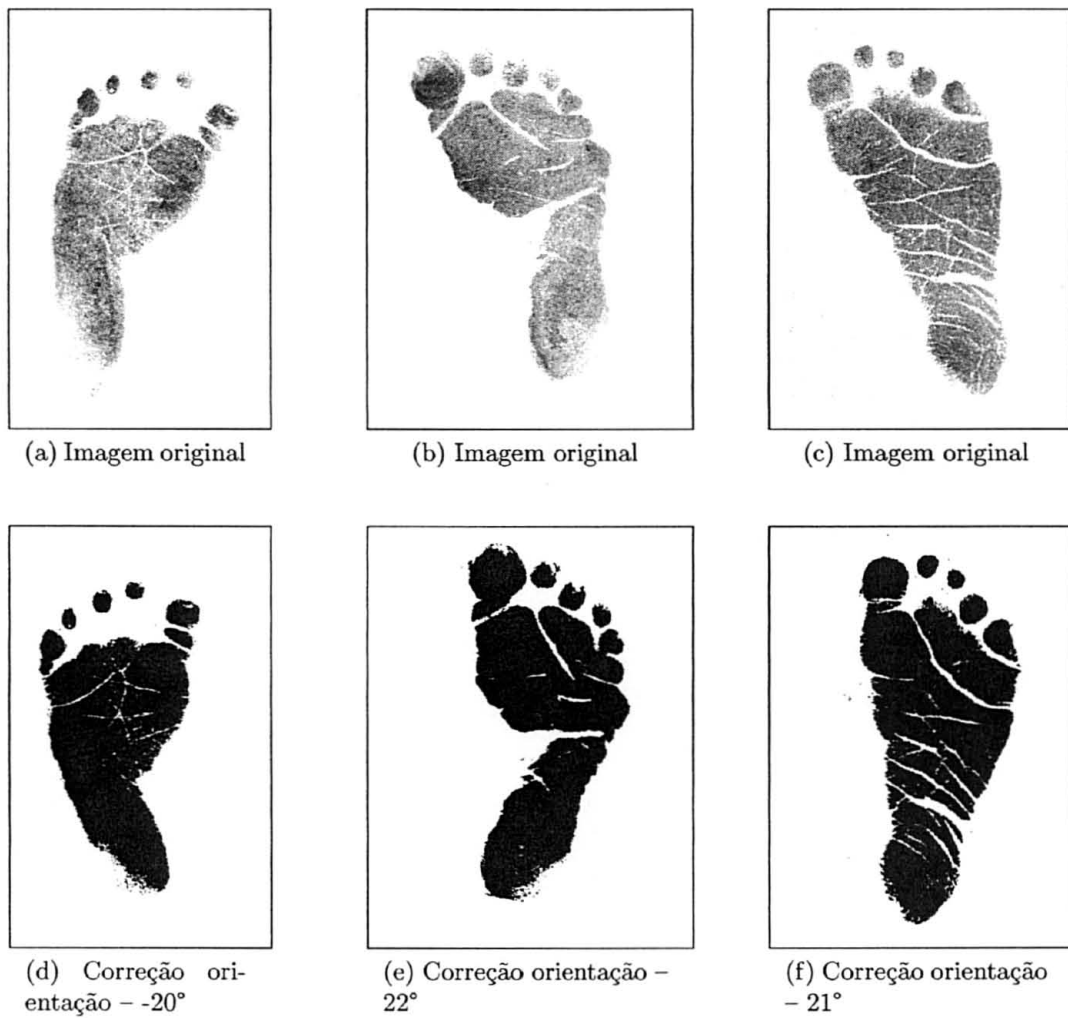


Figura 39: Correção da orientação da superfície plantar

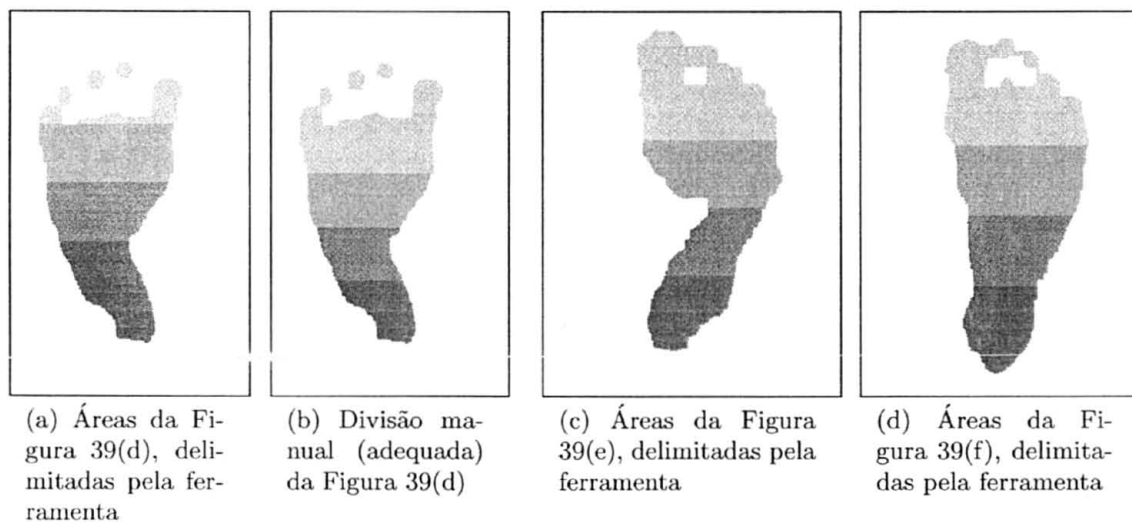


Figura 40: Divisão da superfície plantar em 4 áreas

7.2 Redução de ruídos

Como já comentado, durante os testes iniciais, as técnicas de filtragem com preservação de bordas, descritas na seção 2.3, forneceram melhores resultados que os filtros espaciais clássicos como média e mediana em comparações visuais.

Dentre os filtros inicialmente testados, o que obteve a melhor relação entre redução de ruídos e preservação de bordas de uma imagem foi o filtro NGIW, como pôde-se verificar na Figura 12 (pág. 21). Por este motivo o filtro NGIW foi escolhido para comparação visual com o filtro FootScan.

Como se verifica na Figura 41, em algumas configurações presentes em imagens da superfície plantar o filtro NGIW pode gerar o efeito de borramento, isto é observado nas linhas mais finas, e terminações de linhas.

Para efeito de comparação, como o filtro NGIW foi aplicado com 3 iterações, inicialmente o filtro FootScan também foi aplicado com 3 iterações, entretanto observou-se que 2 iterações já eram suficientes para obter redução de ruídos satisfatória. É importante ressaltar que quando executado com mais iterações, o Filtro FootScan não alterou seu comportamento quanto à preservação dos detalhes acima destacados.

7.3 Detecção de sulcos

Como descrito na seção 6.3, a técnica de detecção de sulcos recebe como parâmetro inicial uma tolerância sugerida pelo usuário. Os valores de tolerância utilizados para realização deste experimento foram calculados em função do desvio médio da superfície plantar, portanto não eram baseados no julgamento visual do usuário.

Esta abordagem escolhida para cálculo de valor de tolerância, mostrou-se inadequada para a detecção de sulcos, como pode-se verificar nas imagens da Figura 42.

Os resultados obtidos nesta etapa do experimento, comprovam a observação inicial da grande variabilidade das imagens da superfície plantar. Nota-se na Figura 42(h) que a ferramenta detectou erroneamente algumas regiões da imagem como linhas.

7.4 Considerações

Durante o desenvolvimento deste trabalho, e com os resultados obtidos no experimento, pode-se constatar que há uma grande variação nas configurações de impressões plantares, causada por diferentes fatores como: tamanho, forma, quantidade de tinta, habilidade na aplicação da técnica para obtenção da impressão plantar, presença e forma de sulcos.

Além disso, como o Método de FootScan ainda está sendo desenvolvido, não se sabe exatamente qual característica da impressão plantar é realmente significativa, ou quanto se deve investir na extração de cada característica.

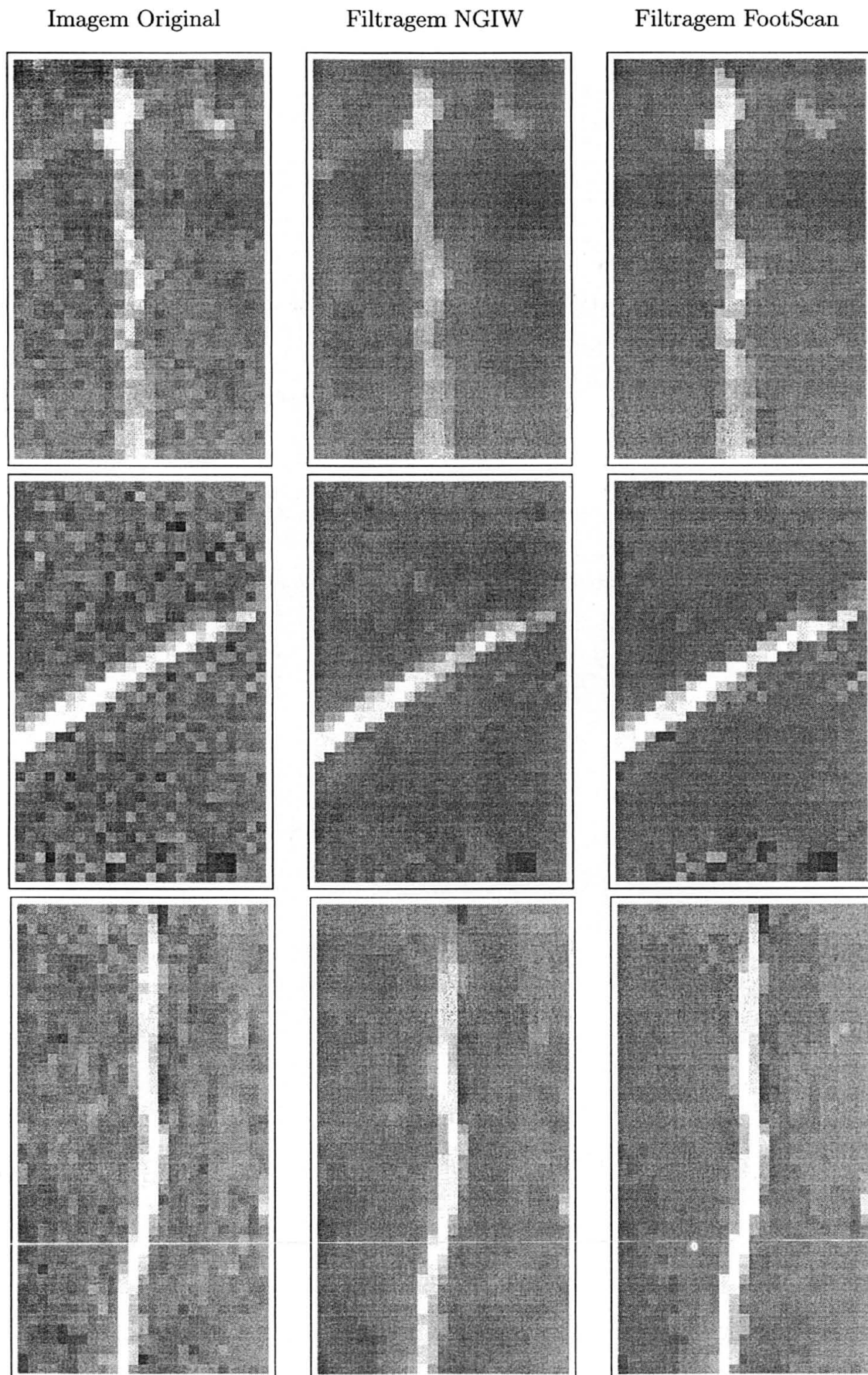


Figura 41: Filtragem com preservação de bordas: filtro NGIW aplicado com máscara 3×3 e 3 iterações, filtro desenvolvido para o sistema FootScan aplicado com 2 iterações

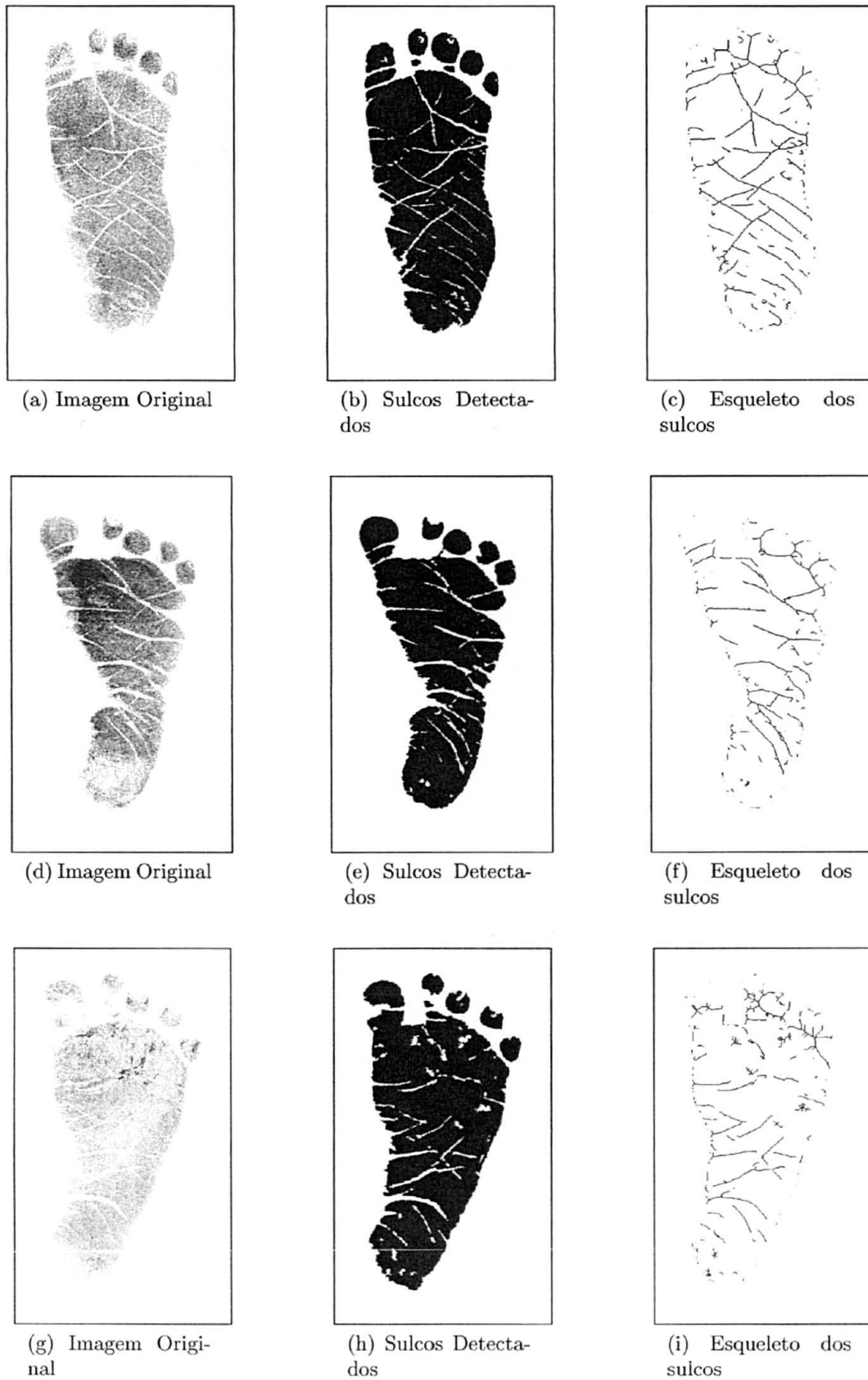


Figura 42: Detecção de sulcos e afinamento em imagens da superfície plantar

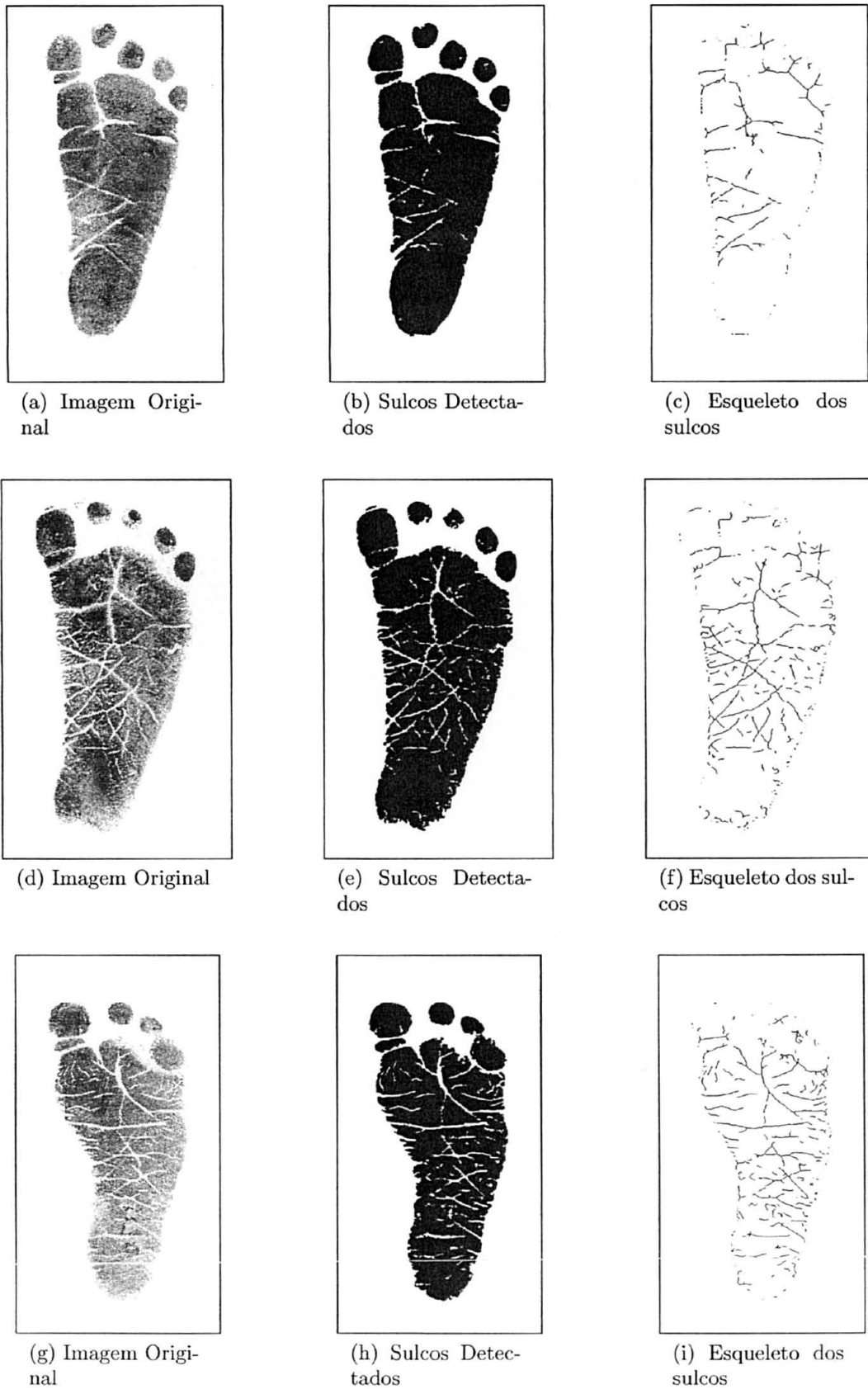


Figura 43: Detecção de sulcos e afinamento em imagens da superfície plantar

Neste contexto, foi atribuída ao usuário a tarefa de ajuste dos parâmetros para processamento de cada etapa a fim de obter melhores resultados. Entretanto, pode-se verificar nos resultados experimentais que a ferramenta conseguiu estabelecer com boa precisão valores iniciais para algumas tarefas como:

- **Limiarização Global:** processamento realizado como pré-requisito para a detecção da orientação provável da superfície plantar, e para delimitação do contorno da superfície plantar. Para estes objetivos, o método para seleção automática de limiar utilizado na ferramenta, descrito na seção 6.1, teve maior precisão que o método para seleção de limiar de Otsu visto na seção 3.3
- **Orientação:** considerando que a orientação detectada é referente ao eixo maior da impressão plantar, observou-se que nas situações onde o eixo maior forma menor ângulo em relação ao eixo y , que é o caso em todas as imagens disponíveis na base de dados, a ferramenta corrigiu com precisão as diferenças encontradas, tornando o eixo maior paralelo ao eixo y . Entretanto em situações especiais, onde o eixo maior da impressão plantar forma menor ângulo em relação ao eixo x , a correção não teve êxito.
- **Redução de ruídos:** esta tarefa deve reduzir ruídos/manchas presentes na imagem, preservando os detalhes dos sulcos. Por este motivo, o método descrito na seção 6.2.3, que estima automaticamente a presença de bordas, foi escolhido para realização do experimento, sendo que o único parâmetro a ser ajustado neste filtro é o número de iterações, que foi pré-determinado empiricamente e fixado em 2, apresentando resultados satisfatórios para a maioria das imagens processadas.
- **Medidas do pé e de áreas:** medidas como comprimento, largura, área, área ocupada no menor retângulo envolvente, e percentual de pregueamento, são obtidas com precisão. Esta tarefa é realizada automaticamente mesmo quando há supervisão do usuário/especialista.
- **Afinamento dos sulcos:** esta tarefa também é realizada automaticamente, mesmo quando há supervisão do usuário/especialista, e como já comentado obtém resultados satisfatórios.

Contudo, a interação com o usuário ainda é necessária, já que:

- **Detecção de sulcos:** não obteve bons resultados usando o valor de tolerância determinado automaticamente, face a grande variação nas configurações de impressões plantares;
- **Medidas de sulcos:** como ainda não há uma definição exata de quais características são realmente significativas, ou quais sulcos devem ser medidos, não há como estabelecer medidas automáticas nesta etapa. Entretanto, estas medidas são

obtidas de forma semi-automática, onde cabe ao usuário/especialista especificar a região da qual deseja extrair medidas sobre os sulcos, como comprimento e largura.

A integração do protótipo do sistema FootScan [Gorga, 2002], e da ferramenta de processamento de imagens foi disponibilizada a menos de 1 mês e o uso em conjunto ainda está sendo avaliado pela disciplina de Neonatologia do Departamento de Pediatria da Universidade Federal do Paraná. Ajustes estão sendo feitos ou para obter resultados mais apropriados, ou para melhorar a interface humano-computador.

Mesmo assim, com o uso do sistema e com os resultados deste experimento a Equipe de Neonatologia conseguiu obter algumas conclusões, como segue:

- Através de regressão múltipla as variáveis que se correlacionam com a idade gestacional são: CoPL, LA1, AA4, LA3, ArePe, AA1. Onde LA1, CoPL e AA4 explicam 51% da idade gestacional, a inclusão de LA3 aumenta este índice para 52%, a ArePe para 54% e AA1 para 55%. Ou seja, estas variáveis explicam 55% da variabilidade da idade gestacional.
- Dividindo os recém-nascidos¹ (RNs) em RNs prematuros extremos, prematuros e a termo, e fazendo análise discriminante, as variáveis CoPL, ArePe, LA1 e PP4 identificam 50% dos RN prematuros, 96% dos RN a termo e 66% dos RN extremamente prematuros.
- Considerando que esta amostra é preliminar e que a população de RN prematuros é muito menor que a de termo. Se a regressão múltipla for realizada excluindo-se os RNs a termo os resultados são mais significativos, onde: o somente CoPL explica 76% da variabilidade da idade gestacional. Na análise discriminante considerando somente os prematuros a variável de maior peso é o CoPL identificando 97% dos recém-nascidos prematuros e 66% dos recém-nascidos grandes prematuros.

Esta análise foi realizada usando somente os 186 registros disponíveis na base e serve apenas como um exemplo do que e como podem ser encontradas características relevantes para esta aplicação. Como há aproximadamente 2.300 recém-nascidos no Hospital de Clínicas anualmente, sendo que destes cerca de 600 são prematuros ou extramente prematuros, uma coleta sistemática de dados e impressões plantares, para esta população, vai possibilitar uma análise estatística mais representativa.

É válido ressaltar que a Equipe de Neonatologia concluiu que outras informações, como peso, podem ser utilizadas para tornar o método mais robusto.

1

Recém-nascidos a termo - aqueles com idade gestacional > 37 semanas;
Recém-nascidos pós-termo - aqueles com idade gestacional \geq 42 semanas;
Recém-nascidos prematuros - aqueles com idade gestacional \leq 37 semanas;
Recém-nascidos extremamente prematuros - aqueles com idade gestacional \leq 28 semanas

Capítulo 8

Conclusão

Este trabalho apresentou uma ferramenta que viabiliza o processamento de imagens no Sistema FootScan. Esta ferramenta foi desenvolvida fazendo uso de técnicas específicas para cada tipo de problema encontrado durante os testes iniciais com as imagens da superfície plantar.

O trabalho se justifica pela importância da idade gestacional, bem como sua determinação as quais foram brevemente discutidas, verificando-se a necessidade de um método não invasivo para se estimar a idade gestacional. Para obter esta estimativa, um novo método, que está sendo pesquisado em [Cat, 2001], está sendo proposto e faz uso de diversas informações relativas à superfície plantar do recém-nascido.

A dificuldade na extração destas informações foi inicialmente apresentada, incluindo algumas tentativas de aquisição de imagem, e posteriormente foi discutida com maior aprofundamento, sendo abordada sob a ótica de processamento de imagens.

A fim de prover soluções para os problemas apontados, algumas técnicas clássicas de processamento de imagens como: equalização de histograma, filtragem por média e mediana, detecção de bordas, limiarização, crescimento de regiões e afinamento foram estudadas e introduzidas. Verificou-se então, a necessidade de técnicas mais apropriadas para o melhoramento de imagens da superfície plantar, que foram desenvolvidas e mostraram resultados satisfatórios.

As abordagens existentes para outras aplicações de Biometria como impressão digital e impressão palmar foram também consideradas, mas também não se mostraram apropriadas ao tipo de imagem/aplicação abordado neste trabalho.

Para se extrair as informações requeridas pelo Método FootScan foram estudadas as técnicas para extração e representação de características.

Para viabilizar a análise supervisionada da superfície plantar foi modelada uma seqüência de etapas, que provê ao usuário uma visão geral e estado atual dos processos envolvidos na análise, bem como possibilita diferentes ajustes das técnicas disponíveis na ferramenta de processamento de imagens.

Esta ferramenta se integra com o sistema computacional FootScan pelo uso de uma base de dados comum, que armazena as informações obtidas ao término da análise de

uma imagem. Esta integração entre um sistema de análise de imagens e um sistema de informática médica é recomendada a fim de evitar duplicações de sistemas e possibilitar um gerenciamento eficiente da informação.

Deve-se salientar que, esta proposta multidisciplinar de desenvolvimento de um sistema computacional para o Método FootScan, qualifica a pesquisa do Grupo Imago na Universidade Federal do Paraná, como mais um exemplo factível para que novas pesquisas multidisciplinares sejam realizadas.

Como principais contribuições destacam-se:

- Desenvolvimento de um filtro com preservação de bordas que propiciou melhor relação entre redução de ruídos e preservação de características da imagem da superfície plantar.
- A obtenção automática de medidas precisas da superfície plantar.
- O desenvolvimento da ferramenta e da seqüência de etapas envolvidas no processo de análise de imagem da superfície plantar.

8.1 Trabalhos futuros

Como a análise de imagens da superfície plantar é uma área de pesquisa ainda não explorada, diversas são as possibilidades para extensão da pesquisa, das quais destacam-se:

- Segmentação da superfície plantar: pode ser melhorada em duas etapas do processo;
 - Quanto à extração da região de interesse: desenvolver um segmentador que identifique somente a planta do pé, ou seja, que não inclua os dedos na região de interesse;
 - Quanto à detecção de sulcos: a medida que se tenha maior conhecimento sobre quando as características de um sulco o tornam realmente relevante, pode-se desenvolver um detector mais preciso e automático ou menos dependente de parâmetros sugeridos pelo usuário.
- Redução de ruídos: se o tipo de ruído que corrompe uma imagem ou subárea da imagem puder ser estimado, os parâmetros de filtragem podem ser melhor ajustados, para que uma redução mais efetiva possa ser realizada.
- Identificação de bebês: o motivo da obtenção da impressão plantar, realizada como rotina em maternidades do Brasil, é a identificação. Neste contexto, tornar a identificação digital seria uma extensão com grande utilidade, considerando que dispositivos digitais poderiam ser utilizados para aquisição de imagem, a qualidade de imagens disponíveis na base de dados aumentaria, o que teria reflexos positivos em qualquer pesquisa realizada.

- Mineração de dados: considerando-se que a idade gestacional esta relacionada a diversas informações, e que o relacionamento entre estas informações ainda não esta claro ou definido, técnicas de mineração de dados podem ser aplicadas com o objetivo de encontrar este conhecimento implícito, ou seja não aparente em uma análise inicial, identificando características relevantes bem como relacionamentos comuns em determinadas situações;
- Sistemas tutoriais: o uso das informações disponíveis na base, e o conhecimento dos especialistas podem guiar o desenvolvimento deste tipo de sistema que viabiliza o treinamento de novos especialistas;

Referências Bibliográficas

- [Adelmann, 1999] Adelmann, H. G. (1999). An edge-sensitive noise reduction algorithm for image processing. *Computers in Biology and Medicine*, 29:137–145.
- [Alexander *et al.*, 1992] Alexander, G. R., Caunes, F., Hulsey, T. C., Tompkins, M. E., e Allen, M. (1992). Validity of postnatal assesment of gestational age: A comparison of the method of ballard *et al.* and early ultrasonography. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 166:891–895.
- [Ashbaugh, 1991] Ashbaugh, D. R. (1991). Ridgeology: Modern evalutive friction ridge identification. *Foresinc Identification Support Section, Royal Canadian Mounted Police, Journal of Forensic Identification*, 41(1):16–64.
- [Ballard *et al.*, 1991] Ballard, J. L., Khoury, J. C., Wedig, K., Wang, B. L., e Lipp, R. (1991). New ballard score, expanded to include extremely premature infants. *The Journal of Pediatrics*, 199:417–423.
- [Bellon *et al.*, 2002] Bellon, O., Gorga, C., Severich, M., Cat, M., e Silva, L. (2002). Um sistema de recuperação de imagens para apoiar a determinação da idade gestacional de recém-nascidos. In *Anais do XXII Congresso da Sociedade Brasileira de Computação*, volume 3, páginas 193–202.
- [Bellon e Silva, 2002] Bellon, O. e Silva, L. (2002). New improvements on range image segmentation by edge detection. *IEEE Signal Processing Letters*, 9(2):43–45.
- [Boles e Chu, 1997] Boles, W. e Chu, S. (1997). Personal identification using images of the human palm. In *Proceedings of IEEE TENCON '97. IEEE Region 10 Annual Conference. Speech and Image Technologies for Computing and Telecommunications*, volume 1, páginas 295–298.
- [Bookstein, 1996] Bookstein, F. L. (1996). Shape and the information in medical images: A decade of the morphometric synthesis. In *Proceedings of IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis*, páginas 2–12.
- [Capurro *et al.*, 1978] Capurro, H., Konichezky, S., Fonseca, D., e Caldeyro-Barcia, R. (1978). A simplified method for diagnosis of gestational age in the newborn infant. *Journal of Pediatrics*, 93:120.

- [Caselles *et al.*, 1999] Caselles, V., Lisani, J.-L., Morel, J.-M., e Sapiro, G. (1999). Shape preserving local histogram modification. *IEEE Transactions On Image Processing*, 8(2):220–230.
- [Cat, 2001] Cat, M. N. L. (2001). *Foot Scan para Determinação da Idade Gestacional: Análise e Comparação com outros Métodos de Avaliação da Idade Gestacional*. Proposta de tese de doutorado, Universidade Federal do Paraná.
- [Celinski, 1998] Celinski, T. (1998). Métodos de agrupamento: Uma abordagem comparativa com aplicação em segmentação de imagens de profundidade. *Dissertação de Mestrado*, DInf-PPGInf, UFPR.
- [Celinski e Bellon, 1998] Celinski, T. e Bellon, O. (1998). Métodos de Agrupamento, Tutorial. In *XI Simpósio Brasileiro em Computação Gráfica e Processamento de Imagens*, Rio de Janeiro, RJ.
- [Chan *et al.*, 2001] Chan, T. F., Osher, S., e Shen, J. (2001). The digital tv filter and nonlinear denoising. *IEEE Transactions on Image Processing*, 10(2):231–241.
- [Constantine *et al.*, 1987] Constantine, N. A., Kraemer, H. C., Kendall-Tackett, K. A., Bennett, F. C., Tyson, J. E., e Gross, R. T. (1987). Use of physical and neurologic observations in assessment age in low birth weight infants. *The Journal of Pediatrics*, páginas 921–928.
- [Cummins e Midlo, 1961] Cummins, H. e Midlo, C. (1961). *Finger prints, palms and soles: An introduction to dermatoglyphics*. Dover Publications, Inc, New York.
- [Direne, 1997] Direne, A. I. (1997). Authoring intelligent systems for teaching visual concepts. *International Journal of Artificial Intelligence in Education*, 8(1):44–70.
- [Donovan *et al.*, 1999] Donovan, E. F., Tyson, J. E., Ehrenkranz, R. A., Verter, J., Wright, L. L., Korones, S. B., e outros (1999). Inaccuracy of ballard scores before 28 weeks' gestation. *Journal of Pediatrics*, 135:147–152.
- [Dubes e Jain, 1976] Dubes, R. e Jain, A. (1976). Clustering techniques: the user's dilemma. *Pattern Recognition*, 8:247–260.
- [Dubowitz *et al.*, 1970] Dubowitz, L., Dubowitz, V., e Goldberg, C. (1970). Clinical assessment of gestational age in the newborn infant. *The Journal of Pediatrics*, 77(1):1–10.
- [Duncan e Ayache, 2000] Duncan, J. S. e Ayache, N. (2000). Medical image analysis: Progress over two decades and the challenges ahead. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 22(1):85–106.

- [Duta *et al.*, 2002] Duta, N., Jain, A. K., e Mardia, K. V. (2002). Matching of palmprints. *Pattern Recognition Letters*, 23:477–485.
- [Ferreira, 1999] Ferreira, A. B. d. H. (1999). *Novo Aurélio Século XXI: O Dicionário da Língua Portuguesa*. Nova Fronteira, Rio de Janeiro.
- [Forsyth e Ponce, 2002] Forsyth, D. A. e Ponce, J. (2002). *Computer Vision: A Modern Approach*. Prentice Hall.
- [Funada *et al.*, 1998] Funada, J., Ohta, N., Mizoguchi, M., Temma, T., Nakanishi, K., Murai, A., Sugiuchi, T., Wakabayashi, T., e Yamada, Y. (1998). Feature extraction method for palmprint considering elimination of creases. In *Proceedings of Fourteenth International Conference on Pattern Recognition*, páginas 1849–1854.
- [Gonzalez e Woods, 2000] Gonzalez, R. C. e Woods, R. E. (2000). *Processamento de Imagens Digitais*. Editora Edgard Blücher.
- [Gorga, 2002] Gorga, C. a. N. (2002). Um sistema computacional para apoio à neonatologia utilizando o método footscan. *Dissertação de Mestrado*, DINF-UFPR.
- [Gouveia *et al.*, 1997] Gouveia, F., Filipe, V., Reis, M., Couto, C., e Bulas-Cruz, J. (1997). Biometry: the characterisation of chestnut-tree leaves using computer vision. In *Proceedings of the IEEE International Symposium on Industrial Electronics*, volume 3, páginas 757–760.
- [Haddon, 1988] Haddon, J. (1988). Generalized threshold selection for edge detection. *Pattern Recognition*, 21:195–203.
- [Holt, 1973] Holt, S. A. (1973). The significance of dermatoglyphics in medicine. *Clinical Pediatrics*, 12(8):471–484.
- [Hong *et al.*, 1997] Hong, L., Jain, A. K., Bolle, R., e Pankanti, S. (1997). Identity authentication using fingerprints. In *Proceedings of 1th International Conference On Audio and Video-Based Biometric Person Authentication*, páginas 103–110, Suíça.
- [Hong *et al.*, 1998] Hong, L., Wan, Y., e Jain, A. K. (1998). Fingerprint image enhancement: Algorithm and performance evaluation. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 20(8):777–789.
- [Hung, 1997] Hung, C.-C. (1997). On the edge preserving smoothing filter. In *Proceedings of Southeastcon '97. Engineering new New Century*, páginas 12–14.
- [Jain *et al.*, 2000] Jain, A., Hong, L., e Pankanti, S. (2000). Biometric identification. *Communications of the ACM*, 43(2):90–98.

- [Jain *et al.*, 1997] Jain, A. K., Hong, L., e Bolle, R. (1997). On-line fingerprint verification. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 19(4):302–314.
- [Jain e Pankanti, 2000] Jain, A. K. e Pankanti, S. (2000). *Fingerprint Classification and Matching*, capítulo 10.5. Academic Press Limited, 1st edition.
- [Jain *et al.*, 1995] Jain, R., Kasturi, R., e Schunk, B. G. (1995). *Machine Vision*. McGraw-Hill.
- [Jorge *et al.*, 1997] Jorge, I. N., Hernández, A. C., e Meza, G. A. (1997). Sistema computadorizado de análisis y cálculo con dermatoglifos. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 16(1):34–39.
- [Kamei e Mizoguchi, 1995] Kamei, T. e Mizoguchi, M. (1995). Image filter design for fingerprint enhancement. In *Proceedings of IEEE International Symposium on Computer Vision*, Coral Gables-Fl, EUA.
- [Karu e Jain, 1996] Karu, K. e Jain, A. K. (1996). Fingerprint classification. *Pattern Recognition*, 29(3):389–404.
- [Kasaei *et al.*, 1997] Kasaei, S., Deriche, M., e Boashash, B. (1997). Fingerprint feature enhancement using block-direction on reconstructed images. In *Proceedings of 1st IEEE International Conference on Information, Communications and Signal Processing*, páginas 721–725, Singapore.
- [Kilpatrick *et al.*, 1997] Kilpatrick, S. J., Schlueter, M. A., e Piecuch, R. (1997). Outcome of infants born at 24-26 weeks' gestation. 1. survival and cost. *Obstet. Gynecol.*, 90:803–808.
- [Lü e Wang, 1986] Lü, H. E. e Wang, P. S. P. (1986). A comment on “a fast parallel algorithm for thinning digital patterns”. *Communications of the ACM*, 29(3):239–242.
- [Lee e Chen, 1992] Lee, H. J. e Chen, B. (1992). Recognition of handwritten chinese characters via short line segments. *Pattern Recognition*, 25(5):543–552.
- [Leventon, 2000] Leventon, M. E. (2000). *Statistical Models in Medical Image Analysis*. Tese de Doutorado, AI-LAB, MIT.
- [Lin e Wilson Jr., 1988] Lin, H.-M. e Wilson Jr., A. N. (1988). Adaptive-length median filters for image processing. In *IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, volume 3, páginas 2557–2560, Helsinki.
- [Marr e Hildreth, 1980] Marr, D. e Hildreth, E. (1980). Theory of edge detection. *Proceedings of Royal Society of London*, B-207:187–217.

- [Sonka *et al.*, 1998] Sonka, M., Hlavac, V., e Boyle, R. (1998). *Image Processing, Analysis, and Machine Vision*. Brooks/Cole Publishing Company, second edition.
- [Sun e Venetsanopoulos, 1988] Sun, X. Z. e Venetsanopoulos, A. N. (1988). Adaptive schemes for noise filtering and edge detection by use of local statistics. *IEEE Transactions on Circuits and Systems*, 35(1):57–69.
- [Torres *et al.*, 2000] Torres, G. J., Lombarte, A., e Morales-Nin, B. (2000). Variability of the sulcus acusticus in the sagittal otolith of the genus merluccius (merlucciidae). *Fisheries Research*, 46:5–13.
- [Wang *et al.*, 1981] Wang, D. C. C., Vagnucci, A. H., e Li, C. C. (1981). Gradient inverse weighted scheme and the evaluation of its performance. *Comput. Graphics. Image Processing*, 15:167–181.
- [Wang, 1992] Wang, X. (1992). On the gradient inverse weighted filter. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 40(2):482–484.
- [You *et al.*, 2002] You, J., Li, W., e Zhang, D. (2002). Hierarchical palmprint identification via multiple feature extraction. *Pattern Recognition*, (35):847–859.
- [Zhang e Shu, 1999] Zhang, D. e Shu, W. (1999). Two novel characteristics in palmprint verification: datum point invariance and line feature matching. *Pattern Recognition*, (32):691–702.
- [Zhang e Suen, 1984] Zhang, T. Y. e Suen, C. Y. (1984). A fast parallel algorithm for thinning digital patterns. *Communications of the ACM*, 27(3):236–239.