

Luciana Maria Vieira



Correção dos Artefatos de Movimento em Seqüências de Imagens de Angiocardiografia Digital

Dissertação apresentada à Pontifícia
Universidade Católica do Paraná para a
obtenção do título de Mestre em
Informática Aplicada.

Área de concentração:
Informática em Saúde

Orientador:
Gerson Linck Bichinho, Dr.

Curitiba
2001



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO
PARANÁ
Pró-Reitoria de Pós-Graduação, Pesquisa e Extensão

ATA DA SESSÃO PÚBLICA DE EXAME DE DISSERTAÇÃO DO PROGRAMA
DE PÓS-GRADUAÇÃO EM INFORMÁTICA APLICADA DA PONTIFÍCIA
UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ.

Exame de dissertação nº 028

Aos 07 dias do mês de dezembro de 2000, realizou-se a sessão pública de defesa de dissertação "CORREÇÃO DOS ARTEFATOS DE MOVIMENTOS EM SEQUÊNCIAS DE IMAGENS DE ANGIOCARDIOGRAFIA DIGITAL", apresentada por Luciana Maria Vieira, ano de ingresso 1998, para obtenção do título de Mestre em Ciências. A Banca Examinadora foi composta pelos seguintes professores:

MEMBROS DA BANCA	ASSINATURA
Presidente: Prof. Dr. Gerson Linck Bichinho (PUCPR) – orientador	<i>Gerson Linck Bichinho</i>
Prof. Dr. Jacques Facon (PUCPR)	<i>Jacques Facon</i>
Prof. Dr. Humberto R. Gamba (CEFET - PR)	<i>Humberto R. Gamba</i>
Profa. Dra. Olga Regina P. Bellon (UFPR)	<i>Olga Regina P. Bellon</i>

De acordo com as normas regimentais a Banca Examinadora deliberou sobre os conceitos a serem atribuídos e que foram os seguintes:

MEMBROS DA BANCA	CONCEITOS
Presidente: Prof. Dr. Gerson Linck Bichinho (PUCPR) – orientador	Aprovado
Prof. Dr. Jacques Facon (PUCPR)	APROVADO
Prof. Dr. Humberto R. Gamba (CEFET - PR)	aprovado
Profa. Dra. Olga Regina P. Bellon (UFPR)	APROVADA
Conceito Final APROVADA	

Observações da Banca Examinadora

Profº Júlio Cesar Nievola
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Informática Aplicada - PUCPR



À minha família,
especialmente, aos meus pais,
Vilmar e Guiomar

À minha família,
especialmente, aos meus pais,
Vilmar e Guiomar

Agradecimentos

À minha família, que sempre me apoiou, incentivando-me em todos os momentos e dando-me forças para continuar o trabalho.

Ao Professor e Orientador Dr. Gerson Linck Bichinho, pela idealização e contribuições para realização deste trabalho.

Ao Professor Dr. Jacques Facon, pelas contribuições e sugestões durante o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Walmir pela colaboração, apoio, compreensão e carinho.

À CAPES e a PUCPR, pelo apoio financeiro.

Aos funcionários e professores do Programa de Pós Graduação de Informática Aplicada (PPGIA), pela disponibilidade em ajudar.

Aos colegas, Emerson, Raquel, Orlei, Renata, Omero, Montgomery, pela convivência e troca de experiências que com certeza, ajudaram-me a evoluir um pouco mais como ser humano e também como profissional.

Aos amigos e a todos aqueles que colaboram de alguma forma para a realização deste trabalho.

Sumário

Agradecimentos	iv
Sumário	v
Lista de Figuras	viii
Lista de Tabelas	x
Lista de Abreviações	xi
Resumo	xii
Abstract	xiii
Capítulo 1	
Introdução	14
1.1 Objetivos	17
1.1.1 Objetivo Geral	17
1.1.2 Objetivos Específicos	17
1.2 Materiais e Métodos	18
1.2.1 Materiais	18
1.2.2 Métodos.....	19
Capítulo 2	
O coração	21
2.1 Anatomia do Coração	21
2.1.1 Anatomia de Superfície	23
2.1.2 Anatomia Externa	23
2.2 Ciclo Cardíaco.....	23
2.3 Métodos Radiográficos.....	24
2.4 Angiocardiografia Digital.....	25
2.4.1 O Método	26
2.4.2 Indicações Clínicas	26
2.4.3 Considerações Finais.....	26

Capítulo 3	
O Processamento Digital de Imagens	28
3.1 A Imagem Digital	28
3.2 Fundamentos do Processamento de Imagens	29
3.2.1 Aquisição da Imagem	31
3.2.2 O Pré-processamento da Imagem	31
3.2.3 Segmentação.....	32
3.3 O Realce de Imagens	32
3.3.1 O Histograma	33
3.3.2 Equalização de Histograma	34
3.3.3 Filtros	36
3.3.4 Detecção de Bordas	37
3.4 Transformações Geométricas	39
3.4.1 Transformação Espacial.....	40
3.4.2 Interpolação em Níveis de Cinza	40
Capítulo 4	
Correção do Movimento	42
4.1 A Angiografia por subtração digital - DSA	42
4.1.1 Artefatos de Movimento	43
4.2 Técnicas de Correção do Movimento	44
4.2.1 Técnicas de Fluxo Ótico.....	44
4.2.2 Técnicas Baseadas no Emparelhamento do Modelo.....	46
4.2.3 Artefatos e Distorções dos Níveis de Cinza.....	48
4.2.4 Interpolação do Deslocamento	48
Capítulo 5	
Metodologia Desenvolvida	50
5.1 Seleção das Imagens.....	50
5.2 Pontos de Referência	55
5.2.1 Definição dos Critérios Utilizados no Algoritmo	58
5.2.2 Seleção dos Pontos de Referência.....	62
5.3 Computação do Deslocamento.....	63
5.4 Descrição da Metodologia	70
5.4.1 Algoritmo - Pseudo Código	70
Capítulo 6	
Resultados e Discussões	72
6.1 Resultados	72
6.2 Validação dos Resultados	74
6.3 Discussões.....	77

Capítulo 7	
Conclusões e Trabalhos Futuros	78
7.1 Conclusões	78
7.2 Trabalhos Futuros	79
Índice Remissivo	81
Anexo A	
Seqüências de Imagens Utilizadas	83
Anexo B	
Diagrama da Aplicação	85
Anexo C	
Imagens Corrigidas	86
Anexo D	
Validação - Imagens Artificiais	95
Referências Bibliográficas	105
Bibliografia Consultada	109

Lista de Figuras

Figura 1.1	Imagens artificiais - Geradas para demonstrar o processo de subtração entre duas imagens digitais. (a) Imagem de máscara; (b) Imagem de contraste; (c) Resultado da subtração entre as imagens; (d) Imagem resultante limiarizada.....	16
Figura 2.1	Anatomia básica do coração	22
Figura 2.2	Exemplo de uma lesão estenótica	24
Figura 3.1	Representação de uma matriz de uma imagem digital	29
Figura 3.2	Etapas fundamentais do processamento de imagens	30
Figura 3.3	(a) Imagem original; (b) Histograma correspondente.....	34
Figura 3.4	(a) Imagem original; (b) Imagem equalizada correspondente.	36
Figura 5.1	Exemplo de imagens mostrando: (a) fase que antecede a injeção do contraste; (b) início da injeção do material de contraste; (c) contraste totalmente visível; (d) início do desaparecimento do contraste; (e) desaparecimento completo do contraste.	51
Figura 5.2	(a) Imagem de máscara; (b) Imagem de contraste.....	52
Figura 5.3	Representação do movimento observado na seqüência de imagens.....	53
Figura 5.4	Resultado da subtração (imagem de máscara/contraste)	53
Figura 5.5	Imagem de subtração. (a) Resultado da subtração digital equalizada; (b) Resultado esperado.....	54
Figura 5.6	Detecção de bordas - Resultado da aplicação da técnica de <i>Canny</i> em uma imagem de máscara	57
Figura 5.7	Distâncias entre os parâmetros D_{entre} , D_{min} e D_{max}	58
Figura 5.8	Exemplos de janelas. (a) Pontos selecionados na mesma coordenado no eixo do y para a posição D_{entre} e $D_{\text{entre}} + 1$; (b) Pontos selecionados na coordenada y para uma posição $D_{\text{entre}} + 1$; (c) e (d) Pontos selecionados utilizando o parâmetro D_{min} para o eixo do y, acima e abaixo do ponto anterior, respectivamente, para a posição D_{entre}	59
Figura 5.9	Imagem gerada artificialmente, representado somente a região do intensificador da imagem.	60
Figura 5.10	Imagem gerada artificialmente, representado a região do intensificador da imagem e outra região com bordas bem definidas.	61
Figura 5.11	Seleção dos pontos de referência sobre a imagem de bordas.....	63
Figura 5.12	(a) Pontos de referência na imagem de máscara; (b) Pontos de referência na imagem de contraste.....	63

Figura 5.13	Exemplo - Verificação de um ponto que não sofreu deslocamento	65
Figura 5.14	Exemplo - Verificação de um ponto que sofreu deslocamento.....	66
Figura 5.15	Exemplo - Verificação de um ponto que está localizado sobre uma posição que não pertencente a imagem de máscara.....	66
Figura 5.16	Resultado da subtração digital da imagem de máscara e de contraste após a aplicação do algoritmo de correção da imagem de máscara; (a) Imagem gerada; (b) Imagem invertida.....	67
Figura 5.17	Resultado da subtração digital da imagem de máscara e de contraste -1 após a aplicação do algoritmo de correção da imagem de máscara; (a) Imagem gerada; (b) Imagem invertida.....	68
Figura 5.18	Resultado da subtração digital da imagem de máscara e de contraste + 1 após a aplicação do algoritmo de correção da imagem de máscara; (a) Imagem gerada; (b) Imagem invertida.....	68
Figura 5.19	Resultado das três imagens resultantes sobrepostas (Operação lógica - Soma). (a) Imagem gerada; (b) Imagem invertida.	69
Figura 5.20	Imagem de erro resultante. (a) Resultado da subtração entre a Figura 5.19 e a 5.16; (b) Resultado da subtração entre a Figura 5.19 e a 5.17; (c) Resultado da subtração entre a Figura 5.19 e a 5.18.	69
Figura 6.1	Comparativo entre as subtrações digitais. (a) Resultado final, resultante da sobreposição das imagens corrigidas; (b) Subtração direta das imagens, sem nenhuma forma de processamento.	73
Figura 6.2	Resultado da aplicação da técnica em imagens geradas artificialmente. (a) Imagem de máscara; (b) Imagem de contraste.	75
Figura 6.3	Resultado das subtrações digitais das imagens geradas artificialmente. (a) Subtração digital direta da imagem de máscara pela imagem de contraste; (b) Mesmo resultado anterior, após a aplicação da limiarização; (c) Resultado da subtração após a aplicação da metodologia desenvolvida.	75
Figura 6.4	Comparativo entre as subtrações. (a) Resultado da aplicação da metodologia sobre imagens reais; (b) Resultado da aplicação da metodologia sobre imagens geradas artificialmente.	76
Figura 6.5	Diferença entre as imagens visualizadas na Figura 6.4 (a) e (b) (Operação Lógica - Subtração)	76

Lista de Tabelas

Tabela 1. Quantificação dos parâmetros utilizados pelo algoritmo	61
Tabela 2. Características das seqüências utilizadas no trabalho	83
Tabela 3. Imagens utilizadas como base para o processamento	84

Lista de Abreviações

2D - Bidimensional

3D - Tridimensional

CR - Computerized Radiography

CT - Computerized Tomography

DICOM - Digital Imaging and Communication in Medicine

DSA - Digital Subtraction Angiography

GE - General Electric

LARDOC - Laboratório de Análise e Reconhecimento de Documentos

MRI - Magnetic Resonance Imaging

PPGIA - Programa de Pós Graduação de Informática Aplicada

PUCPR - Pontifícia Universidade Católica do Paraná

US - Ultrasound

Resumo

A angiografia por subtração digital (*DSA - Digital Subtraction Angiography*) é uma técnica poderosa para a visualização dos vasos sanguíneos no corpo humano, por permitir a caracterização do comportamento funcional e morfológico das estruturas vasculares. Esta técnica tem se mostrado muito eficiente na detecção de diversas patologias cardíacas. Uma seqüência de imagens angiocardiógráficas pode representar o registro de um ou vários batimentos cardíacos. Devido ao movimento do coração (fases do ciclo cardíaco) e do próprio paciente, fato que quase sempre ocorre, alguns artefatos de movimento são inseridos durante o processo de aquisição da seqüência de imagens, causando um deslocamento das estruturas vasculares e das estruturas de fundo nas imagens sucessivas, o que dificulta o processo de subtração dessas imagens, pelo fato das estruturas vasculares não estarem alinhadas. A operação de subtração das imagens é aplicada com o objetivo de obter uma imagem final "limpa", da área vascular, eliminando sombras e informações irrelevantes que estão presentes na imagem original. Assim sendo, propõe-se neste trabalho o desenvolvimento de uma metodologia para detectar e corrigir automaticamente o movimento observado na seqüência de imagens angiocardiógráficas, visando a extração de estruturas vasculares mais precisas como resultado do processo de subtração das imagens de angiocardiógrafia. As imagens angiocardiógráficas utilizadas como base foram selecionadas em diferentes projeções (lateral e frontal) e em diferentes fases do ciclo cardíaco (sístole e diástole).

Resumo

A angiografia por subtração digital (*DSA - Digital Subtraction Angiography*) é uma técnica poderosa para a visualização dos vasos sanguíneos no corpo humano, por permitir a caracterização do comportamento funcional e morfológico das estruturas vasculares. Esta técnica tem se mostrado muito eficiente na detecção de diversas patologias cardíacas. Uma seqüência de imagens angiocardiógráficas pode representar o registro de um ou vários batimentos cardíacos. Devido ao movimento do coração (fases do ciclo cardíaco) e do próprio paciente, fato que quase sempre ocorre, alguns artefatos de movimento são inseridos durante o processo de aquisição da seqüência de imagens, causando um deslocamento das estruturas vasculares e das estruturas de fundo nas imagens sucessivas, o que dificulta o processo de subtração dessas imagens, pelo fato das estruturas vasculares não estarem alinhadas. A operação de subtração das imagens é aplicada com o objetivo de obter uma imagem final "limpa", da área vascular, eliminando sombras e informações irrelevantes que estão presentes na imagem original. Assim sendo, propõe-se neste trabalho o desenvolvimento de uma metodologia para detectar e corrigir automaticamente o movimento observado na seqüência de imagens angiocardiógráficas, visando a extração de estruturas vasculares mais precisas como resultado do processo de subtração das imagens de angiocardiógrafia. As imagens angiocardiógráficas utilizadas como base foram selecionadas em diferentes projeções (lateral e frontal) e em diferentes fases do ciclo cardíaco (sístole e diástole).

Abstract

The Digital Subtraction Angiography (DSA) is a powerful technique for the visualization of the blood vessels in the human body, for allowing the characterization of the functional and morphologic behavior of the vascular structures. This technique has been considered very efficient in the detection of some cardiac diseases. A sequence of angiocardigraphic images may represent the register of one or several heartbeats. Due to the heart motion (phases of the cardiac cycle) and also to the own patient's motion, fact that almost always occurs, some motion artifacts are inserted during the process of acquisition of the images sequence, causing a shift in the vascular structures and in the back structures in the successive images, what it makes it difficult the process of subtraction of these images, due to the fact that the vascular structures and the back structures are not lined up. The operation of subtraction of the images is applied with the goal to get "clean" a final image of the vascular area, eliminating irrelevant shades and information that are gifts in the original image. Thus, the purpose of this dissertation is the development of a methodology to detect and correct automatically the observed motion in the sequence of angiocardigraphic images, aiming the extraction of more accurate vascular structures as a result of the subtraction process of the angiocardigraphic images. The angiocardigraphic images used as base for this work were selected in different projections (lateral and frontal) and in different phases of the cardiac cycle (systole and diastole).

Abstract

The Digital Subtraction Angiography (DSA) is a powerful technique for the visualization of the blood vessels in the human body, for allowing the characterization of the functional and morphologic behavior of the vascular structures. This technique has been considered very efficient in the detection of some cardiac diseases. A sequence of angiocardigraphic images may represent the register of one or several heartbeats. Due to the heart motion (phases of the cardiac cycle) and also to the own patient's motion, fact that almost always occurs, some motion artifacts are inserted during the process of acquisition of the images sequence, causing a shift in the vascular structures and in the back structures in the successive images, what it makes it difficult the process of subtraction of these images, due to the fact that the vascular structures and the back structures are not lined up. The operation of subtraction of the images is applied with the goal to get "clean" a final image of the vascular area, eliminating irrelevant shades and information that are gifts in the original image. Thus, the purpose of this dissertation is the development of a methodology to detect and correct automatically the observed motion in the sequence of angiocardigraphic images, aiming the extraction of more accurate vascular structures as a result of the subtraction process of the angiocardigraphic images. The angiocardigraphic images used as base for this work were selected in different projections (lateral and frontal) and in different phases of the cardiac cycle (systole and diastole).

Capítulo 1

Introdução

As imagens médicas ocupam um lugar de destaque no ambiente hospitalar. As novas técnicas e modalidades usadas atualmente, como por exemplo, os métodos radiológicos (raio-X, Radiografia Computadorizada (CR), Tomografia Computadorizada (CT), Tomografia por Ressonância Magnética (MRI), Ultrasonografia (US)), filmes, imagens funcionais obtidas através de reconstrução [ALMEIDA, 1998], propiciam ao médico uma enorme variedade de recursos para fornecer diagnósticos mais precisos e seguros.

Atribui-se a muitos fatores a multiplicação das modalidades de produção de imagens médicas, entre estes podem-se citar: a melhor compreensão dos princípios básicos da aquisição de imagens, o aperfeiçoamento das técnicas matemáticas de reconstrução e a evolução dos computadores, os quais permitiram o desenvolvimento de equipamentos mais baratos e mais seguros. Esta melhoria na tecnologia conduziu a uma tendência para a geração de imagens digitais e, atualmente, os exames tradicionais de raios-X já podem ser transmitidos e processados no computador. A aquisição e a análise de imagens digitais de raios-X formam a base para a chamada radiologia digital [ALMEIDA, 1998].

As imagens médicas e suas informações relacionadas constituem uma parte crescente da medicina, ocupando um lugar de destaque no conjunto de informações do paciente.

Para que exames sofisticados de imagens sejam capazes de fornecer dados concretos e subsídios para intervir no diagnóstico, mostrando detalhes imprescindíveis para o tratamento da patologia, é preciso que estes sejam manipulados de forma eficiente, satisfazendo os requisitos funcionais dos quais fazem parte.

Em exames como angiocardiografia, por exemplo, as informações relevantes (estruturas vasculares) das imagens são freqüentemente reduzidas pelos artefatos de movimento, os quais são responsáveis por introduzirem distorções nas mesmas (desalinhamento) durante o processo de aquisição [MEIJERING et al., 1999c], [MEIJERING et al., 2000]. Isto pode ser prejudicial ao analisá-las, principalmente quando algumas técnicas, como por exemplo, subtração ou sobreposição das imagens, precisam ser realizadas. Dessa forma é necessário eliminar os artefatos de movimento para melhorar a qualidade das imagens sobrepostas, utilizando técnicas de processamento digital .

No caso de exames de angiocardiografia obtém-se uma seqüência de imagens onde se observa a passagem de um material de contraste (injetado através de um catéter) em uma ou mais estruturas vasculares de interesse. A análise posterior permite a investigação de algumas patologias cardiovasculares como estenoses, ateromas e trombos vasculares.

A seqüência de imagens gerada pela angiocardiografia, por ser visualizada dinamicamente apresenta, além do movimento cardíaco natural, causado pelo próprio ciclo cardíaco, os movimentos causados pelo próprio paciente.

Em angiocardiografia, o processo de subtração digital é utilizado para eliminar sombras e informações irrelevantes, resultando em um imagem final "limpa", onde as estruturas vasculares são realçadas. Este processo é denominado de angiografia por subtração digital (*DSA - Digital Subtraction Angiography*).

A Figura 1.1 foi gerada artificialmente para ilustrar o processo de subtração digital entre duas imagens. A Figura 1.1(a) representa uma imagem de máscara (na qual as informações relevantes não estão presentes). A Figura 1.1(b) representa uma imagem de contraste (na qual as informações relevantes estão presentes). A Figura 1.1(c) representa o resultado do processo de subtração digital entre imagens 1.1(a) e 1.1(b). A Figura 1.1(d) é o mesmo resultado da Figura 1.1(c) só que limiarizada.

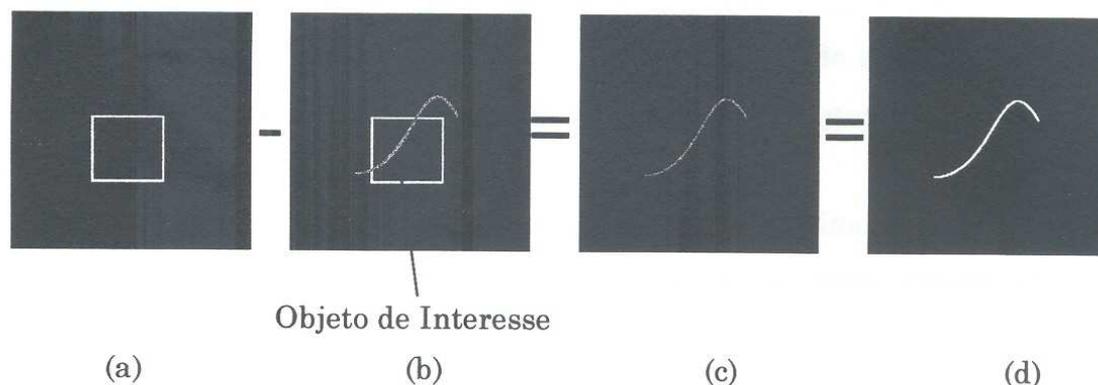


Figura 1.1 Imagens artificiais - Geradas para demonstrar o processo de subtração entre duas imagens digitais. (a) Imagem de máscara; (b) Imagem de contraste; (c) Resultado da subtração entre as imagens; (d) Imagem resultante limiarizada.

A angiografia por subtração digital é uma técnica eficiente para a visualização das estruturas vasculares no corpo humano [PUENTES et al., 1998], [MEIJERING et al., 1999a], [TOUMOULIN et al., 1990], [MEIJERING et al., 1999c], [MEIJERING et al., 1999b], [MEIJERING et al., 2000]. Contudo, quando esta técnica é aplicada em imagens de angiocardiografia, observam-se perdas na recuperação da informação relevante (estruturas vasculares) ocasionada pelo movimento natural do coração (fases do ciclo cardíaco - sístole e diástole). Assim sendo, torna-se necessário corrigir os artefatos de movimento encontrado neste tipo de exame através de técnicas de processamento digital de imagens, para uma posterior utilização da técnica DSA que possibilitará a extração das estruturas vasculares na sua forma mais precisa.

Para a correção do movimento, de forma que os artefatos fiquem alinhados, é necessário estabelecer uma correspondência entre as imagens que permitirá que o resultado da subtração corresponda às estruturas vasculares contrastadas, ou seja, uma imagem que apresente somente a informação relevante, sem as estruturas de fundo que prejudicam a análise da imagem.

Alguns estudos [PUENTES et al., 1998] estão tentando recuperar a informação relevante apenas com a reconstrução da informação relevante da imagem (estruturas vasculares) sem se preocupar com movimento encontrado neste tipo de exames, isto é, sem se preocupar com o comportamento cardíaco dinâmico, o que faz com que uma única imagem possa ser analisada como resultado final do processamento.

Outros estudos [MEIJERING et al., 1999a], [MEIJERING et al., 1999c], [MEIJERING et al., 1999b], [MEIJERING et al., 2000] estão corrigindo os artefatos de movimento encontrados em angiografias cerebrais onde o movimento observado é quase nulo se comparado com angiografias cardíacas, o que facilita a recuperação da informação relevante.

Assim sendo, este trabalho tem por objetivo principal o desenvolvimento de um algoritmo para corrigir os artefatos de movimentos existentes em uma seqüência de imagens de angiocardiografia.

A aplicação desse novo algoritmo propiciará a recuperação de informações mais precisas através da subtração digital entre as imagens, com o objetivo de fornecer uma compreensão mais precisa das estruturas vasculares que são de importância vital para o tratamento e prevenção de algumas patologias coronarianas.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho é a detecção e correção do movimento em imagens de angiocardiografia, de maneira que o resultado da aplicação da técnica de angiografia por subtração digital (DSA) seja a visualização das estruturas vasculares na sua forma mais precisa.

1.1.2 Objetivos Específicos

Para o desenvolvimento da proposta descrita no objetivo geral, tornou-se necessário atingir alguns objetivos mais específicos descritos a seguir.

- ❖ Estudo sobre o estado da arte das técnicas de correção do movimento e das técnicas de angiografia por subtração digital (DSA).

- ❖ Estudo das técnicas de processamento de imagens para marcação automática dos pontos de referência nas mesmas, permitindo a obtenção do deslocamento dos artefatos de movimento entre as imagens sucessivas dentro de uma seqüência.
- ❖ Avaliação dos deslocamentos dos artefatos de movimento entre as imagens e correção do movimento nas seqüências de imagens angiocardiógráficas.
- ❖ Extração das estruturas vasculares através da subtração digital em imagens de angiografias.
- ❖ Análise e validação dos resultados obtidos.

1.2 Materiais e Métodos

Nesta seção encontram-se discriminados os equipamentos, a infra-estrutura e as técnicas utilizadas no desenvolvimento deste trabalho. Apresentam-se, ainda, as abordagens utilizadas para o desenvolvimento da metodologia proposta, desde a etapa de tratamento das imagens para a correção dos artefatos de movimento através das técnicas de processamento de imagens, até os resultados obtidos pela aplicação da técnica de DSA.

1.2.1 Materiais

Os materiais utilizados foram os seguintes:

- IBM PC 300 GL, 300 MHz
- 64 MB RAM
- Monitor SVGA color, tela de 17", resolução 1152 x 864 e *High Color* (16 bits)
- Impressora HP 890c
- MS-Windows 98

- *Matlab® Math Works 5.1.0* (Ferramenta utilizada para desenvolver a metodologia)
- *Ladiann 1.0* (Ferramenta de Processamento de Imagens desenvolvida no LARDOC - PUCPR)
- *Osiris 3.5.3 - Medical Imaging Software* (Software para visualização e processamento de imagens médicas - padrão DICOM)
- *GE Medical Systems* (Equipamento utilizado para gerar as imagens que serviram como base para o trabalho)
- Sequências de imagens de exame de angiocardiografia

1.2.2 Métodos

As etapas envolvidas neste trabalho incluem: a marcação automática dos pontos de referência nas imagens, a detecção e correção do movimento em seqüências dinâmicas de angiocardiografia na formação do ramo vascular e a extração das estruturas vasculares nas imagens estudadas através da angiografia por subtração digital (DSA).

❖ Marcação automática dos pontos de referência

O processo de marcação automática dos pontos de referência na imagem é de extrema importância uma vez que é a partir deste que se estabelece uma correspondência entre as imagens para uma posterior correção do movimento observado.

❖ Detecção e Correção do Movimento

A avaliação e interpretação exata do movimento cardíaco é essencial para obtenção de imagens que poderão ser utilizadas para diagnosticar algumas patologias cardíacas. As imagens são adquiridas durante o ciclo cardíaco, existindo um movimento natural, ocasionado pela contração e relaxamento ventricular (fases do ciclo cardíaco - sístole e diástole).

Para detectar e corrigir o movimento na formação de um ramo vascular utilizando uma seqüência de imagens de angiocardiografia, foi realizada uma revisão bibliográfica sobre este assunto, com o objetivo de encontrar as técnicas mais adequadas e eficientes para a manipulação destas imagens que vêm sendo utilizadas para, a partir daí, propor o desenvolvimento de uma metodologia para a correção dos artefatos de movimento encontrado em imagens de angiocardiografia.

❖ **Extração das estruturas vasculares**

Após a detecção e correção dos artefatos de movimento, extraem-se as estruturas vasculares a partir da técnica de angiografia por subtração digital (DSA), visando à obtenção de informações relevantes de forma mais precisa.

❖ **Avaliação e Validação da Metodologia Desenvolvida**

Para a avaliação e validação da metodologia desenvolvida foram utilizadas imagens de exames de angiocardiografia para que o comportamento cardíaco dinâmico fosse considerado, bem como, a utilização de imagens geradas artificialmente, para realizar uma avaliação de maneira objetiva sobre a técnica desenvolvida.

O capítulo subsequente apresenta uma breve descrição do funcionamento do coração, incluindo desde a sua anatomia até os métodos radiológicos utilizados pelos especialistas.

Capítulo 2

O coração

Nos últimos anos, tem ocorrido um grande aumento da incidência de vários tipos de problemas cardíacos, muito deles fatais, especialmente os relacionados às coronárias. As artérias coronárias irrigam o miocárdio, alimentando-o e garantindo a eficiência do trabalho cardíaco, e uma redução do fluxo de sangue nessas artérias pode provocar diferentes graus de lesões do miocárdio¹.

Os aspectos gerais sobre o coração, bem como sua anatomia, seu ciclo cardíaco e os seus métodos radiográficos estão descritos neste capítulo.

2.1 Anatomia do Coração

O coração é uma bomba muscular, cuja função primária é a de impulsionar o sangue através dos vasos sangüíneos para uma rede de tubos endoteliais simples [GARDNER et al., 1988].

O coração (o adjetivo cardíaco provém do grego *Kardia*, que significa coração) está situado no mediastino médio. É dividido em duas metades, direita e esquerda, por um septo longitudinal orientado obliquamente. Cada metade consiste de uma câmara chamada átrio, que recebe o sangue das veias, e de outra chamada ventrículo, que impulsiona o sangue para o interior das artérias. O coração tem situação predominante para o lado esquerdo do plano mediano. No indivíduo vivo, seu maior eixo se dirige de trás para frente, para esquerda e para baixo [GRAY & GOSS, 1988].

¹ Angioplastias: A Nova Forma de Tratar Doenças das Coronárias –
<http://www.universitario.com.br/ceio/artigos/angioplastias.html> – 15/02/2000

O coração é constituído, de fora para dentro, de epicárdio, miocárdio e endocárdio. O epicárdio é o pericárdio visceral, sendo frequentemente infiltrado de gordura.

Os vasos coronários, destinados ao coração têm trajeto pelo epicárdio antes de atingirem o miocárdio. O miocárdio é constituído, fundamentalmente, de fibras musculares cardíacas. Também apresenta um esqueleto de tecido conectivo que sustenta e dá inserção à musculatura. A espessura da camada miocárdica é proporcional ao volume de trabalho que executa. Os ventrículos trabalham mais que os átrios e suas paredes são mais espessas. A pressão na aorta é mais alta que no tronco pulmonar e a parede do ventrículo esquerdo é duas vezes mais espessa que a direita. O endocárdio constitui o revestimento endotelial do interior do coração [GRAY & GOSS, 1988].

A Figura 2.1 mostra em detalhes a anatomia básica do coração, com as suas respectivas descrições.

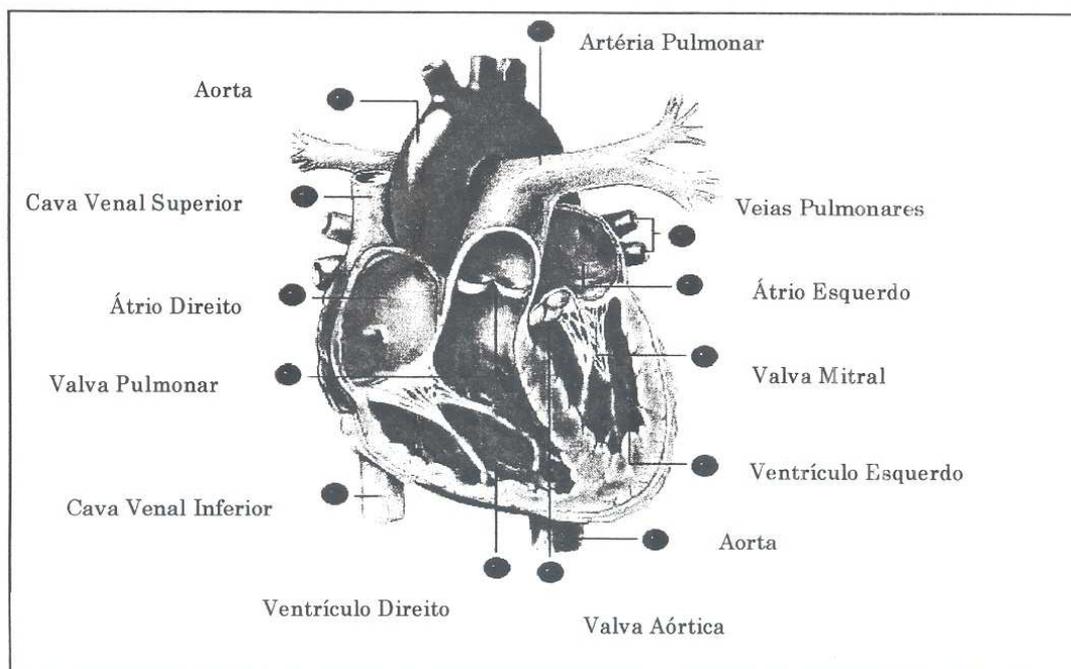


Figura 2.1 Anatomia básica do coração²

² Extraído do site *Atlas of de Body – The Heart*.

2.1.1 Anatomia de Superfície

As valvas estão localizadas posteriormente ao esterno em uma linha oblíqua que une a terceira cartilagem costal esquerda à sexta cartilagem costal direita, mas essa localização anatômica é de pouco significado clínico. Isso ocorre porque a localização é tão próxima que não é possível distinguir o som produzido por cada valva. O sangue tende a conduzir o som na direção de seu fluxo, conseqüentemente cada área está situada superficialmente à câmara ou ao vaso, através do qual o sangue passou e em uma linha direta com o orifício valvar³ [GARDNER et al., 1988].

2.1.2 Anatomia Externa

O coração é comumente descrito como tendo ápice, base e três faces: esternocostal, diafragmática e pulmonar ou esquerda. Também se descrevem bordas, mas elas são indefinidas e em geral não se pode distinguir *in vivo*.

A base do coração é formado pelos átrios, que se situam principalmente atrás dos ventrículos. As veias cavas inferior e superior e as veias pulmonares penetram no coração pela base [GRAY & GOSS, 1988].

2.2 Ciclo Cardíaco

O ciclo cardíaco é dividido em dois períodos: sístole e diástole, os quais são subdivididos em fases da atividade cardíaca [PIMENTEL F.º & CORREIA, 1988].

A contração cardíaca é denominada sístole e o seu relaxamento diástole. Quando os ventrículos estão cheios, contraem-se. O aumento da pressão endoventricular determina o fechamento das valvas atrioventriculares e a vibração que resulta deste fechamento é a causa fundamental da primeira “bulha cardíaca”. Durante a fase de aumento da pressão endoventricular (contração isométrica dos ventrículos), as valvas atrioventriculares estão imobilizadas e a contração dos músculos papilares e das camadas superficiais do miocárdio evitam que as mesmas sejam impelidas para os átrios [GARDNER et al., 1988].

³ Anatomia das Valvas Cardíacas – <http://www.geocities.com/CollegePark/Lab/6565/anatomia.html> – 15/02/2000

Durante a sístole ventricular o coração se torce de modo a fazer com que a maior parte do ventrículo esquerdo se volte para frente. No fim da contração ventricular e depois do fechamento das valvas aórtica e pulmonar, a musculatura ventricular se relaxa. A pressão endoventricular cai a um nível inferior à dos átrios. Abrem-se, então, as valvas atrioventriculares e o sangue flui dos átrios para os ventrículos, que se dilatam enquanto enchem na chamada diástole ventricular. Durante este tempo, a pressão nas artérias vai aos seus níveis mais baixos (pressão sangüínea diastólica). Os átrios contraem-se durante essa fase (sístole atrial), embora em proporção bastante menor do que farão os ventrículos mais tarde. Durante o enchimento ventricular, as valvas atrioventriculares permanecem em posição intermediária; o impacto contra as cúspides pelo influxo de sangue é equilibrado pela formação das faces ventriculares [GARDNER et al., 1988].

2.3 Métodos Radiográficos

Os métodos radiográficos são freqüentemente utilizados para detectar alguns dos problemas arteriais mais comuns como a estenose (estreitamento da veia) (por exemplo, Figura 2.2), os ateromas (oclusão por placas), ou ainda os trombos (coágulos).

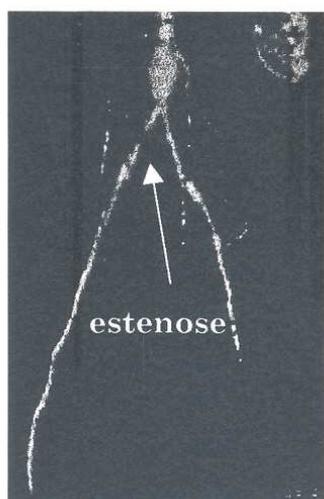


Figura 2.2 Exemplo de uma lesão estenótica

Os principais métodos radiográficos usados no exame do coração e dos grandes vasos são: a radioscopia (fluoroscopia), a radiografia e alguns métodos especiais, tais como: cateterização cardíaca e a angiocardiografia [GRAY & GOSS, 1988].

O exame de radioscopia (fluoroscopia) é um método que permite uma concepção do volume e da forma do coração e o reconhecimento de pulsações e movimentos [GARDNER et al., 1988].

O método de radiografia consiste no posicionamento de um tubo de raio-X atrás do paciente em posição ereta, enquanto o filme fica posicionado verticalmente na frente do tórax. A exposição é executada no final de uma profunda, mas não forçada, inspiração, geralmente desprezando-se a fase do ciclo cardíaco (sístole ou diástole) do paciente. Curtos tempos de exposição são necessários para obtenção de uma imagem nítida do coração e dos grandes vasos [GARDNER et al., 1988].

A cateterização cardíaca é um método que consiste na inserção de um catéter em uma veia periférica e conduzido, sob o controle de um radioscópio, até o lado direito do coração. A pressão endocárdica pode ser registrada e podem ser retiradas amostras de sangue [GARDNER et al., 1988].

Na seção seguinte, deu-se uma atenção especial ao método de angiocardiografia por fazer parte do escopo deste trabalho.

2.4 Angiocardiografia Digital

A aplicação de técnicas radiológicas, capazes de suprimir as sombras das estruturas ósseas e dos tecidos moles que se superimpõem às áreas de interesse diagnóstico foi originalmente desenvolvido por Ziedes des Plantes, em 1930. A seguir, em 1939, Robb e Steinberg obtiveram arteriografias periféricas mediante injeção intravenosa de contraste. Finalmente, em 1978, Mistretta e Nuldeman demonstraram que era possível transformar as imagens analógicas, obtidas através dos sistemas radiológicos convencionais, em imagens digitalizadas [PIMENTEL F.º & CORREIA, 1988].

A partir das imagens digitalizadas, tornou-se possível manipulá-las matematicamente. Dessa forma, as imagens podem ser subtraídas, somadas, aumentadas, diminuídas, restauradas e melhoradas.

A operação de subtração é a mais importante e as imagens são processadas aos pares, subtraindo-se das imagens de contraste a imagem basal sem contraste (conhecida como imagem de “máscara”), restando uma imagem final “limpa” da área vascular ou cardíaca focalizada, com eliminação das sombras e informações irrelevantes [PIMENTEL F.º & CORREIA, 1988].

2.4.1 O Método

A angiocardiografia digital é um procedimento no qual a passagem de um material de contraste (um composto iodado), injetado através de um catéter, numa veia periférica, segue através do coração e dos vasos grossos por meio de uma exposição seriada de radiogramas que podem ser armazenados de forma dinâmica e digital [GARDNER et al., 1988], [PIMENTEL F.º & CORREIA, 1988]. O material de contraste enche primeiro o lado direito do coração e, posteriormente, o lado esquerdo [GARDNER et al., 1988].

2.4.2 Indicações Clínicas

A angiocardiografia digital permite o estudo da circulação e de determinadas patologias cardiovasculares, através do perfeito funcionamento cardíaco e é, particularmente, utilizada na investigação de anomalias congênicas do coração [GARDNER et al., 1988].

2.4.3 Considerações Finais

A angiocardiografia digital é uma técnica que ilustra o impacto que a tecnologia computacional causou nos diagnósticos cardiovasculares.

A grande vantagem da angiocardiografia digital está em permitir o controle da nitidez, do brilho, e do contraste, tornando mais precisas as bordas das estruturas cardiovasculares focalizadas. Além disso, possibilita a avaliação simultânea de múltiplos sistemas cardiovasculares, pela redução do volume e concentração de contraste utilizado [PIMENTEL F.º & CORREIA, 1988].

No próximo capítulo são apresentados os fundamentos do processamento digital de imagens, incluindo os métodos e técnicas utilizados para o desenvolvimento deste trabalho.

igital de Imagens

Capítulo 3

O Processamento Digital de Imagens

Este capítulo tem por objetivo demonstrar alguns dos conceitos, métodos e técnicas de processamento digital de imagens, evidenciando as técnicas utilizadas no desenvolvimento da metodologia proposta nesta dissertação.

3.1 A Imagem Digital

Uma imagem digital pode ser representada como uma função bidimensional da intensidade luminosa. A imagem digital aqui considerada está em níveis de cinza e pode ser representada por:

$$I = f(x, y) \quad (3.1)$$

onde $f(x, y)$ corresponde à intensidade do nível de cinza na coordenada (x, y) [GONZALEZ & WOODS, 1993].

A imagem digital pode também ser considerada como uma matriz (Figura 3.1), cujos índices de linhas e colunas identificam um ponto na imagem e um elemento na matriz correspondente identifica o valor do nível de cinza no respectivo ponto. Os elementos pertencentes a essa matriz digital são normalmente denominados de *pixels*¹ [GONZALEZ & WOODS, 1993], [JÄHNE, 1997].

¹ Do Inglês, *picture elements*.

		f (1,2)
f (2,0)		
		f (3,2)
		f (4,1)

Figura 3.1 Representação de uma matriz de uma imagem digital

A quantidade de níveis de cinza que uma imagem digital pode conter é definido pelo número de *bits* por *pixel* na imagem.

O tamanho da imagem digital pode variar de acordo com a aplicação. As imagens aqui utilizadas foram obtidas numa resolução de 512 x 512 *pixels* (tamanho usual para imagens angiocardiográficas, [MEIJERING et al., 1999a], [MEIJERING et al., 1999c]) com 256 níveis de cinza (no intervalo de 0 a 255, sendo atribuído o valor 0 para a cor preta e 255 para a cor branca).

3.2 Fundamentos do Processamento de Imagens

A área de processamento e análise de imagens tem se tornado cada vez mais abrangente e multidisciplinar, envolvendo aplicações em diversas áreas do conhecimento humano.

A evolução da tecnologia de computação digital, bem como o desenvolvimento de novos algoritmos para o tratamento de sinais bidimensionais têm permitido uma gama cada vez maior de aplicações na área de processamento digital de imagens.

O processamento de imagens tem por objetivo a manipulação de informações pictoriais para realçar as suas qualidades visuais. Dessa maneira, torna-se possível observar detalhes na imagem digitalizada que muitas vezes não poderiam ser observados na imagem original [ALLAN et al., 1999].

As aplicações de processamento de imagens são ilimitadas. O processamento digital de imagens pode ser classificado em etapas, considerando o tipo de aplicação

que se pretende fazer. Esta classificação pode ser dividida em: melhoria da imagem (*enhancement*), restauração (*restoration*), codificação (*coding*) e interpretação (*understanding*).

A Figura 3.2 ilustra os procedimentos básicos do processamento de imagens [HUANG, 1996], incluindo desde a definição do domínio do problema, passando pelas fases de aquisição da imagem, pré-processamento, segmentação, representação e descrição, reconhecimento e interpretação, visando sempre à obtenção de uma imagem de qualidade adequada, como resultado final do processamento.

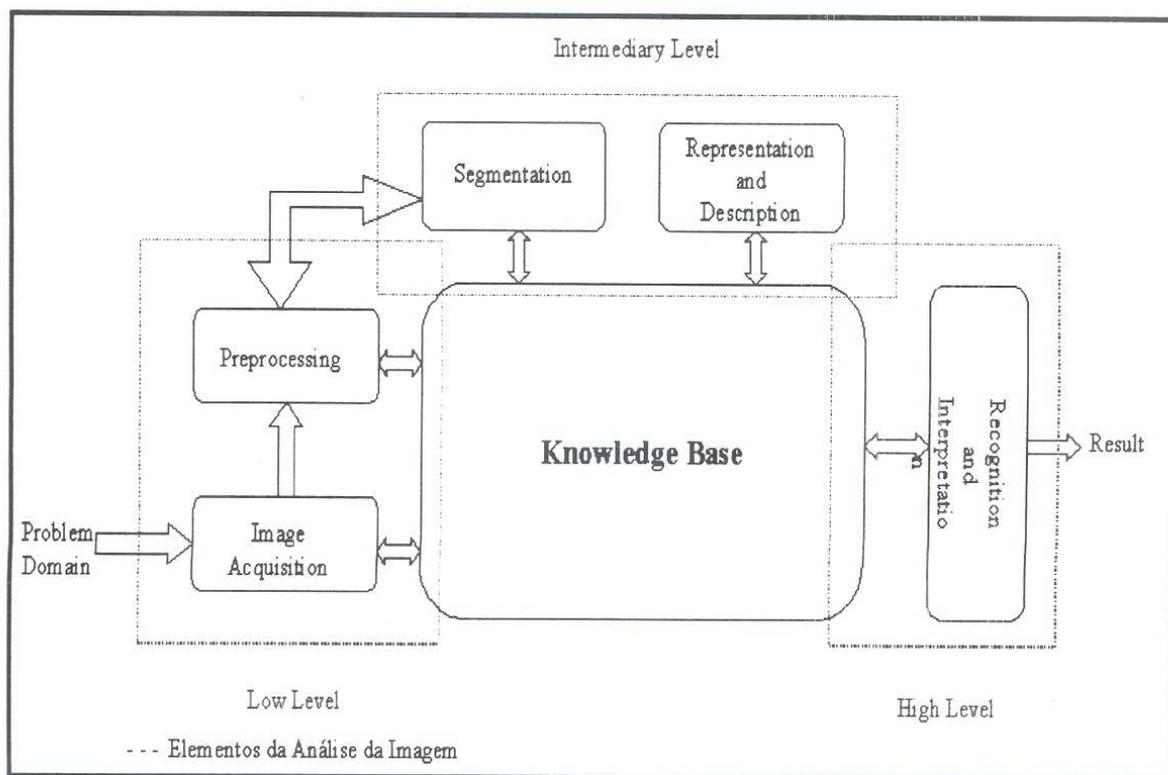


Figura 3.2 Etapas fundamentais do processamento de imagens²

² Figura extraída do Livro: *Digital Image Processing*, de Rafael C. Gonzales e Richard E. Woods, 1993.

3.2.1 Aquisição da Imagem

As imagens não podem ser introduzidas no computador na forma como a vemos, pelo fato dos computadores serem elaborados para trabalhar com números e não com imagens.

O procedimento de aquisição de imagens requer dispositivos de entrada e saída (um digitalizador de imagens e um *display*) e sensores de imagens que sejam capazes de digitalizar o sinal que é produzido, ou seja, que converta sinais analógicos para digitais, fazendo com que a imagem seja convertida para uma forma numérica.

Durante o processo de aquisição das imagens, algumas informações irrelevantes como ruídos ou artefatos podem ser inseridos na imagem original, prejudicando a análise e a visualização de alguns detalhes finos da mesma.

No caso das imagens utilizadas nesta dissertação, os artefatos de movimento ocorrem principalmente pelo próprio movimento natural do coração (ciclo cardíaco) e algumas vezes pelo movimento do paciente reduzindo, assim, a relevância diagnóstica pela introdução dos artefatos de movimento que são responsáveis pelo desalinhamento das estruturas vasculares nas imagens sucessivas, na seqüência dinâmica [ABDOULAEV et al., 1998], [MEIJERING et al., 1999a], [MEIJERING et al., 1999b], [MEIJERING et al., 1999c], [MEIJERING et al., 2000].

3.2.2 O Pré-processamento da Imagem

A fase de pré-processamento reúne várias técnicas capazes de corrigir a imagem original, as quais têm como principal objetivo eliminar deformações que comprometam os processos subsequentes, tais como a segmentação, a extração de características e o reconhecimento [GONZALEZ & WOODS, 1993].

O pré-processamento refere-se ao processamento inicial de dados brutos para calibração da imagem, correção de distorções geométricas e remoção de ruído, visando sempre a melhorar a qualidade da imagem final [FACON, 1998].

3.2.3 Segmentação

A fase de segmentação é, geralmente, o primeiro passo para a análise da imagem. A segmentação tem como função subdividir uma imagem em duas partes ou objetos constituintes [GONZALEZ & WOODS, 1993].

A segmentação talvez seja um dos maiores desafios do processamento digital de imagens devido à grande dificuldade de não se conhecer previamente o número e tipo de estruturas que nela se encontram. Estas estruturas são identificadas a partir de sua geometria, forma, topologia, textura, cor ou brilho, sendo escolhidas aquelas que possibilitam a melhor identificação.

A segmentação é um processo que tipicamente particiona o domínio espacial de uma imagem em subconjuntos mutuamente exclusivos, chamados regiões, onde cada região é uniforme e homogênea com relação a algumas propriedades como nível de cinza ou cor e cujos valores destas características diferem em alguns aspectos e significados das propriedades de cada região vizinha.

3.3 O Realce de Imagens

As técnicas de realce de imagens têm por objetivo produzir imagens mais adequadas do que as originais, para uma determinada aplicação.

Os métodos de realce são usados para manipular imagens a partir de características psicofísicas do sistema de referência, que é a visão humana, como também para sistemas automáticos. Já as técnicas de restauração visam a obter uma imagem real, se possível, com um conhecimento prévio sobre os processos de degradação pelos quais as imagens originais foram submetidas [FACON, 1998].

As técnicas de realce são relacionadas com operações de contraste, suavização e realce de bordas, visando a obter imagens de bom contraste, com menos ruído, contornos mais nítidos e possibilitando a visualização de alguns detalhes que não estavam visíveis na imagem original [FACON, 1998], [FACON, 1999].

As técnicas de realce de imagens são divididas em dois grupos: as de domínio espacial e as de domínio de frequência. As técnicas de domínio espacial baseiam-se na manipulação direta do *pixel* na imagem, enquanto que as técnicas de domínio de frequência baseiam-se na modificação da imagem através da transformada de *Fourier* [GONZALEZ & WOODS, 1993].

No domínio espacial as técnicas de realce de imagens são agrupadas nos métodos ponto a ponto e vizinhança. Entre os métodos ponto a ponto encontram-se as técnicas de modificação de histograma, que visam a uniformizar a distribuição dos níveis de cinza da imagem e as técnicas de modificação do contraste. Entre os métodos de vizinhança encontram-se as técnicas de suavização de ruído, e realce de contornos e detalhes imprescindíveis para a interpretação da imagem [FACON, 1998].

3.3.1 O Histograma

O histograma de uma imagem cujos níveis de cinza estão no intervalo $[0, l-1]$ é uma função discreta igual a:

$$p_k = n_k / n \quad (3.2)$$

onde k é um valor de nível de cinza, n_k é a quantidade de *pixels* na imagem com nível de cinza k , n é a quantidade total de *pixels* na imagem e $k = 0, 1, 2, \dots, l-1$ [GONZALEZ & WOODS, 1993].

O histograma é uma tabela que representa, para cada nível de cinza, o número de *pixels* correspondentes na imagem, permitindo uma descrição global da imagem sobre os objetos, as informações nela contidas [FACON, 1998].

Graficamente, o histograma pode ser representado com o eixo das abscissas representando os níveis de cinza de 0 a $l-1$, sendo 0 a cor preta, e $l-1$ a cor branca; e o eixo das ordenadas representando o número de *pixels* para um dado nível de cinza (Figura 3.3). A partir do histograma podem-se deduzir características relativas ao contraste da imagem, analisar os limites dos seus níveis de cinza e isolar objetos do fundo [ARRUDA, 1997].

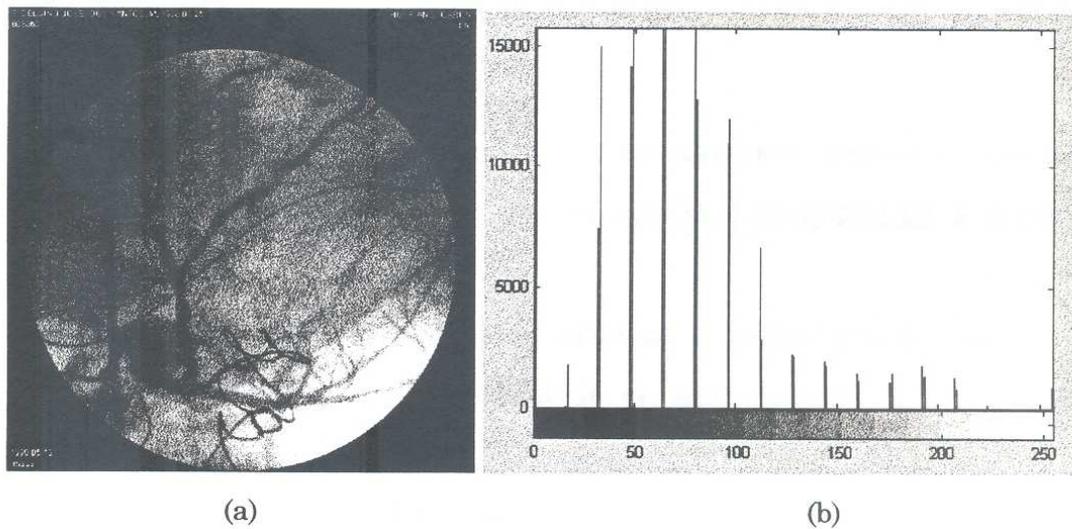


Figura 3.3 (a) Imagem original; (b) Histograma correspondente.

Quando os níveis de cinza estão concentrados em torno de um determinado valor, a imagem é pouco contrastada. Para realçá-la é necessário aplicar uma operação de modificação que redistribua os níveis de cinza, possibilitando o aumento do contraste na imagem original, através do alargamento dos níveis de cinza, como por exemplo, a equalização do histograma [ARRUDA, 1997].

3.3.2 Equalização de Histograma

De uma forma geral, as imagens digitais têm um espectro de luminância estreito e próximo da faixa dos pretos; os *pixels* têm, na maioria das vezes, uma luminância mais fraca que a média natural. Sendo assim, muitas vezes é necessário aprimorar o contraste e a dinâmica da imagem. Isto torna possível manipular diretamente os *pixels* a partir do histograma, possibilitando correções artificiais eficientes [FACON, 1998].

A operação de equalização do histograma permite a modificação deste, baseando-se em condições de equivalência de probabilidade [ARRUDA, 1997].

Considere a variável r representando os níveis de cinza dos pixels na imagem original. Os valores de r são normalizados e crescem no intervalo $[0,1]$ (0=preto e 1=branco) [GONZALEZ & WOODS, 1993], [FACON, 1998].

Uma função de transformação T aplicada em cada valor r na imagem original, produzindo valores s , é dada por [GONZALEZ & WOODS, 1993], [FACON, 1998]:

$$s = T(r) \quad (3.3)$$

onde $T(r)$ deve ser uma função monótona, estritamente crescente, única no intervalo $0 \leq r \leq 1$ e assumindo valores no intervalo $[0,1]$ [GONZALEZ & WOODS, 1993], [FACON, 1998].

Os níveis de cinza nas imagens original e transformada podem ser caracterizados por suas funções de densidade de probabilidade, $p_r(r)$ e $p_s(s)$ [GONZALEZ & WOODS, 1993].

A transformação inversa dos níveis de cinza de s para r será denotado por $s = T^{-1}(r)$ onde $0 \leq s \leq 1$.

Segundo a teoria de probabilidade elementar, se $p_r(r)$ e $T(r)$ são conhecidas e $T^{-1}(s)$ satisfaz a mesma condição de $T(r)$, a função de probabilidade de s é dada por [GONZALEZ & WOODS, 1993]:

$$p_s(s) = [p_r(r) dr / ds]_{r=r^{-1}(s)} \quad (3.4)$$

A equalização de histograma baseia-se na utilização ótima da informação de que $p_s(s) = 1 \forall s$ [ARRUDA, 1997]. Admitindo-se a escolha de uma função $T(r)$, tal que

$$s = T(r) = \int_0^1 p_r(w) \cdot dw \quad (3.5)$$

A derivada de s em relação a r é dada por $ds/dr = p_r(r)$. Assim,

$$p_s(s) = [p_r(r) dr / ds]_{r=r^{-1}(s)} \rightarrow p_s(s) = [p_r(r) \cdot 1 / p_r(r)]_{r=r^{-1}(s)} \quad (3.6)$$

$$p_s(s) = 1$$

sendo s uma variável aleatória, variando uniformemente sobre o intervalo $[0,1]$ [GONZALEZ & WOODS, 1993], [FACON, 1998].

Para serem úteis em processamento digital de imagens, tais conceitos devem ser expressos na forma discreta [GONZALEZ & WOODS, 1993]. Em se tratando de imagens em níveis de cinza tem-se

$$p_r(r_k) = n_k / n \quad 0 \leq r_k \leq 1, k = 0, 1, \dots, l-1 \quad (3.7)$$

onde n_k é a quantidade de *pixels* com nível de cinza k e n é o número total de *pixels* na imagem.

A Figura 3.4 mostra o resultado obtido após a aplicação da operação de equalização de histograma sobre uma imagem.

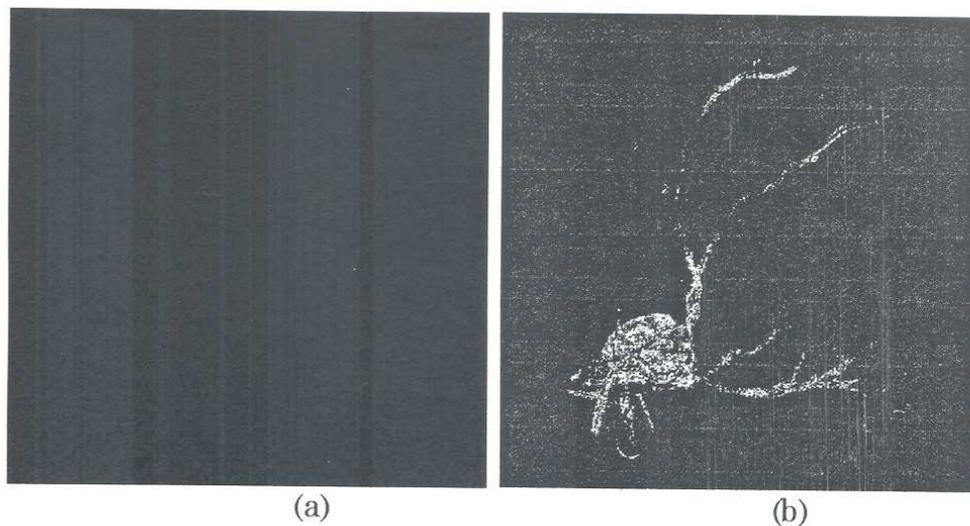


Figura 3.4 (a) Imagem original; (b) Imagem equalizada correspondente.

3.3.3 Filtros

Os filtros são usados principalmente para suavização e redução de possíveis ruídos presentes na imagem original. São utilizados na etapa de pré-processamento, para remoção de pequenos detalhes de uma imagem, antes da extração de objetos de interesse [GONZALEZ & WOODS, 1993].

As operações de filtragem dependem do valor do nível de cinza do *pixel* e de sua vizinhança. Os métodos de filtragem podem ser espaciais ou freqüenciais.

Os filtros espaciais agem diretamente sobre o *pixel*, podendo ser lineares (convolutivos) quando a transformação de um *pixel* resulta da combinação linear

dos *pixels* vizinhos, ou não lineares, quando os *pixels* vizinhos se relacionam através de uma operação não linear.

Os filtros freqüenciais agem sobre o espaço transformado, utilizando-se, geralmente, a transformada de *Fourier* [ARRUDA, 1997].

3.3.4 Detecção de Bordas

A técnica de detecção de bordas consiste em um processo de examinar uma imagem visando a encontrar as descontinuidades nos níveis de cinza da imagem. Uma borda é definida como o limite entre duas regiões com propriedades relativamente distintas dos níveis de cinza.

O objetivo da detecção de bordas é remover o fundo das imagens. Este objetivo é obtido de forma mais precisa quando a imagem é pré-processada com técnicas de suavização.

Os resultados apresentados através das técnicas de suavização podem introduzir falta de nitidez, devido, muitas vezes, às suas próprias características de não apresentarem contornos nítidos. Os contornos em uma imagem são considerados como componentes de alta freqüência. Uma forma de realçar os contornos é a amplificação desses componentes, que pode ser realizada através de um operador de diferenciação [FACON, 1998].

O método mais comum para diferenciação em processamento digital de imagens é o gradiente.

Dada uma função bidimensional $f(x, y)$, o gradiente f nas coordenadas (x, y) é definido como sendo o vetor

$$\nabla f = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial x} \\ \frac{\partial f}{\partial y} \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

e a magnitude do gradiente, denotada por $|\nabla f|$, é dada por

$$|\nabla f| = \text{mag}(\nabla f) = \left[\left(\frac{\partial f}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y} \right)^2 \right]^{1/2} \quad (3.9)$$

Este vetor ∇f representa a direção da maior variação da descontinuidade ao ponto de cálculo. No caso de imagens digitais, as derivadas no ponto de uma vizinhança que compõem o vetor ∇f são aproximadas as diferenças entre os níveis de cinza dessa vizinhança [FACON, 1998]. Uma aproximação típica é dada pela relação

$$|\nabla f| \cong \left[[f(x, y) - f(x + 1, y)]^2 + [f(x, y) - f(x, y + 1)]^2 \right]^{1/2} \quad (3.10)$$

e os resultados similares podem ser obtidos usando valores absolutos, como é mostrado abaixo

$$|\nabla f| \cong |f(x, y) - f(x + 1, y)| + |f(x, y) - f(x, y + 1)| \quad (3.11)$$

De forma prática, uma imagem gradiente pode ser obtida através da convolução de uma máscara, formada pelos coeficientes da equação de aproximação com a imagem original. Dado um *pixel*, os valores vizinhos da máscara são multiplicados pelos valores dos níveis de cinza vizinhos correspondentes a esse *pixel*. A soma dessas multiplicações corresponde ao valor do gradiente aplicado ao *pixel* central dessa vizinhança [FACON, 1998].

Existem vários operadores de avaliação das derivadas parciais, dependendo dos pontos da vizinhança usados na aproximação, como o gradiente de *Sobel*, *Prewitt*, *Canny*, entre outros.

O operador *Sobel* é um gradiente de intensidade de primeira ordem que pode ser calculado usando *Kernels* de convolução espaciais. Calcula um gradiente horizontal para a direção X e um gradiente vertical para a direção Y. Estes não são normalizados para produzir resultados no mesmo alcance como os valores de *pixel* na imagem original.

O operador *Prewitt* é similar ao operador *Sobel* e outros operadores de primeira ordem. O gradiente do operador *Prewitt* resulta da convolução da

magnitude maior que indica a direção de gradiente. A direção do gradiente é determinada pela máscara que dá como resposta o local máximo.

O operador *Canny* é um método que encontra as bordas buscando os locais máximos do gradiente na imagem. O gradiente é calculado usando uma derivada de um filtro Gaussiano. Usa dois limiares para detectar extremidades fortes e fracas, e inclui somente as extremidades fracas se estiverem conectadas a extremidades fortes.

O operador de detecção de bordas *Canny* foi desenvolvido em 1986, por John Canny [CANNY, 1986], baseado em três condições fundamentais:

1. Uma baixa probabilidade para a marcação de pontos que não pertencem à borda e a não marcação de pontos pertencentes à borda (o que caracteriza uma boa detecção);
2. Os pontos marcados como bordas têm que estar o mais próximo possível do centro da borda verdadeira (o que caracteriza uma boa localização);
3. Deve fornecer uma resposta única para um ponto de borda único (o que caracteriza a unicidade)

3.4 Transformações Geométricas

As transformações geométricas são técnicas que geralmente modificam relacionamentos espaciais entre os *pixels* numa imagem. As transformações geométricas freqüentemente são chamadas de *rubber-sheet*, porque podem ser visualizadas como o processo de “impressão” em uma imagem de uma folha de borracha e então alargando a folha de acordo com um conjunto de regras pré-definidas [GONZALEZ & WOODS, 1993]. As transformações geométricas básicas são translação, rotação e escalamento.

Em termos de processamento digital de imagens, uma transformação geométrica consiste de duas operações básicas: (1) uma transformação espacial, que define a reestruturação dos *pixels* no plano da imagem; (2) a interpolação em níveis de cinza que distribui o alinhamento dos níveis de cinza para os *pixels* na imagem transformada espacialmente.

3.4.1 Transformação Espacial

Suponha-se que uma imagem f com coordenadas de *pixels* (x, y) , sofra distorção geométrica para produzir uma imagem g com coordenadas (\hat{x}, \hat{y}) . Esta transformação pode ser expressa como:

$$\hat{x} = r(x, y) \quad \text{e} \quad \hat{y} = s(x, y) \quad (3.12)$$

onde $r(x, y)$ e $s(x, y)$ representam transformações espaciais que produzem imagens distorcidas geometricamente $g(\hat{x}, \hat{y})$. Por exemplo, se $r(x, y) = x/2$ e $s(x, y) = y/2$, a distorção é simplesmente uma contração do tamanho de $f(x, y)$ por ambas as direções espaciais.

Se $r(x, y)$ e $s(x, y)$ são conhecidas analiticamente, a recuperação de $f(x, y)$ a partir da imagem distorcida $g(\hat{x}, \hat{y})$ é obtida pela aplicação da transformação reversa.

Contudo, a permuta analítica de um conjunto de funções $r(x, y)$ e $s(x, y)$, que descrevem o processo de distorção geométrica sobre o plano da imagem de entrada, geralmente, não é possível de ser realizada. Este método freqüentemente supera a dificuldade de formular a relocalização espacial dos *pixels* pelo uso dos *tiepoints* (pontos relacionados), os quais são um subconjunto de *pixels* cujas localizações, nas imagens de entrada (distorcida) e de saída (corrigida), são conhecidos precisamente [GONZALEZ & WOODS, 1993].

3.4.2 Interpolação em Níveis de Cinza

A interpolação é uma operação que é requerida até que os pontos na grade transformada da imagem de entrada, em geral não muito longa, coincidam com os pontos na grade da imagem de saída e vice-versa.

A base da interpolação é o teorema de amostragem, que pode ser interpretado como sendo o resultado de uma filtragem ideal, aplicada a uma seqüência modulada de impulsos pelos valores de sinal original, num determinado instante de tempo [BONATTI et al., 1996].

A interpolação linear é uma aproximação clássica da interpolação. Os pontos interpolados encontram-se em linhas conectadas diretamente com os pontos da

grade na vizinhança. O princípio básico da interpolação linear é que uma linha direta seja puxada para atravessar dois pontos vizinhos [JÄHNE, 1997].

A interpolação em níveis de cinza é um método que, através de valores inteiros das coordenadas (x, y) , produz uma imagem corrigida $f(x, y)$.

$$\hat{x} = c_1x + c_2y + c_3xy + c_4 \text{ e } \hat{y} = c_5x + c_6y + c_7xy + c_8 \quad (3.13)$$

Dependendo do coeficiente c_i , $i=1..8$, as equações acima podem distribuir valores não inteiros para \hat{x} e \hat{y} . Pelo fato da imagem distorcida g ser digital, seus valores de *pixels* são definidos somente nas coordenadas inteiras. Assim, o uso de valores não inteiros para \hat{x} e \hat{y} causam um mapeamento dentro das localizações de g para que nenhum novo nível de cinza seja definido. Deduz-se que os valores dos níveis de cinza naquelas localizações devem ser baseados somente em valores de cinza localizados em coordenadas inteiras [GONZALEZ & WOODS, 1993].

No capítulo seguinte são apresentadas as técnicas e princípios da correção do movimento na angiografia por subtração digital, utilizados no desenvolvimento deste trabalho.

Capítulo 4

Correção do Movimento

Este capítulo tem por objetivo apresentar as técnicas que vêm sendo utilizadas para a detecção e correção do movimento na angiografia por subtração digital, evidenciando, assim, as técnicas que foram utilizadas no desenvolvimento da metodologia proposta nesta dissertação.

4.1 A Angiografia por subtração digital - DSA

A angiografia por subtração digital (*DSA*) é uma modalidade bem estabelecida para a visualização dos vasos sanguíneos no corpo humano, por permitir a caracterização (por exemplo, comportamento funcional e morfológico) de estruturas vasculares [TOUMOULIN et al., 1997], [PUENTES et al., 1998], [MEIJERING et al., 1999a], [BOONE et al., 1998], [CLOSE et al., 1999], [ALLAN et al., 1999], [MEIJERING et al., 1999b], [MEIJERING et al., 1999c], [MEIJERING et al., 2000]. É importante salientar que imagens individuais em uma seqüência de imagens angiocardiógráficas são de fato projeções bidimensionais (2D) de uma estrutura anatômica real tridimensional (3D) [MEIJERING et al., 1999b].

Na angiocardiógrafia, uma seqüência de imagens pode representar o registro de um ou vários batimentos cardíacos, onde o contraste injetado visa mostrar as estruturas vasculares e a morfologia coronariana através das técnicas de angiografia por subtração digital (*DSA*) [PUENTES et al., 1998].

Estudos revelam que os artefatos na subtração de imagens [MEIJERING et al., 1999a], [BOONE et al., 1998], [CLOSE et al., 1999], [MEIJERING et al., 1999b], [MEIJERING et al., 1999c], [MEIJERING et al., 2000] devem ser

corrigidos por meio de técnicas de processamento digital de imagens. Isto pode ser obtido pelo cálculo da correspondência entre os *pixels* nas imagens sucessivas e pela deformação de uma imagem com relação a outra de acordo com a correspondência encontrada [MEIJERING et al., 1999b], [MEIJERING et al., 1999c], [MEIJERING et al., 2000], sendo freqüentemente requerido e aplicado em situações onde as seqüências de imagens precisam ser analisadas.

As técnicas de subtração de imagens são baseadas na suposição de que os tecidos da vizinhança dos vasos não mudam na posição ou densidade durante a exposição. Esta suposição, na realidade, não é válida para um número substancial de exames angiocardiógráficos, pelo fato de existir o movimento do coração e do paciente, que quase sempre ocorre, causando artefatos nas imagens de subtração que dificultam a interpretação da imagem [MEIJERING et al., 1999c].

Desde então, várias técnicas – subtração de energia, subtração híbrida e remascaramento automático – têm sido desenvolvidas e aplicadas para reduzir os artefatos e melhorar a qualidade do valor diagnóstico de imagens *DSA* [MEIJERING et al., 1999a]. Contudo, nem sempre estes métodos podem ser introduzidos na prática clínica, por requererem dispositivos (materiais e equipamentos) muito caros ou, em alguns casos, pela dificuldade de serem implementados [MEIJERING et al., 1999a].

Por isso, busca-se corrigir o movimento a partir da eliminação dos artefatos, que são responsáveis pelas distorções dos níveis de cinza das imagens, estabelecendo uma correspondência entre as imagens de máscara e de contraste.

4.1.1 Artefatos de Movimento

Os artefatos de movimento são responsáveis por algumas distorções severas nas imagens, que podem reduzir significativamente a qualidade da imagem para uma posterior avaliação diagnóstica.

Alguns movimentos durante o processo de aquisição das imagens angiográficas podem ser evitados com a colaboração do paciente, mas movimentos locais involuntários de alguns órgãos particulares do corpo humano são praticamente inevitáveis (por exemplo, gases intestinais e movimento peristáltico dos intestinos) [MEIJERING et al., 1999a].

Um outro fator que deve ser mencionado é que nem todos os pacientes resistem a uma recomendação para não engolir ou tossir, e estas ações podem resultar em artefatos de movimento na imagem.

No caso particular de exames cardíacos, um agravante a mais é o próprio movimento do coração devido às fases do ciclo cardíaco (sístole e diástole) e o movimento pulsátil das artérias.

Com o objetivo de reduzir alguns artefatos de movimento, algumas precauções relacionadas ao processo de aquisição das imagens podem ser tomadas como: requisitar que o paciente prenda a respiração por alguns instantes e que se use material de contraste não-iônico¹ ao invés do iônico para que a sensação de desconforto e de calor repentinos causada pela injeção do material de contraste seja evitada [MEIJERING et al., 1999a].

Entretanto, como nem sempre todos os artefatos podem ser totalmente evitados, precisa-se recorrer a técnicas de correção do movimento que é o objetivo deste trabalho.

4.2 Técnicas de Correção do Movimento

As técnicas para a computação automática do movimento local, ou do deslocamento de certos objetos ou estruturas, podem ser divididas em duas categorias:

1. Técnicas de fluxo ótico (baseadas no gradiente) e;
2. Técnicas baseadas no emparelhamento do modelo.

4.2.1 Técnicas de Fluxo Ótico

As técnicas de fluxo ótico [MEIJERING et al., 1999a], [MEIJERING et al., 1999c], [CAMPANI et al., 1992] são baseadas na suposição de que o movimento dos objetos nas imagens causam somente uma mudança na posição dos padrões dos níveis de cinza dos pixels correspondentes, enquanto que os próprios padrões

¹ A substituição do material de contraste iônico pelo não-iônico não influencia na qualidade de visualização do exame

permanecem inalterados. Para uma seqüência de imagens 2D $I(x, y, t)$ isto implica em

$$I(x, y, t) = I(x + \delta x, y + \delta y, t + \delta t) \quad (4.1)$$

onde δx , δy e δt denotam pequenas mudanças na posição e no tempo, respectivamente. Expandindo o lado direito dessa equação, dividindo por δt e pegando como limite $\delta t \rightarrow 0$, chega-se à seguinte equação

$$\frac{dI}{dt} = \frac{\partial I}{\partial t} + \nabla I \cdot u = 0 \quad (4.2)$$

onde ∇I denota o gradiente 2D da imagem em níveis de cinza I , e $u = (u, v)$ denota a velocidade no plano da imagem [MEIJERING et al., 1999a], [MEIJERING et al., 1999c].

Um dos problemas das técnicas de fluxo ótico é o fato de existir uma equação com duas variáveis desconhecidas (u e v). Somente o componente de u na direção do gradiente ∇I pode ser calculado, uma vez que o deslocamento na direção tangencial nunca conduzirá a uma mudança na distribuição do nível de cinza, que é freqüentemente referido como um problema de abertura. Para se obter uma solução única para u e v , condições adicionais precisam ser impostas, como por exemplo, a requisição de que os deslocamentos $u(x, y)$ ou velocidades $v(x, y)$ devem variar suavemente na seqüência das imagens.

As técnicas de fluxo ótico não podem ser aplicadas diretamente a imagens de angiografia, pois existe uma transformação 2D de um objeto em uma cena original em 3D. Para que esta transformação seja recuperada, precisa-se de, no mínimo, duas imagens. Existem duas razões para isto, que são descritas abaixo.

1. Em determinados pontos da imagem, é impossível recuperar o componente tangencial do vetor de deslocamento (problema de abertura).
2. A suposição de que as diferenças entre duas imagens é o resultado do movimento dos objetos em uma cena 3D, não se aplica a imagens

angiográficas, pois novos objetos (contraste) são introduzidos em certas partes da cena.

4.2.2 Técnicas Baseadas no Emparelhamento do Modelo

As técnicas baseadas no emparelhamento do modelo supõem que o deslocamento d de cada *pixel* em uma imagem $I(x, y, t_1)$ pode ser aproximado por uma pequena janela (ou vizinhança) ϖ de tamanho $W \times W$ *pixels*. Buscando-se então encontrar a janela correspondente na imagem seguinte $I(x, y, t_2)$, onde na seqüência $t_2 > t_1$. Para a otimização da medida de emparelhamento, esta deve atender certos critérios de similaridades, conforme a translação apresentada [MEIJERING et al., 1999a], [MEIJERING et al., 1999c], [MAINTZ et al., 2000], [COELHO et al., 2000].

As técnicas mais simples de correção do movimento baseadas no emparelhamento do modelo visam computar somente a correspondência perfeita entre um número pequeno de janelas ou regiões de interesse. Essa técnica utiliza uma imagem de máscara como entrada, pegando como referência uma única janela de tamanho $M \times N$, onde M e N são, respectivamente, as dimensões x e y da imagem [MEIJERING et al., 1999a].

Embora a técnica de emparelhamento do modelo também sofra do problema de abertura, citado anteriormente na seção 4.2.1, este pode ser corrigido pela aplicação de uma medida de similaridade que não seja sensível a mudanças nos níveis de cinza.

Algoritmos mais sofisticados utilizam vetores de deslocamentos obtidos através de pontos de referência ($p_i = (x_i, y_i)$) na imagem. Estes vetores são considerados como amostras do campo do vetor de deslocamento original. A partir dos vetores amostrados, uma transformação geométrica global é construída por meio de interpolação [MEIJERING et al., 1999a].

Os vetores de deslocamento dos pontos de referência são, novamente, computados pela aplicação do emparelhamento do modelo através de pequenas janelas ao redor destes pontos. Com esta aproximação, o tamanho das janelas não é determinado pelas dimensões da região de interesse, como indicado pelo usuário, mas sim pela quantidade mínima de informação que é necessária para se obterem

estimativas realizáveis para o deslocamento dos pontos de referência correspondentes. Este processo depende do critério que é empregado para determinar a similaridade do conteúdo da imagem [MEIJERING et al., 1999c].

Os pontos de referência podem ser escolhidos manualmente, a partir de uma grade regular em uma determinada região de interesse da imagem, os quais são e é indicados pelo usuário. Com o uso de grades regulares os pontos de referência são escolhidos sem levar em consideração o conteúdo da imagem dentro das janelas de correspondência e o deslocamento global pode ser facilmente computado.

Pesquisas recentes [MEIJERING et al., 1999a], [MEIJERING et al., 1999c], relatam que os artefatos de movimento nas imagens de subtração aparecem freqüentemente naquelas regiões onde as bordas dos objetos são mais definidas. A partir dessa afirmação pode-se propor uma seleção automática dos pontos de referência nas imagens que sejam baseados em um esquema de detecção de bordas sobre a imagem de máscara [LIKAR et al., 1999].

Para que o algoritmo de emparelhamento do modelo produza vetores de deslocamento corretos é preciso que a malha de pontos de referência construída seja capaz de modelar precisamente cada transformação geométrica.

O aspecto mais importante da técnica de emparelhamento do modelo é a escolha da medida de similaridade que será usada para determinar a correspondência entre as regiões nos *frames* sucessivos.

Existem vários critérios de medidas de similaridade que podem ser utilizados, como: medidas baseadas na correlação cruzada, medidas baseadas na soma dos valores absolutos das diferenças, medidas baseada na diferença do histograma, entre outras.

Em uma pesquisa recente [MEIJERING et al., 1999a] foram apresentadas e discutidas essas medidas de similaridade que vêm sendo utilizadas por vários autores. De acordo com as avaliações pôde ser concluído que a medida baseada nas diferenças dos histogramas é a mais adequada para imagens angiográficas.

A medida de similaridade, $M(d)$, baseada na diferença dos histogramas pode ser expressa como

$$M(d) = \sum_g H^2(g; d) \quad (4.3)$$

onde H denota o histograma normalizado das diferenças dos valores de cinza g , de duas regiões a serem emparelhadas, como uma função do deslocamento, d . Esta medida não é sensível às descontinuidades dos níveis de cinza e dissimilaridades locais causadas pelos vasos sangüíneos contrastados.

4.2.3 Artefatos e Distorções dos Níveis de Cinza

Mesmo que exista uma correspondência correta entre as estruturas, em níveis de cinza, nas imagens sucessivas e na seqüência que tenham sido recuperadas (em termos de um campo de vetor de deslocamento), e a deformação da imagem de máscara seja adequada, em alguns casos o fundo nas imagens de subtração não serão necessariamente homogêneos. Isso ocorre devido à baixa intensidade de brilho, o qual pode ser diferente para imagens de contraste diferentes, mesmo em uma mesma seqüência de imagens [MEIJERING et al., 1999a].

Estes artefatos de movimento são causados principalmente por causa de mudanças nas densidades locais, como o resultado de contrações e expansões de tecidos (como por exemplo, as fases do ciclo cardíaco). Outras causas de artefatos provocando distorções dos níveis de cinza incluem flutuações na intensidade do raio-X, no decorrer do tempo, e uma difusão não uniforme do material de contraste nos vasos [MEIJERING et al., 1999a].

4.2.4 Interpolação do Deslocamento

Para que a interpolação do deslocamento da imagem de máscara sobre a imagem de contraste seja possível é preciso ter uma descrição completa do campo do vetor de deslocamento $d: R^2 \rightarrow R^2$ (direção e orientação), ou seja, o deslocamento d deve ser conhecido para cada ponto de referência p_i na imagem.

Os deslocamentos devem ser calculados para a quantidade de pontos de referência p_i selecionados; a partir desta suposição os campos dos vetores devem ser obtidos com a utilização de técnicas de interpolação.

O capítulo seguinte enfoca a metodologia desenvolvida neste trabalho com as respectivas técnicas de processamento digital de imagens e de correção do movimento em imagens angiográficas que foram utilizadas.

Capítulo 5

Metodologia Desenvolvida

Uma avaliação e interpretação exata do movimento cardíaco é essencial para diagnosticar algumas patologias cardíacas relacionadas com a deficiência da circulação das coronárias ou anomalias do miocárdio [PUENTES et al., 1998], principalmente quando são utilizadas as técnicas de angiografia por subtração digital.

As seqüências de imagens de angiocardiografia utilizadas no escopo deste trabalho apresentam alguns artefatos de movimento que são devidos, principalmente, ao próprio movimento do coração (as fases do ciclo cardíaco - sístole e diástole) e algumas vezes ao movimento do paciente. Estes artefatos são responsáveis por mudanças na intensidade e posição dos *pixels* na imagem. O problema está em encontrar uma correspondência entre as imagens. A partir daí, o objetivo principal é a correção do movimento e alinhamento das estruturas vasculares na seqüência de imagens utilizada, para finalmente obter uma imagem por subtração mais precisa.

A seguir é apresentada a metodologia utilizada para a correção do movimento e extração das estruturas vasculares das imagens de angiocardiografia, através da angiografia por subtração digital (*DSA*).

5.1 Seleção das Imagens

As seqüências de imagens utilizadas como base para esta dissertação foram obtidas de exames clínicos de angiocardiografia e, portanto, condizem com o comportamento cardíaco dinâmico. As imagens foram capturadas a partir do equipamento *GE Medical Systems* - Modelo DLX.

A Figura 5.1 mostra algumas imagens¹ de uma seqüência obtida em um exame de angiocardiografia de um paciente. Observa-se nessa figura a passagem progressiva do material de contraste (composto iodado) injetado através de um catéter sobre uma ou mais estruturas vasculares de interesse do coração.



(a) (b) (c) (d) (e)

Figura 5.1 Exemplo de imagens mostrando: (a) fase que antecede a injeção do contraste; (b) início da injeção do material de contraste; (c) contraste totalmente visível; (d) início do desaparecimento do contraste; (e) desaparecimento completo do contraste.

A etapa inicial desse trabalho é o processo de seleção das imagens de máscara e de contraste que servirão como base para todos os processamentos subsequentes.

Os critérios utilizados para a seleção das imagens envolvidas neste trabalho foram os seguintes: observou-se cada seqüência de imagens; em seguida selecionou-se a imagem em que a injeção do material de contraste estava completa, ou seja, permitindo a visualização de toda a estrutura vascular. Esta imagem foi considerada como a imagem de contraste. O procedimento seguinte, foi definir a fase do ciclo cardíaco (sístole ou diástole) à qual a imagem de contraste selecionada pertence. Para a seleção da imagem considerada neste trabalho como sendo a imagem de máscara, ou seja, aquela em que as estruturas vasculares não estejam presentes, foi realizada uma busca no início da seqüência, para que a imagem selecionada pertencesse o mais precisamente possível ao mesmo instante da fase do ciclo cardíaco da imagem de contraste.

¹ Todas as imagens de angiocardiografia utilizadas nesta dissertação foram saturadas, devido a baixa qualidade de visualização das informações da imagem.

Após a definição das imagens de máscara e de contraste, selecionou-se uma imagem imediatamente anterior à imagem de contraste e uma imediatamente posterior, com o objetivo de corrigir o movimento para as três imagens. Isto foi proposto pelo fato de que a análise de mais de uma imagem da seqüência pode apresentar como resultado estruturas vasculares mais precisas. As características das imagens utilizadas neste trabalho encontram-se detalhadas no Anexo A.

A Figura 5.2(a) apresenta uma imagem da seqüência sem contraste que foi considerada como a imagem de máscara. A Figura 5.2(b) foi selecionada no momento em que a injeção do material de contraste estava completa, ou seja, no instante em que se pode visualizar toda a estrutura vascular. Procurou-se selecionar as imagens de máscara e de contraste na mesma fase do ciclo cardíaco, pois existe uma grande variação na estrutura cardíaca entre as fases de sístole e diástole (movimento de contração e expansão).

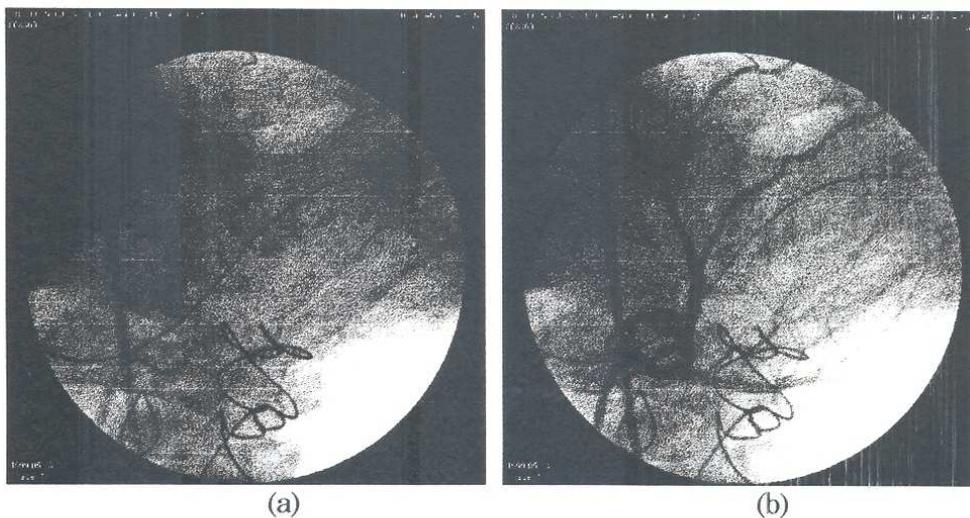


Figura 5.2 (a) Imagem de máscara; (b) Imagem de contraste.

A Figura 5.3 ilustra o tipo predominante de movimento que é observado quando se visualiza a seqüência de imagens completa. O movimento em todas as seqüências observadas comporta-se da seguinte forma: inicia para cima e para direita e segue para baixo e para a esquerda, como um ciclo. A rotação dos deslocamentos é mais freqüente no início e fim da sístole.



Figura 5.3 Representação do movimento observado na seqüência de imagens

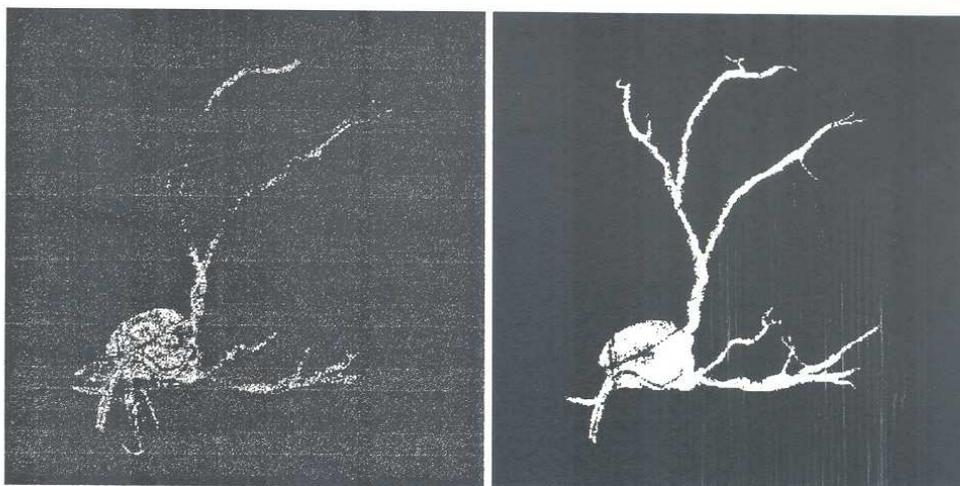
Após o processo de seleção das imagens de máscara e de contraste, as imagens foram subtraídas da forma como foram capturadas, ou seja, sem nenhum processamento.

O resultado dessa subtração pode ser observado na Figura 5.4, da qual pode-se concluir que as estruturas de fundo foram completamente eliminadas somente naquelas situações onde as estruturas estavam alinhadas e tinham a mesma distribuição de níveis de cinza, nas outras regiões as informações foram perdidas. Esta perda de informações ocorre devido aos artefatos de movimento que estão presentes na seqüência de imagens analisadas.



Figura 5.4 Resultado da subtração (imagem de máscara/contraste)

A Figura 5.5(a) ilustra o resultado da operação de equalização do histograma da Figura 5.4, para uma melhor visualização do resultado da subtração anterior. A título de comparação, na Figura 5.5(b) ilustra-se um resultado que pode ser considerado como esperado, ou seja, com as estruturas vasculares na sua forma mais precisa.



(a)

(b)

Figura 5.5 Imagem de subtração. (a) Resultado da subtração digital equalizada; (b) Resultado esperado.

Sendo assim, fica claro que antes da subtração da imagem angiocardiográfica, o movimento precisa ser detectado e corrigido, com o intuito de eliminar os artefatos de movimento da imagem, visando à obtenção das estruturas vasculares de forma mais precisa.

A próxima etapa executada foi a de encontrar uma correspondência entre estas duas imagens (máscara e contraste) através da seleção de pontos de referência e detectar o deslocamento dos mesmos.

5.2 Pontos de Referência

Como é praticamente impossível calcular o deslocamento explícito de cada ponto na imagem de 512 x 512 *pixels*, devido ao alto tempo de execução computacional, optou-se por selecionar um conjunto limitado de pontos de referência $p_i = (x_i, y_i)$ na imagem, obtendo uma correspondência e coerência entre os *pixels* das imagens de máscara e de contraste.

Os pontos de referência podem ser escolhidos manualmente através da seleção de uma região de interesse ou podem ser gerados automaticamente a partir de um esquema de detecção de bordas sobre a imagem de máscara.

Os pontos de referência utilizados neste trabalho foram extraídos automaticamente, seguindo um esquema de detecção de bordas, que será melhor explicado no decorrer deste capítulo.

Uma característica das imagens de angiografia é que certas regiões da imagem (bordas externas) possuem valores de cinza constantes, causados por propriedades físicas do sistema de aquisição que gera as imagens (na maioria das vezes, as imagens são detectadas por um intensificador de forma circular). Por isso, as bordas que servirão como base para o processamento posterior das imagens, devem ser detectadas dentro desta delimitação que foi denominada de região de exposição R_E . A região de exposição R_E é definida como:

$$R_E = \{x \mid (x - x_C)^2 + (y - y_C)^2 \leq R^2 \wedge x \geq X_{\min} \wedge x \leq X_{\max} \wedge y \geq Y_{\min} \wedge y \leq Y_{\max}\} \quad (5.1)$$

onde (x_C, y_C) são as coordenadas do centro do intensificador da imagem, R é o raio do intensificador da imagem e $x_{\min}, x_{\max}, y_{\min}$ e y_{\max} são os limites de borda esquerdo, direito, inferior e superior, respectivamente.

Para determinar os parâmetros acima executaram-se os seguintes procedimentos: para a extração do raio R realizou-se uma varredura da imagem iniciando no pixel de posição $(0,0)$ sempre comparando o valor da próxima posição

com o valor da posição anterior. Quando há diferença entre os níveis de cinza é detectada na posição (x_i, y_i) ² interrompe-se a varredura e calcula-se o raio como

$$R = [(x_c - x_i)^2 + (y_c - y_i)^2]^{1/2} \quad (5.2)$$

Os parâmetros $x_{\min}, x_{\max}, y_{\min}, y_{\max}$ foram calculados de forma similar, usando como pontos iniciais $(0, \frac{1}{2}M), (M, \frac{1}{2}M), (\frac{1}{2}M, 0), (\frac{1}{2}M, M)$ respectivamente. O valor do parâmetro M encontra-se quantificado na Tabela 1, Página 61.

Para a escolha do processo de detecção de bordas mais adequado foram testados os gradientes citados anteriormente na seção 3.3.4. Os gradientes Sobel e Prewitt não foram satisfatórios por apresentarem como resultados imagens de bordas com excesso de detalhes que dificultariam os processos subsequentes desta metodologia. Escolheu-se o gradiente de *Canny* por apresentar como resultado uma imagem de bordas bem definidas e próxima da imagem real (imagem de máscara).

O esquema de detecção de bordas *Canny* foi aplicado sobre a região de exposição R_E , calculando o local máximo da magnitude do gradiente no nível de cinza $|\nabla L(x, y)|$ sobre a imagem de máscara.

Resumidamente, o algoritmo *Canny* segue os seguintes passos: delimitação da região de exposição, suavização da imagem usando um *Kernel* Gaussiano, cálculo das direções x e y e da magnitude do gradiente.

É importante salientar que o esquema de detecção de bordas não pode ser aplicado nas imagens obtidas com a injeção de contraste, devido ao fato de que os vasos também seriam detectados como bordas.

A Figura 5.6 apresenta o resultado da operação de detecção bordas sobre uma imagem de máscara, utilizando o gradiente de *Canny*. Esta imagem gerada possui o mesmo tamanho da imagem original (512 x 512 *pixels*).

² Como as imagens estudadas apresentam informações como nome do paciente, data, impressas nos cantos superiores (esquerdo e direito) e no canto inferior esquerdo, desprezou-se a diferença nestas posições se elas estivessem no nível 255 (branco)



Figura 5.6 Detecção de bordas - Resultado da aplicação da técnica de *Canny* em uma imagem de máscara

A partir da imagem de magnitude do gradiente, gerado pelo detetor *Canny*, o processo subsequente é a extração dos pontos de referência. Estes pontos devem indicar os locais onde as bordas são bem definidas. Isto é feito pela limiarização na magnitude do gradiente com um valor Θ_e (Tabela 1, Página 61), que resulta em uma imagem binária. As regiões de interesse são aquelas onde as bordas são detectadas.

Os pontos de referência precisam assumir uma coerência com os *pixels* da vizinhança. Para isso definiu-se um parâmetro de distância entre os pontos D_{entre} no eixo do x e um parâmetro de distância mínima D_{min} entre os pontos para o eixo do y. Para evitar que grandes regiões no eixo do y, que não tenham bordas significativas, fiquem sem pontos de referência, definiu-se o parâmetro de distância máxima D_{max} entre os pontos. Os valores dos parâmetros D_{entre} , D_{min} e D_{max} (Tabela 1, Página 61) foram definidos para que os pontos de referência ficassem bem distribuídos por toda a região de exposição.

A Figura 5.7 ilustra as distâncias entre os parâmetros D_{entre} , D_{min} e D_{max} nos eixos x e y .

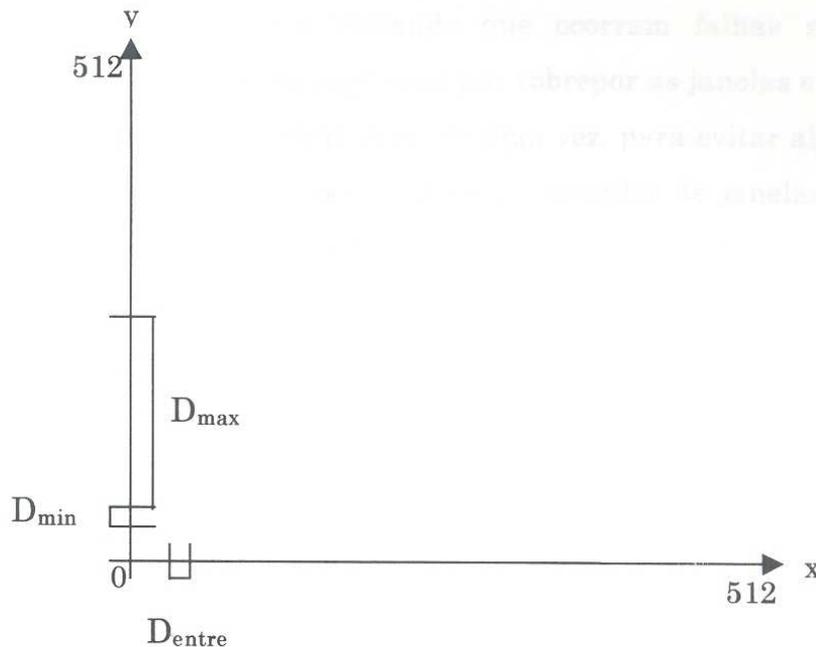


Figura 5.7 Distâncias entre os parâmetros D_{entre} , D_{min} e D_{max} .

Os critérios utilizados para a definição dos valores de cada parâmetro envolvido na metodologia desenvolvida encontram-se detalhados na seção 5.2.1.

5.2.1 Definição dos Critérios Utilizados no Algoritmo

Esta seção tem por objetivo detalhar os parâmetros utilizados para o desenvolvimento da metodologia proposta. Para a definição dos critérios utilizados foram consideradas as condições abaixo.

O parâmetro M recebeu o valor 512 pelo fato de que as imagens utilizadas neste trabalho possuem uma resolução de 512 x 512 *pixels*.

Para que um número substancial de pontos de referência fossem interpolados linearmente, dentro da região de exposição, definiu-se o parâmetro $D_{entre} = 4$, este parâmetro determina a distância entre os pontos ao longo do eixo x pertencentes à região de exposição. A partir da escolha deste parâmetro foram

definidos os parâmetros da janela ϖ e das distâncias mínimas e máximas (D_{\min} e D_{\max} , respectivamente) permitidas entre os pontos no eixo do y.

O parâmetro $\varpi = 7$ foi definido para que, no caso de pontos próximos, as janelas ficassem sobrepostas, evitando que ocorram falhas nas correções de determinadas posições. Por isso optou-se por sobrepor as janelas e corrigir algumas posições vizinhas ao *pixel* central, mais de uma vez, para evitar algumas distorções na correção da imagem de máscara. Alguns exemplos de janelas (sobrepostas ou não) são apresentados na Figura 5.8.

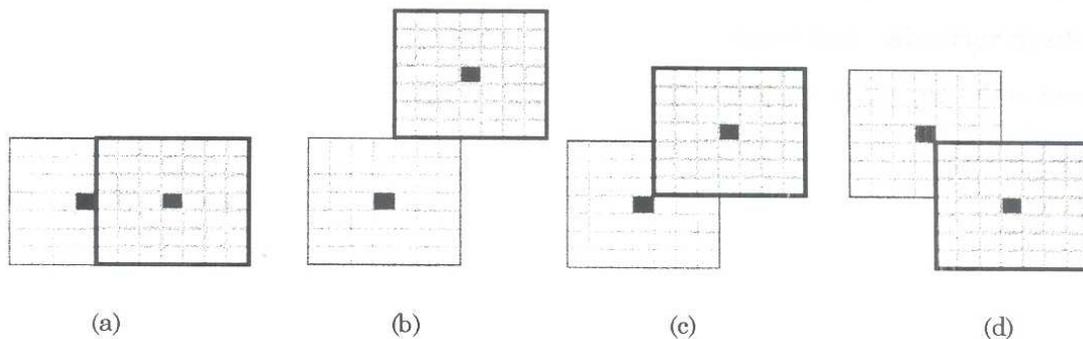


Figura 5.8 Exemplos de janelas. (a) Pontos selecionados na mesma coordenado no eixo do y para a posição D_{entre} e $D_{entre} + 1$; (b) Pontos selecionados na coordenada y para uma posição $D_{entre} + 1$; (c) e (d) Pontos selecionados utilizando o parâmetro D_{\min} para o eixo do y, acima e abaixo do ponto anterior, respectivamente, para a posição D_{entre} .

O parâmetro $D_{\min} = D_{entre}$ foi estabelecido para que um ponto não fique muito próximo do outro no eixo do y para um mesmo valor de parâmetro D_{entre} . Para evitar que a distância de um ponto com relação ao outro fique muito elevada em regiões que não possuem bordas significativas definiu-se parâmetro $D_{\max} = 100$. Estas medidas foram tomadas para que os pontos fossem bem distribuídos por toda a extensão da região de exposição (R_E). A princípio, pode-se questionar a utilização do parâmetro D_{\max} , mas o emprego do mesmo justifica-se pelo fato de que em algumas situações ocorriam algumas falhas na correção de regiões em que as bordas não estavam bem definidas; por este motivo foi utilizado o parâmetro D_{\max} .

Para a definição dos parâmetros D_{entre} , D_{\min} e ϖ (tamanho da janela), foram realizados vários testes, primeiro utilizando valores para parâmetro D_{entre} maiores o que, conseqüentemente, aumentou o tamanho da janela ϖ . O resultado

foi uma grande deformação na imagem de máscara, inclusive atingindo áreas onde as informações relevantes estariam presentes na imagem de contraste, complicando o emparelhamento das mesmas. Diminuindo o parâmetro D_{entre} (e consequentemente o tamanho da janela ϖ) causou um aumento considerável na quantidade de pontos de referência na região de exposição (R_E), elevando o tempo computacional e sem apresentar melhorias no resultado do emparelhamento das imagens.

A Figura 5.9 representa uma imagem gerada artificialmente, contendo só a região pertencente ao intensificador da imagem (forma circular). Nesta figura observa-se que os pontos de referência foram bem distribuídos por toda a região de exposição com a utilização destes parâmetros descritos anteriormente. A quantidade de pontos selecionados depende da complexidade de detalhes da imagem de bordas, no caso da Figura 5.9 a quantidade de pontos é reduzida pelo fato de só ter sido detectada a forma circular da imagem.

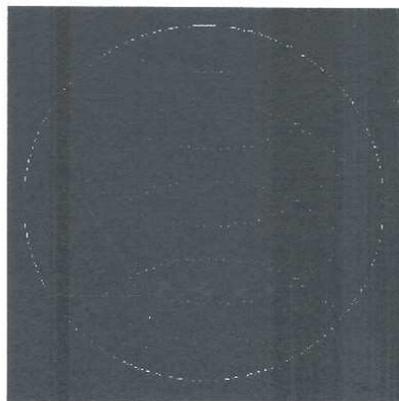


Figura 5.9 Imagem gerada artificialmente, representado somente a região do intensificador da imagem.

A Figura 5.10, representa uma imagem gerada artificialmente, contendo a região de exposição e uma pequena área com bordas significativas, na qual pode-se observar que os pontos ficaram bem distribuídos por toda a região de exposição e foram mais freqüentes na área em que as bordas estavam melhor definidas.

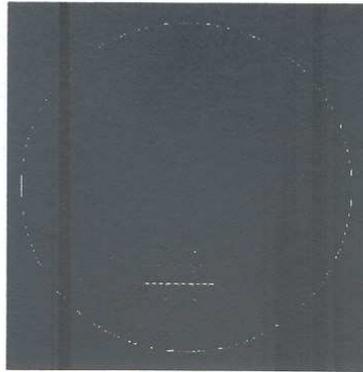


Figura 5.10 Imagem gerada artificialmente, representando a região do intensificador da imagem e outra região com bordas bem definidas.

O parâmetro Θ_e , utilizado para a limiarização das imagens, recebeu o valor 15 pelo fato de que as imagens resultantes da subtração são escuras e para que todas as imagens fossem limiarizadas com o mesmo valor de parâmetro, Θ_e .

Os valores de parâmetros utilizados pelo algoritmo são apresentados na tabela a seguir.

Tabela 1. Quantificação dos parâmetros utilizados pelo algoritmo

Parâmetro	Valor
M	512
D _{entre}	4
D _{min}	4
D _{max}	100
W	7
Θ_e	15

5.2.2 Seleção dos Pontos de Referência

Para iniciar a marcação dos pontos de referência, dentro do região de exposição R_E , é necessário definir o primeiro ponto que será armazenado na primeira posição do vetor como sendo

$$p[0] = \left(x_{\min}, \frac{1}{2}M \right) \quad (5.3)$$

Após a definição do primeiro ponto, os pontos subsequentes devem ser selecionados sempre considerando a distância entre os pontos D_{entre} (eixo do x), a distância mínima D_{\min} e a distância máxima D_{\max} (eixo do y). Para que um ponto seja selecionado, ou seja, tenha sua posição armazenada no vetor como um ponto de referência, varre-se a extensão da imagem de borda pertencente à região delimitada por $(D_{entre}, D_{\min}$ e $D_{\max})$, buscando a posição em que a borda esteja melhor definida para que o ponto de referência seja selecionado.

A varredura na imagem é realizada seguindo as seguintes condições: a partir da determinação do primeiro ponto (Equação 5.3) continua a busca, varrendo a imagem para cima até que o limite da região de exposição seja encontrado. Em toda a extensão da busca são considerados os parâmetros D_{\min} e D_{\max} para a seleção dos pontos de referência. Encontrado o limite superior (bordas da região de exposição) incrementa-se o parâmetro D_{entre} e segue-se a busca para baixo da imagem até encontrar novamente o limite inferior da região de exposição, sempre considerando os parâmetros D_{\min} e D_{\max} , segue-se assim até encontrar o último ponto que é delimitado por x_{\max} .

A Figura 5.11 apresenta o resultado da aplicação do algoritmo de seleção automática dos pontos de referência a partir da imagem de borda gerada pelo gradiente *Canny*.



Figura 5.11 Seleção dos pontos de referência sobre a imagem de bordas

A correspondência entre as distâncias mínimas e máximas dos pontos de referência foi obtida através da operação de interpolação linear.

A Figura 5.12 apresenta os mesmos pontos de referência que foram interpolados na imagem de bordas, só que plotados (sobrepostos) na imagem de máscara e de contraste, respectivamente, para uma melhor visualização dos deslocamentos dos pontos.

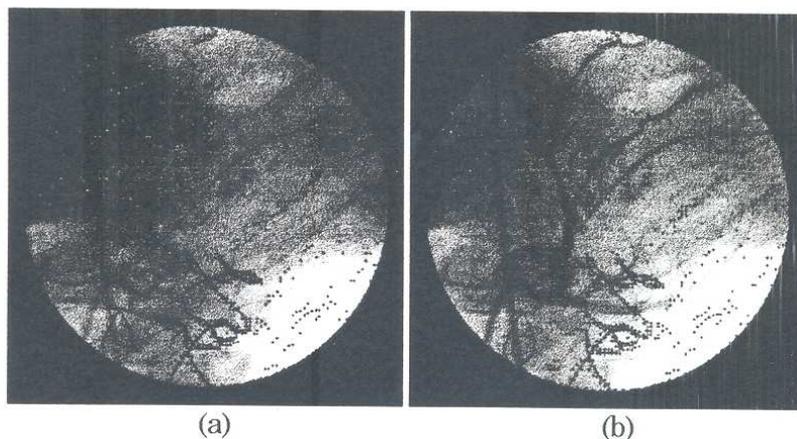


Figura 5.12 (a) Pontos de referência na imagem de máscara; (b) Pontos de referência na imagem de contraste.

5.3 Computação do Deslocamento

Para computação dos deslocamentos dos pontos de referência selecionados $p_i = (x_i, y_i)$ utilizou-se a técnica do emparelhamento do modelo. Para isso definiu-

se uma janela ϖ de tamanho $W \times W$ *pixels* (Tabela 1, Página 61) para cada ponto de referência.

Para que a técnica de emparelhamento do modelo seja utilizada, precisa-se definir a medida de similaridade que será utilizada para obter a correspondência entre as duas imagens (máscara e contraste). No caso deste trabalho, a medida de similaridade é baseada na diferença dos níveis de cinza da vizinhança de cada ponto $p_i = (x_i, y_i)$ a ser verificado.

Os pontos de referência, que foram previamente selecionados, tiveram suas posições armazenadas em um vetor (como foi anteriormente detalhado na seção 5.2).

Para que a informação relevante pudesse ser recuperada da melhor forma possível, selecionou-se a faixa dos níveis de cinza (por exemplo, valores de cinza de 60 à 70 foram configurados como pertencentes às estruturas vasculares em uma determinada imagem, estes valores variam de acordo com cada imagem analisada e são selecionados pelo usuário) que pertencem às estruturas vasculares em cada imagem. Isto foi realizado com o intuito de preservar as estruturas vasculares, sem que esta informação seja utilizada para deformar a imagem de máscara, o que causaria uma perda na informação relevante no processo posterior de angiografia por subtração digital (DSA).

A partir daí, inicia-se um processo de busca (varredura da imagem), visando encontrar a posição do primeiro ponto (armazenado no vetor) na imagem de contraste. Definido este ponto na imagem de contraste, obtém-se o valor de cinza deste ponto, definindo-o como *pixel* central da janela (ϖ), buscando e armazenando os valores dos *pixels* da sua vizinhança. Repete-se este processo na imagem de máscara, quando a posição do ponto $p_i = (x_i, y_i)$ for encontrada, os pontos centrais das janelas e a sua vizinhança são comparadas em termos de similaridade dos níveis de cinza. Se os níveis de cinza das janelas forem similares, ou seja, se na mesma posição possuem os mesmos valores de cinza no *pixel* central da janela e na vizinhança, é porque esta posição não sofreu deslocamento³ e pode-se dizer que

$$d(p_i(x_i, y_i)) = 0 \quad (5.4)$$

³ Isto ocorre devido ao fato de algumas estruturas serem externas ao coração serem visualizadas durante o processo de aquisição

e portanto esta posição não precisa ser emparelhada. Um exemplo de ponto que não sofreu deslocamento pode ser observada na Figura 5.13.

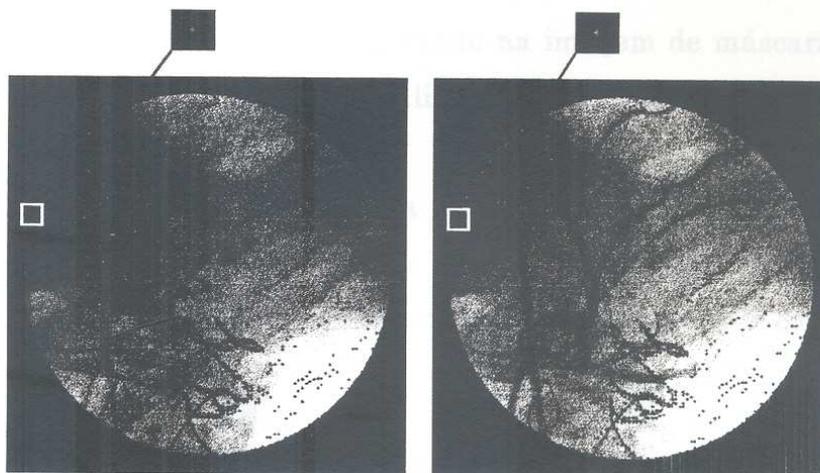


Figura 5.13 Exemplo - Verificação de um ponto que não sofreu deslocamento

Caso as janelas não sejam similares (e é o que ocorre na maioria das vezes), verificam-se as duas condições seguintes:

- ❖ A primeira condição é verificar se para uma determinada posição do vetor na imagem de contraste existe uma janela similar (o mesmo nível de cinza) na imagem de máscara. Para isso fez-se uma varredura ao redor do pixel central (com a janela centrada na posição do vetor a ser verificada). A região a ser verificada é delimitada pelo tamanho da janela ϖ , ou seja, para cada posição da janela ϖ define-se uma nova janela centrada em cada pixel pertencente à janela ϖ , buscando encontrar uma janela correspondente na imagem de máscara. Caso a janela correspondente seja encontrada, calcula-se a direção do deslocamento do *pixel* central naquela posição com relação à posição original (imagem de contraste) e armazena-se esta informação. Um exemplo dessa situação pode ser observado na Figura 5.14.
- ❖ A segunda condição ocorre quando a primeira condição não é satisfeita, ou seja, uma janela similar não foi encontrada dentro da janela delimitadora. Isso, em geral ocorre quando a posição do pixel central está

sobre uma posição relacionada com a injeção do material de contraste, e, portanto, esta informação não será localizada na imagem de máscara. Neste caso a imagem de máscara será deformada com a informação pertencente à janela centrada na posição a ser verificada (imagem de contraste). Isso ocorre quando não é necessário calcular o deslocamento já que esta informação não existe na imagem de máscara. Um exemplo dessa situação pode ser visualizado na Figura 5.15.

Estes processos descritos acima repetem-se até que o último ponto seja verificado, realizando os procedimentos necessários descritos anteriormente para encontrar as correspondências entre as imagens de máscara e de contraste.

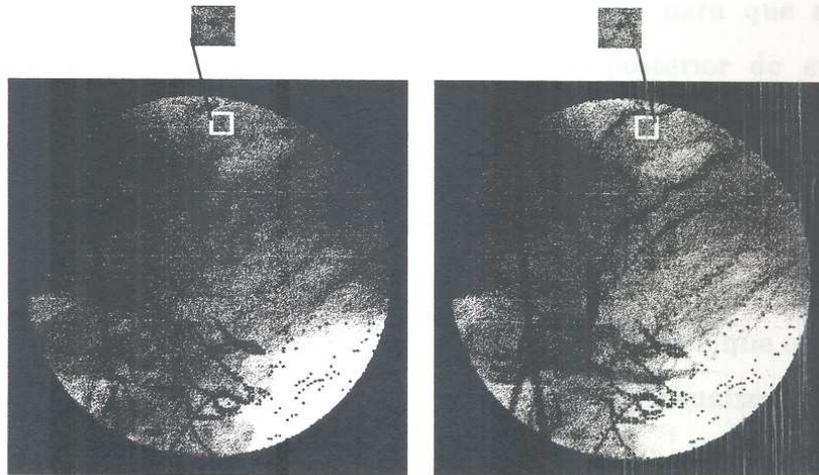


Figura 5.14 Exemplo - Verificação de um ponto que sofreu deslocamento.

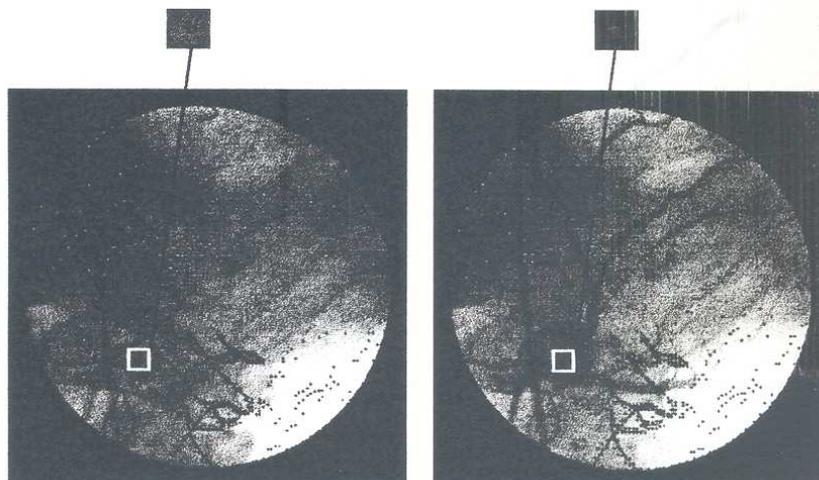


Figura 5.15 Exemplo - Verificação de um ponto que está localizado sobre uma posição que não pertence a imagem de máscara.

Finalizado este processo de calcular os deslocamentos locais para cada ponto $p_i = (x_i, y_i)$, a imagem de máscara é transformada geometricamente através da translação dos *pixels* da imagem de máscara de acordo com as direções dos deslocamentos nos respectivos pontos e com a similaridade dos níveis de cinza (Seção 4.2.2) em relação à imagem de contraste.

Uma particularidade ocorre quando a segunda condição é satisfeita, isto é, o ponto de referência encontra-se sobre uma área pertencente à estrutura vascular na imagem de contraste (definida através do alcance dos níveis de cinza). Neste caso, o emparelhamento ocorre da seguinte forma: atribui-se o nível de cinza 0 (preto) às posições pertencentes às estruturas vasculares na imagem de máscara e para as demais posições segue-se o esquema de emparelhamento anterior, baseado na similaridade dos níveis de cinza. Isto foi realizado para que as estruturas vasculares pudessem ser recuperadas no processo posterior de subtração das imagens.

Após o emparelhamento da imagem de máscara, realizou-se uma subtração da imagem de contraste pela imagem de máscara. O resultado pode ser visualizado na Figura 5.16. Se comparado com o resultado da primeira subtração (Figura 5.4 e Figura 5.5) é possível perceber que o movimento foi corrigido e que o resultado está mais próximo da estrutura vascular real (que pode ser visualizada no exame de angiocardiografia).

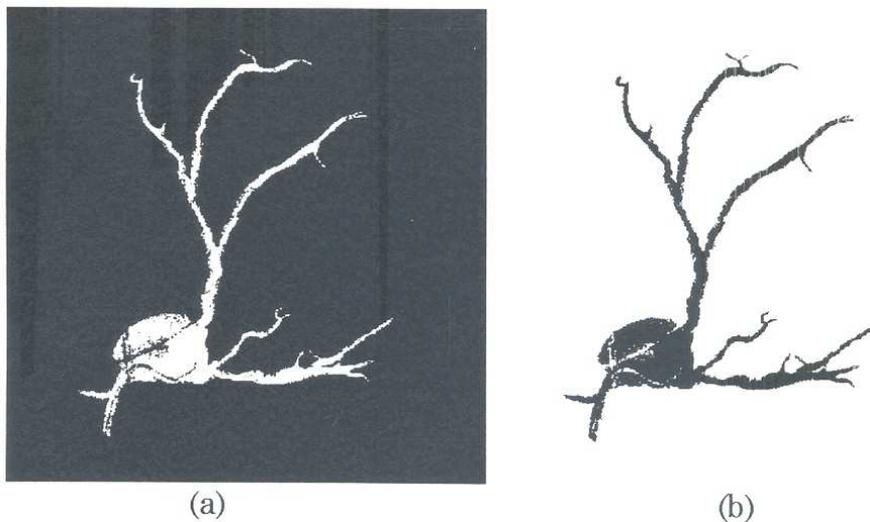


Figura 5.16 Resultado da subtração digital da imagem de máscara e de contraste após a aplicação do algoritmo de correção da imagem de máscara; (a) Imagem gerada; (b) Imagem invertida.

O mesmo procedimento foi realizado para uma imagem anterior (contraste-1) e uma posterior (contraste+1) àquela selecionada como sendo a imagem contraste. Ambas as imagens foram utilizadas como base para o emparelhamento da imagem de máscara. Em seguida, efetuou-se a subtração da imagem de contraste-1 pela imagem corrigida e da imagem de contraste+1 pela imagem corrigida. As Figuras 5.17 e 5.18 apresentam os resultados das subtrações anteriores e posteriores, respectivamente.

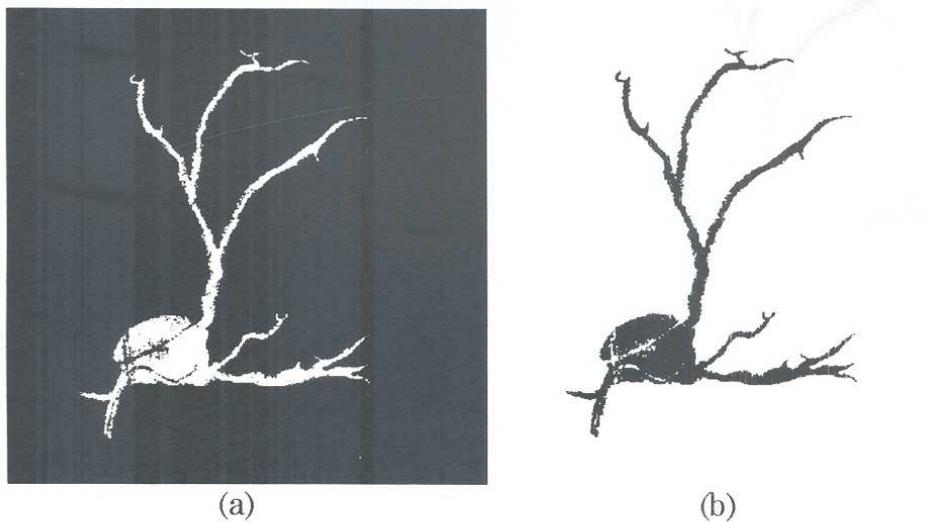


Figura 5.17 Resultado da subtração digital da imagem de máscara e de contraste -1 após a aplicação do algoritmo de correção da imagem de máscara; (a) Imagem gerada; (b) Imagem invertida.

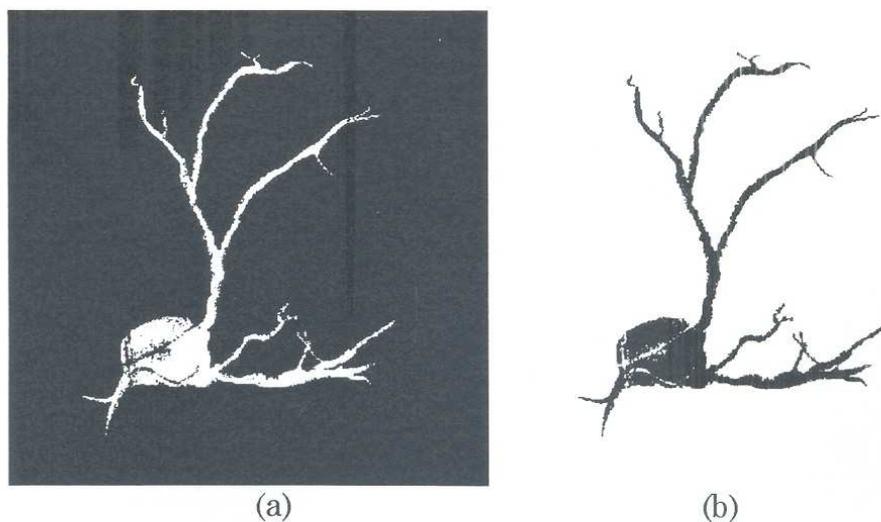


Figura 5.18 Resultado da subtração digital da imagem de máscara e de contraste + 1 após a aplicação do algoritmo de correção da imagem de máscara; (a) Imagem gerada; (b) Imagem invertida.

Na tentativa de obter dados (estruturas vasculares) na sua forma mais precisa, os resultados das subtrações das três imagens foram sobrepostos. O resultado pode ser visualizado na Figura 5.19.

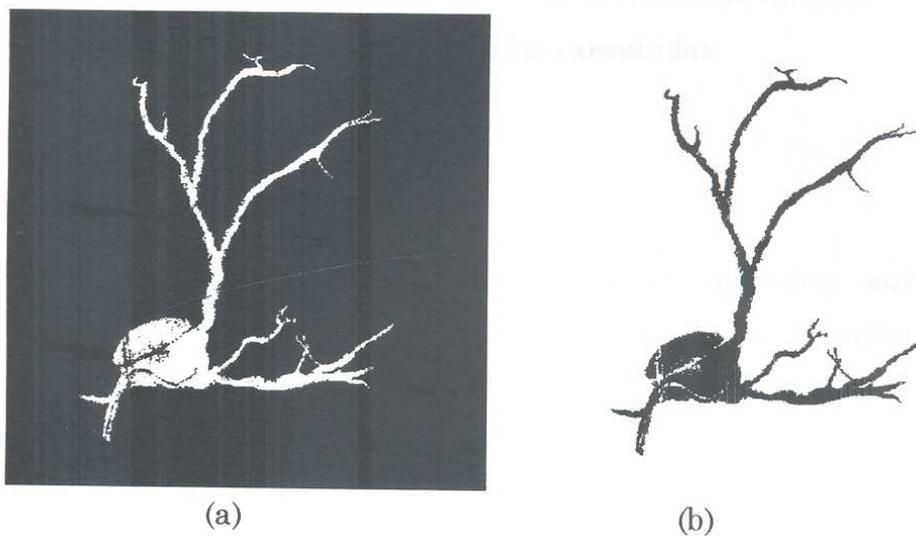


Figura 5.19 Resultado das três imagens resultantes sobrepostas (Operação lógica - Soma). (a) Imagem gerada; (b) Imagem invertida.

Como pode ser observado no resultado das três subtrações sobrepostas (Figura 5.19), a análise de mais de uma cena da seqüência de imagens apresentou estruturas vasculares mais precisas do que a análise de uma única cena da imagem.

A Figura 5.20 ilustra a imagem de erro entre as Figuras 5.16, 5.17, 5.18 e 5.19 com o objetivo de demonstrar o quanto cada uma das imagens corrigidas foi capaz de recuperar após a aplicação da metodologia desenvolvida

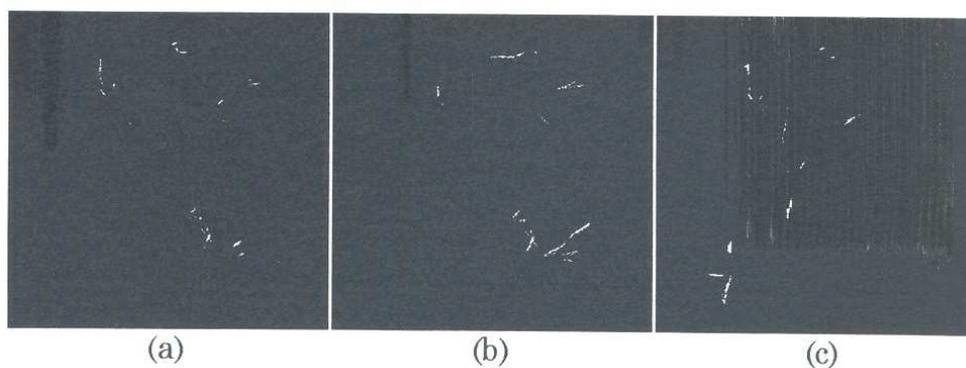


Figura 5.20 Imagem de erro resultante. (a) Resultado da subtração entre a Figura 5.19 e a 5.16; (b) Resultado da subtração entre a Figura 5.19 e a 5.17; (c) Resultado da subtração entre a Figura 5.19 e a 5.18.

5.4 Descrição da Metodologia

O objetivo desta seção é apresentar uma revisão geral da metodologia desenvolvida, primeiro detalhando um diagrama de fluxo das informações e em seguida descrevendo o algoritmo desenvolvido.

No Anexo B encontram-se a modelagem do fluxo das informações utilizadas neste trabalho, bem como as etapas que foram executadas.

5.4.1 Algoritmo - Pseudo Código

Nas seções anteriores, foram descritas as operações envolvidas no desenvolvimento da metodologia empregada neste trabalho, utilizando como pontos iniciais as imagens de máscara de contraste extraídas de uma seqüência angiocardiográfica. Para uma melhor compreensão, as operações individuais foram resumidas na forma do pseudo código do algoritmo desenvolvido.

Dada uma seqüência de imagens de $M \times M \times N$, seleciona-se uma das cenas como a imagem de máscara $I(x, y, t)$ (sem os vasos contrastados) e outra como a imagem de contraste $I(x, y, n)$ (após a injeção do material de contraste), sendo $n > t$. Deve-se tomar o cuidado para que as imagens selecionadas façam parte da mesma fase do ciclo cardíaco. A partir daí, as seguintes etapas são executadas:

1. Extração da região de exposição R_E na imagem selecionada como a máscara através de uma varredura da imagem no sentido das bordas para o centro da imagem.
2. Cálculo da magnitude do gradiente $|\nabla L(x, y)|$ para a extração das bordas da imagem de máscara $I(x, y, t)$ através da técnica de detecção de bordas *Canny*.
3. Seleção automática dos pontos de referência, usando como parâmetros do algoritmo a distância entre os pontos D_{entre} no eixo do x , a distância mínima D_{min} e a distância máxima D_{max} no eixo do y . Para se obter uma coerência entre os pontos foi utilizada a operação de interpolação linear.

4. Encontro das correspondências entre os pontos nas imagens de máscara $I(x, y, t)$ e de contraste $I(x, y, n)$ e cálculo da direção do deslocamento para cada ponto de referência deslocado na imagem de máscara com relação à posição do ponto original.
5. Correção da imagem de máscara com relação à imagem de contraste $I(x, y, n)$ através da transformação geométrica da imagem pelos deslocamentos locais e similaridades dos níveis de cinza.
6. Subtração da imagem de contraste $I(x, y, n)$ da imagem corrigida
7. Repetição dos passos 4,5,6 para uma imagem anterior e posterior àquela selecionado como imagem de contraste.
8. Sobreposição (operação lógica - soma) das três imagens resultantes da operação de subtração.

No próximo capítulo são apresentados os resultados obtidos com o desenvolvimento desta metodologia, bem como a performance do algoritmo e as discussões sobre os mesmos.

Capítulo 6

Resultados e Discussões

Aqui estão apresentados os resultados experimentais obtidos com a aplicação da metodologia desenvolvida para a correção do movimento de imagens angiocardiógráficas. Em seguida, algumas discussões sobre estes resultados.

6.1 Resultados

Os resultados experimentais foram obtidos com a aplicação da metodologia desenvolvida em dados clínicos reais de exames de angiocardiógrafia e, portanto, condizem com o comportamento cardíaco dinâmico.

A metodologia proposta nesta dissertação foi implementada com o *software Matlab® Math Works 5.1.0*, utilizando os recursos disponíveis na *Toolbox* de processamento de imagens e o ambiente e a linguagem de programação em que os algoritmos foram desenvolvidos é próprio do *Matlab®*.

Para avaliação do trabalho proposto foram analisadas 15 seqüências de imagens angiocardiógráficas, das quais foram selecionadas as imagens de máscara e de contraste (incluindo uma anterior e uma posterior à esta posição). Estas imagens foram utilizadas como base para todo o processamento posterior. As características técnicas das imagens selecionadas encontram-se detalhadas no Anexo A.

Após a seleção das imagens foi obtido o desempenho computacional da metodologia para cada seqüência de imagens analisadas, que ficou em torno de 65 segundos para cada seqüência avaliada.

Uma das vantagens da metodologia desenvolvida é o processo de seleção automática dos pontos de referência na imagem a partir de uma técnica de detecção

de bordas (*Canny*) sobre a região de exposição da imagem (intensificador da imagem).

Esta vantagem pode ser caracterizada pelo fato de que mais pontos de referência podem ser selecionados em um tempo computacional menor. Além disto, estes pontos são interpolados linearmente em toda a região de exposição da imagem e principalmente naquelas posições onde os artefatos de movimento são mais frequentes (obtido através do esquema de detecção de bordas sobre a imagem de máscara), obtém-se uma distribuição uniforme dos pontos de referência.

Portanto, o desempenho da técnica de seleção automática é muito superior à técnica de seleção manual dos pontos de referência nas imagens, devido ao fato de selecionar-se um número bem maior de pontos de referência, garantindo a distribuição uniforme dos pontos por toda a região de exposição.

Após a seleção dos pontos de referência, os deslocamentos foram computados e a imagem de máscara foi deformada (emparelhada), tendo como base a imagem de contraste para que o movimento pudesse ser corrigido através de uma translação dentro de uma transformação geométrica dos níveis de cinza, de acordo com o deslocamento de cada ponto.

O resultado da aplicação da metodologia que pode ser visualizado na Figura 6.1(a). A Figura 6.1(b) ilustra a subtração digital direta das imagens (máscara e contraste) sem nenhum processamento.

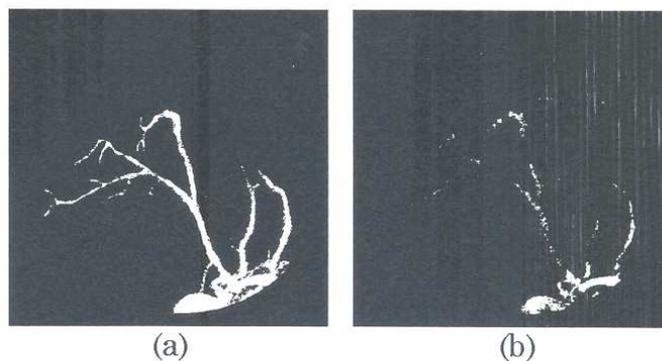


Figura 6.1 Comparativo entre as subtrações digitais. (a) Resultado final, resultante da sobreposição das imagens corrigidas; (b) Subtração direta das imagens, sem nenhuma forma de processamento.

O comparativo entre as subtrações digitais observado na Figura 6.1, ilustra que com a aplicação da metodologia desenvolvida, as estruturas vasculares foram recuperadas de forma mais precisa.

Para comprovar a afirmação anterior de forma quantitativa foi realizada uma contagem dos *pixels*¹ recuperados em ambas as imagens da Figura 6.1. O resultado obtido foi o seguinte: para a Figura 6.1(a) foram recuperados 15.249 *pixels*, sem artefatos aparentes, ou seja, recuperando apenas a informação relevante (as estruturas vasculares); já para a Figura 6.1(b) foram recuperados 5.728 *pixels*, incluindo em algumas regiões além das informações relevantes também artefatos que prejudicam a avaliação posterior da imagem.

Os resultados de todas as seqüências de imagens obtidas após a aplicação da técnica para correção do movimento proposta nesta dissertação encontram-se no Anexo C, e indicam que a metodologia desenvolvida foi capaz de corrigir o movimento encontrado entre imagens do mesmo ciclo cardíaco, apresentando como resultado imagens finais mais precisas, se comparado com o resultado da subtração das imagens sem nenhuma forma de processamento anterior.

6.2 Validação dos Resultados

Como uma forma de validação da metodologia desenvolvida, executou-se o seguinte procedimento: extraiu-se uma imagem resultante da metodologia, a partir da imagem selecionada, foram geradas novas imagens (artificiais) com fundos e movimentos simulados. As imagens geradas artificialmente também encontram-se em 256 níveis de cinza. O procedimento utilizado para gerar as imagens artificialmente foi o de sobreposição das imagens (operação lógica de soma).

O resultado da validação com as imagens geradas artificialmente pode ser visualizado na Figura 6.2. A Figura 6.2(a) representa a imagem de máscara. A Figura 6.2 (b) representa uma imagem de contraste gerada artificialmente através da operação lógica - soma (sobreposição).

¹ *Pixels* brancos

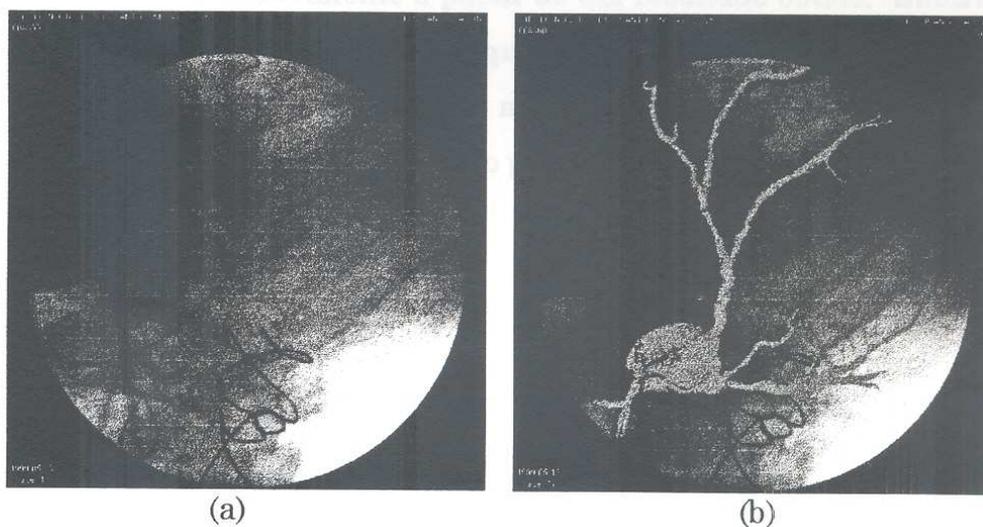


Figura 6.2 Resultado da aplicação da técnica em imagens geradas artificialmente. (a) Imagem de máscara; (b) Imagem de contraste.

A figura 6.3 ilustra o processo de subtração digital das imagens geradas artificialmente. A Figura 6.3(a) ilustra a subtração direta da imagem de máscara pela imagem de contraste. A Figura 6.3(b) é o mesmo resultado da Figura 6.3(a) só que após a aplicação da limiarização. A Figura 6.3(c) ilustra o resultado final após a aplicação da metodologia desenvolvida.

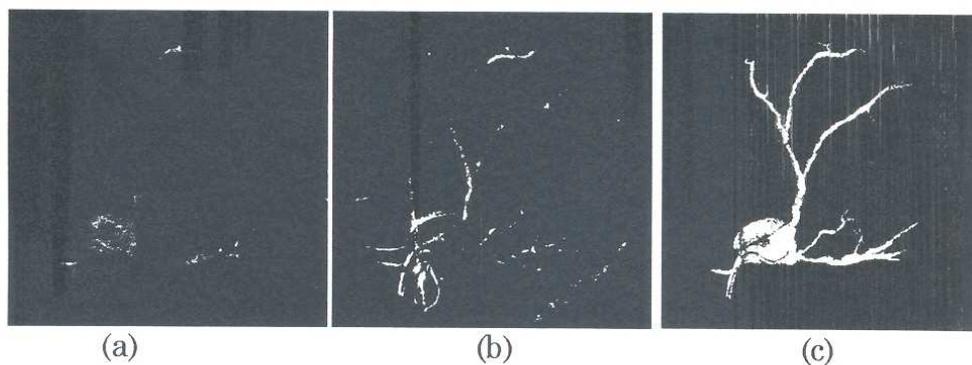


Figura 6.3 Resultado das subtrações digitais das imagens geradas artificialmente. (a) Subtração digital direta da imagem de máscara pela imagem de contraste; (b) Mesmo resultado anterior, após a aplicação da limiarização; (c) Resultado da subtração após a aplicação da metodologia desenvolvida.

A Figura 6.4 apresenta um comparativo entre as imagens subtraídas. A Figura 6.4(a) representa o resultado da aplicação da metodologia sobre imagens reais. A Figura 6.4 (b) representa o resultado da aplicação da metodologia sobre imagens geradas artificialmente a partir de um resultado obtido. Subtraindo-se as Figuras 6.4(a) e 6.4(b), percebe-se que o grau de recuperação da informação relevante (estruturas vasculares) foi o mesmo, pois não restou nada no processo de subtração digital destas imagens, como pode ser observado na Figura 6.5.

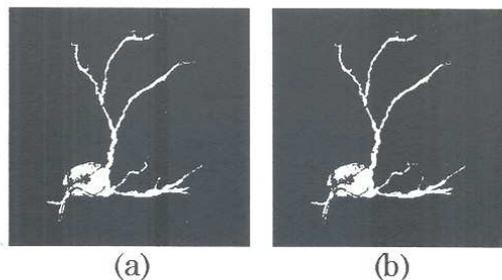


Figura 6.4 Comparativo entre as subtrações. (a) Resultado da aplicação da metodologia sobre imagens reais; (b) Resultado da aplicação da metodologia sobre imagens geradas artificialmente.



Figura 6.5 Diferença entre as imagens visualizadas na Figura 6.4 (a) e (b) (Operação Lógica - Subtração)

O algoritmo desenvolvido também foi aplicado sobre imagens geométricas com formas bem definidas, geradas artificialmente com o objetivo de validar e observar o comportamento da metodologia.

O resultado da validação pode ser visualizado no Anexo D, do qual pode-se concluir que a metodologia mostrou-se eficaz para corrigir o movimento simulado nestas imagens artificiais. O resultado final da subtração após a aplicação da metodologia foi a recuperação da informação relevante, inclusive nos locais onde as estruturas relevantes estavam sobrepostas com estruturas do fundo da imagem (que devem ser eliminadas no processo de subtração).

6.3 Discussões

Como registrado anteriormente, antes que a técnica de angiografia por subtração digital (*DSA*) seja aplicada, é necessário que haja uma correção do movimento observado entre as imagens, para que as informações relevantes (estruturas vasculares) possam ser recuperadas de uma maneira mais precisa quando utilizada a técnica de subtração (*DSA*) entre as imagens.

Como pôde ser observado nas imagens resultantes, a metodologia desenvolvida quando aplicada em imagens angiocardiográficas foi capaz de corrigir o movimento das imagens pertencentes à mesma fase do ciclo cardíaco (sístole ou diástole), possibilitando a obtenção de resultados mais precisos do que a subtração direta das imagens.

A metodologia desenvolvida resultou num processo automático que mostrou-se eficaz na recuperação dos perfis das imagens, sem causar deformações nas mesmas, evitando estreitamentos na recuperação de informação relevante (estruturas vasculares) e apresentou como resultado final imagens mais precisas do que as obtidas pelo processo de subtração direta das imagens (sem qualquer forma de processamento anterior).

No capítulo seguinte encontram-se as conclusões finais sobre este trabalho, além de algumas propostas de trabalhos futuros que poderão ser realizados a partir deste estudo.

Capítulo 7

Conclusões e Trabalhos Futuros

Aqui estão expostas algumas conclusões sobre os resultados obtidos neste trabalho, os quais já foram apresentados no capítulo 6. Em seguida, foram propostos alguns trabalhos futuros que poderão ser desenvolvidos a partir deste estudo.

7.1 Conclusões

A metodologia desenvolvida mostrou-se adequada para realização do objetivo inicial proposto neste trabalho que foi a correção do movimento em imagens angiocardiógráficas (pertencentes à mesma fase do ciclo cardíaco), permitindo a reconstrução da estrutura vascular de forma mais precisa, quando aplicada a técnica de angiografia por subtração digital (*DSA*) após a correção do movimento entre as imagens.

Devido a algumas limitações, como por exemplo, as fases do ciclo cardíaco (sístole e diástole) as imagens selecionadas (máscara, contraste, contraste + 1 e contraste - 1) que serviram como base para todo o processamento posterior, deviam fazer parte da mesma fase do ciclo cardíaco.

Com a técnica de seleção automática dos pontos de referência baseada na técnica de detecção de bordas (*Canny*) sobre a região de exposição (intensificador da imagem), os resultados apresentados foram mais precisos e rápidos se comparados com a técnica de seleção manual, que permite definir pontos limitados a uma região de interesse.

A partir da extração dos pontos de referência tornou-se possível obter o deslocamento de cada ponto que foi transladado dentro de uma transformação dos

níveis de cinza da imagem de entrada (máscara), permitindo assim a correção do movimento da imagem de máscara com relação à imagem de contraste.

Como o objetivo é obter estruturas vasculares de forma mais precisa, a metodologia repete o processo de correção do movimento da imagem de máscara baseado em uma imagem anterior, e uma posterior àquela considerada como a imagem de máscara. De fato, este processo permite que a informação relevante recuperada fique o mais próximo possível do vaso contrastado original.

Para todas as seqüências de imagens utilizadas neste trabalho, o movimento foi corrigido, apresentando resultados melhores do que o da subtração direta da imagem de máscara pela de contraste (ou seja, subtração sem nenhuma forma de processamento anterior).

Dessa forma, fica claro que o objetivo inicial desta dissertação, que foi o de corrigir o movimento de imagens angiocardiógráficas para uma posterior aplicação da técnica de subtração digital das imagens angiográficas, foi alcançado para imagens pertencentes à mesma fase do ciclo cardíaco.

7.2 Trabalhos Futuros

A partir deste estudo torna-se possível o desenvolvimento de alguns trabalhos futuros que são relacionados a este. As propostas são as seguintes:

❖ Avaliação de outros métodos para a seleção automática dos pontos de referência

A avaliação de outros métodos para a seleção automática dos pontos de referência tais como: grades regulares, grades irregulares e o máximo de curvaturas podem ser utilizados visando comparar os resultados obtidos com a metodologia utilizada neste trabalho.

❖ Correção de ambas as fases do ciclo cardíaco em uma mesma seqüência

Devido à alta variação de movimento das fases de sístole e diástole do ciclo cardíaco (contração e relaxamento), o movimento detectado entre as fases é muito elevado, o que justifica o desenvolvimento de uma técnica que corrija automaticamente o movimento das duas fases do ciclo cardíaco (sístole e diástole) para uma mesma seqüência, para que se possa visualizar dinamicamente a seqüência inteira de imagens corrigidas.

❖ Melhorar a performance do algoritmo

A performance do algoritmo deve ficar num nível aceitável clinicamente (vários segundos) quando da correção da seqüência de imagens inteira (ou seja, ambas as fases do ciclo cardíaco) para que a metodologia possa ser utilizada para avaliações clínicas em tempo real.

❖ Desenvolvimento de uma interface

Implementação de uma interface que permita a manipulação direta das imagens pelos próprios especialistas, em tempo real.

Índice Remissivo

2

2D, xi, 42, 45

3

3D, xi, 42, 45

A

angiocardiografia, 15, 17, 19, 20, 25, 26, 50, 72

angiocardiográficas, 18, 29, 42, 72, 78, 79

angiografia de subtração digital, 15, 16, 17,
19, 20, 41, 42, 50, 78

aquisição de imagens, 14, 31

artefatos de movimento, 15, 18, 31, 43, 44, 50,
53, 73

C

Canny, 38, 39, 56, 57, 62, 71, 73, 78

ciclo cardíaco, 15, 19, 21, 23, 25, 31, 44, 48, 50,
52, 70, 74, 77, 78, 79, 80, 84

correção do movimento, 17, 18, 19, 41, 42, 44,
46, 49, 50, 72, 74, 77, 78, 79

D

deslocamento, 18, 44, 45, 46, 47, 48, 54, 55, 65,
71, 73, 78

detecção de bordas, 37, 39, 47, 55, 56, 71, 73,
78

diástole, 23, 24, 44, 50, 52, 78, 80

Digital Subtraction Angiography, xi, 15

DSA, xi, 15, 17, 19, 42, 43, 50, 77, 78

E

estruturas vasculares, 15, 16, 17, 18, 19, 20,
42, 50, 51, 54, 69, 77, 79

F

filtros, 36, 37

G

gradiente, 37, 38, 39, 44, 45, 56, 62, 71

H

histograma, 33, 34, 35, 36, 47, 48, 54

I

imagem de contraste, 48, 63, 64, 67, 68, 70, 71,
73, 79

imagem de máscara, 46, 47, 48, 53, 55, 56, 63,
64, 67, 68, 69, 70, 71, 73, 79

interpolação linear, 40, 63, 71

M

marcação automática, 18, 19

Matlab, 19, 72

N

níveis de cinza, 28, 29, 33, 34, 35, 36, 37, 38,
39, 41, 43, 44, 45, 46, 48, 53, 56, 64, 67, 71,
73, 79

P

patologias cardíacas, 19, 50
pontos de referência, 18, 19, 46, 47, 48, 55, 57,
62, 63, 64, 71, 72, 73, 78
pré-processamento, 30, 31, 36
Prewitt, 38
processamento digital de imagens, 15, 27, 28,
29, 32, 36, 37, 39, 43, 49

R

realce de imagens, 32, 33
região de exposição, 55, 56, 62, 70, 71, 73, 78

S

segmentação, 30, 31, 32
seleção automática, 47, 62, 72, 78
seleção manual, 78

seqüência de imagens dinâmicas, 17, 20
seqüências de imagens, 15, 18, 43, 50, 72, 79
sístole, 23, 24, 44, 50, 52, 78, 80
Sobel, 38

T

técnica de angiografia de subtração digital, 17
Técnicas baseadas no emparelhamento do
modelo, 44
Técnicas de fluxo ótico, 44
técnicas de suavização, 33, 37
técnicas de subtração, 43
transformações geométricas, 39
translação, 39, 46, 67, 73

V

vetor de deslocamento, 48

AnexoA

Seqüências de Imagens Utilizadas

A Tabela 2 caracteriza as 15 seqüências de imagens utilizadas para avaliar a metodologia desenvolvida nesta dissertação.

Tabela 2. Características das seqüências utilizadas no trabalho

Seqüência	N.º cenas na seqüência	Projeção	Resolução	Fase do Ciclo Cardíaco
Seqüência 1	71	Frontal	512 x 512 <i>pixels</i>	Sístole
Seqüência 2	64	Lateral	512 x 512 <i>pixels</i>	Diástole
Seqüência 3	31	Lateral	512 x 512 <i>pixels</i>	Diástole
Seqüência 4	57	Frontal	512 x 512 <i>pixels</i>	Diástole
Seqüência 5	53	Lateral	512 x 512 <i>pixels</i>	Sístole
Seqüência 6	54	Frontal	512 x 512 <i>pixels</i>	Diástole
Seqüência 7	91	Lateral	512 x 512 <i>pixels</i>	Sístole
Seqüência 8	43	Frontal	512 x 512 <i>pixels</i>	Diástole
Seqüência 9	103	Lateral	512 x 512 <i>pixels</i>	Sístole
Seqüência 10	96	Frontal	512 x 512 <i>pixels</i>	Sístole
Seqüência 11	31	Frontal	512 x 512 <i>pixels</i>	Diástole
Seqüência 12	108	Lateral	512 x 512 <i>pixels</i>	Sístole
Seqüência 13	69	Frontal	512 x 512 <i>pixels</i>	Diástole
Seqüência 14	109	Frontal	512 x 512 <i>pixels</i>	Sístole
Seqüência 15	60	Frontal	512 x 512 <i>pixels</i>	Sístole

A Tabela 3 apresenta quais foram as cenas¹ selecionadas de cada seqüência de imagens e que foram utilizadas para avaliar e testar a metodologia desenvolvida nesta dissertação.

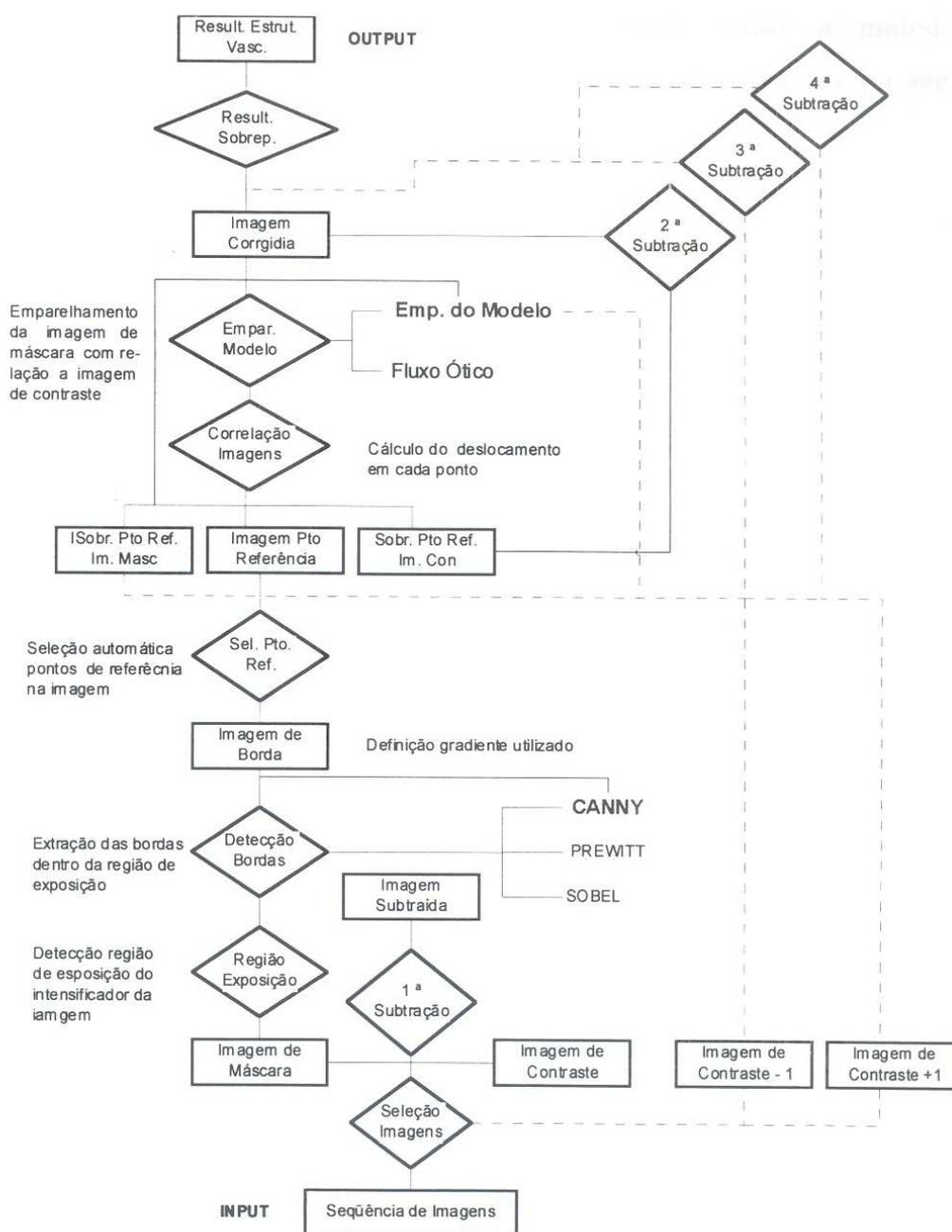
Tabela 3. Imagens utilizadas como base para o processamento

Seqüência	Cena - Máscara	Cena - Contraste	Cena - Contraste -1	Cena - Contraste +1
Seqüência 1	1	30	29	31
Seqüência 2	3	28	27	29
Seqüência 3	1	28	27	29
Seqüência 4	5	26	25	27
Seqüência 5	3	33	32	34
Seqüência 6	2	35	34	36
Seqüência 7	2	29	28	30
Seqüência 8	2	33	32	34
Seqüência 9	9	51	50	52
Seqüência 10	5	37	36	38
Seqüência 11	3	30	29	31
Seqüência 12	3	44	43	45
Seqüência 13	2	25	24	26
Seqüência 14	9	54	53	55
Seqüência 15	3	35	34	36

¹ Pertencentes a mesma fase do ciclo cardíaco

Anexo B

Diagrama da Aplicação



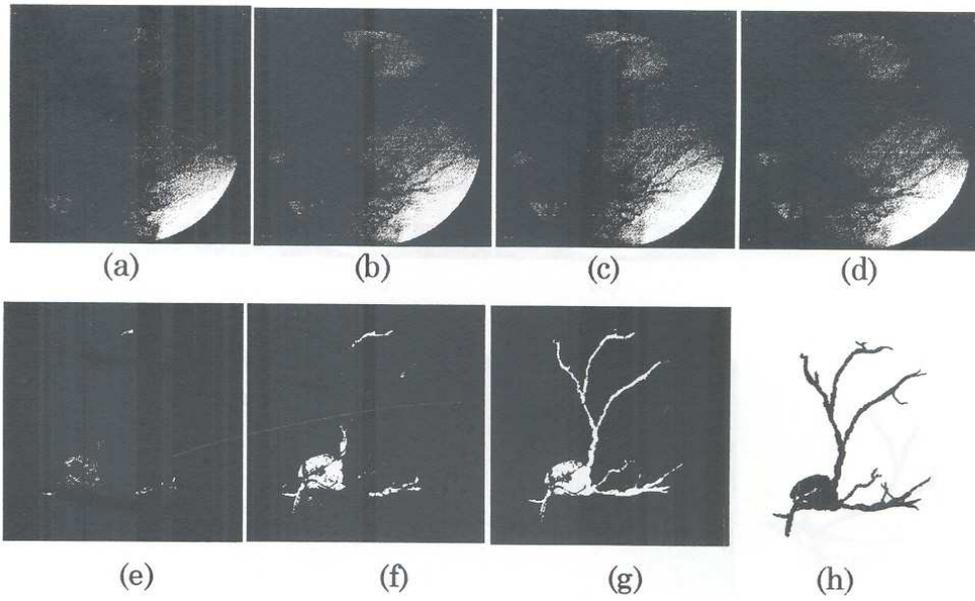
Anexo C

Imagens Corrigidas

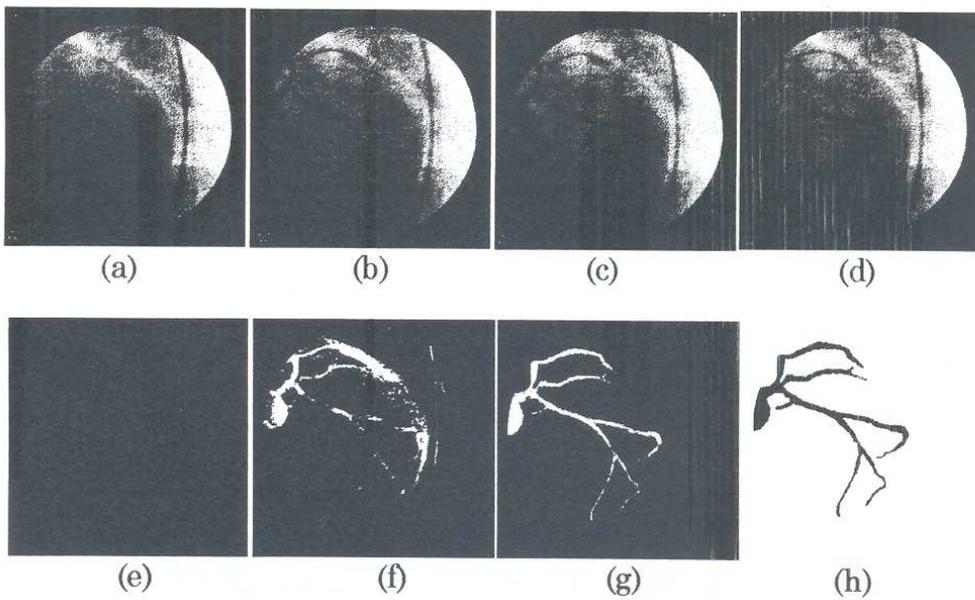
Todas as imagens utilizadas como base para testar a metodologia desenvolvida são apresentadas a seguir e encontram-se distribuídas na seguinte ordem:

- (a) Imagem de Máscara;
- (b) Imagem de Contraste;
- (c) Imagem selecionada imediatamente anterior a imagem de Contraste (Contraste - 1);
- (d) Imagem selecionada imediatamente posterior a imagem de Contraste (Contraste + 1);
- (e) Resultado da subtração sem nenhum processamento;
- (f) Resultado da subtração sem nenhum processamento + Limiarização;
- (g) Resultado da sobreposição resultante das três subtrações após a aplicação da metodologia;
- (h) Resultado da sobreposição resultante das três subtrações após a aplicação da metodologia - Imagem Invertida.

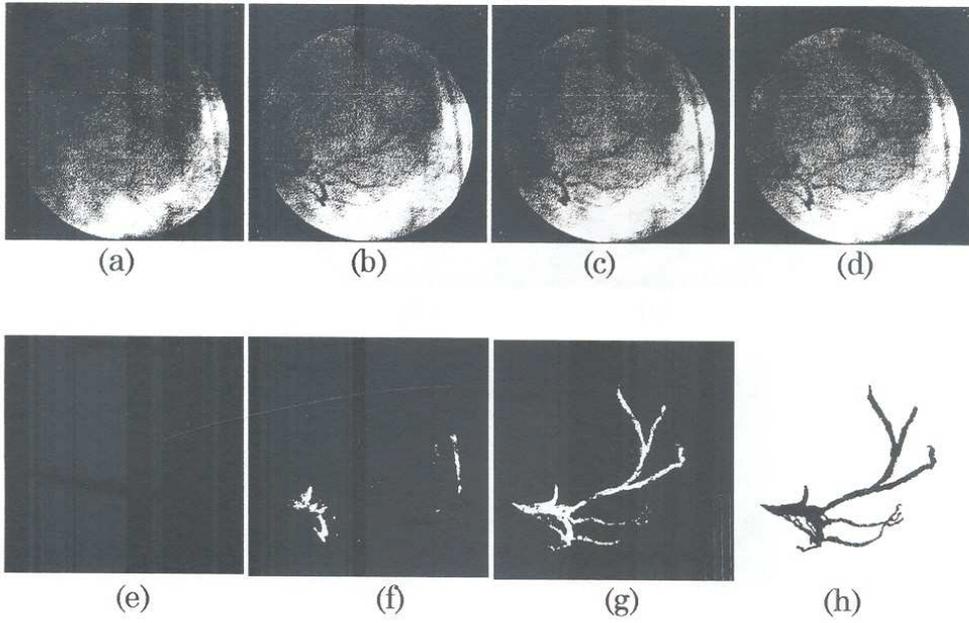
Seqüência 1



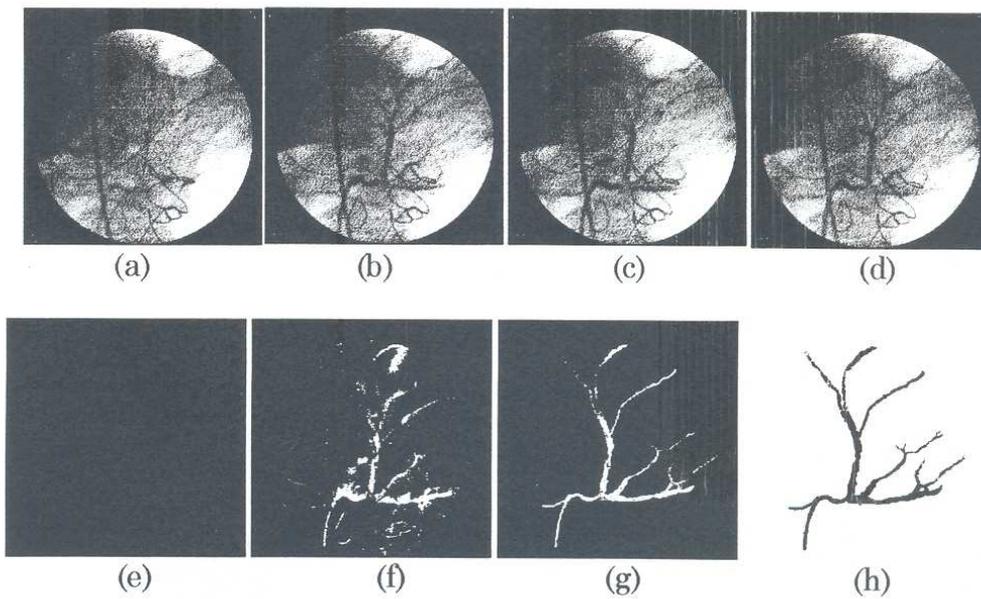
Seqüência 2



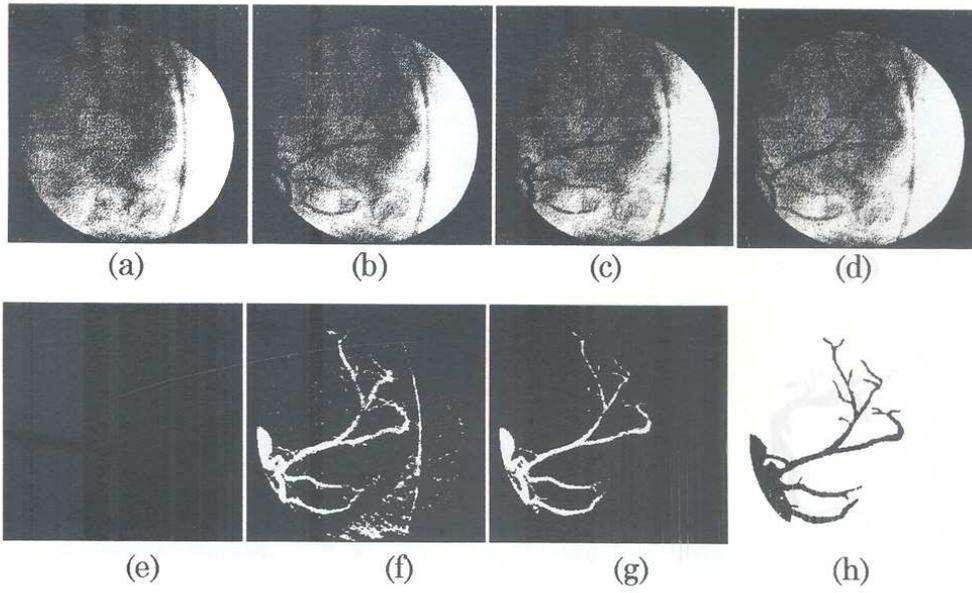
Seqüência 3



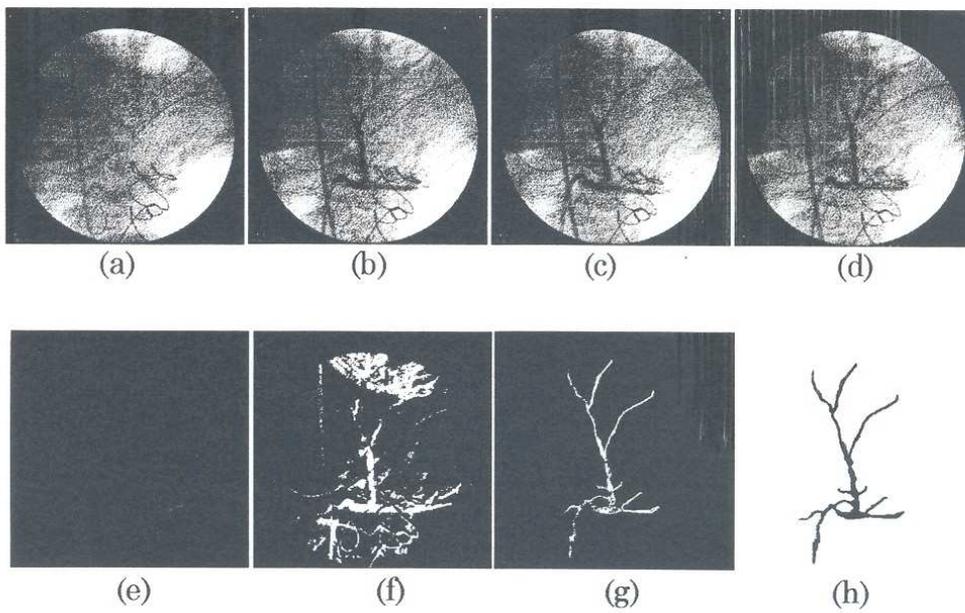
Seqüência 4



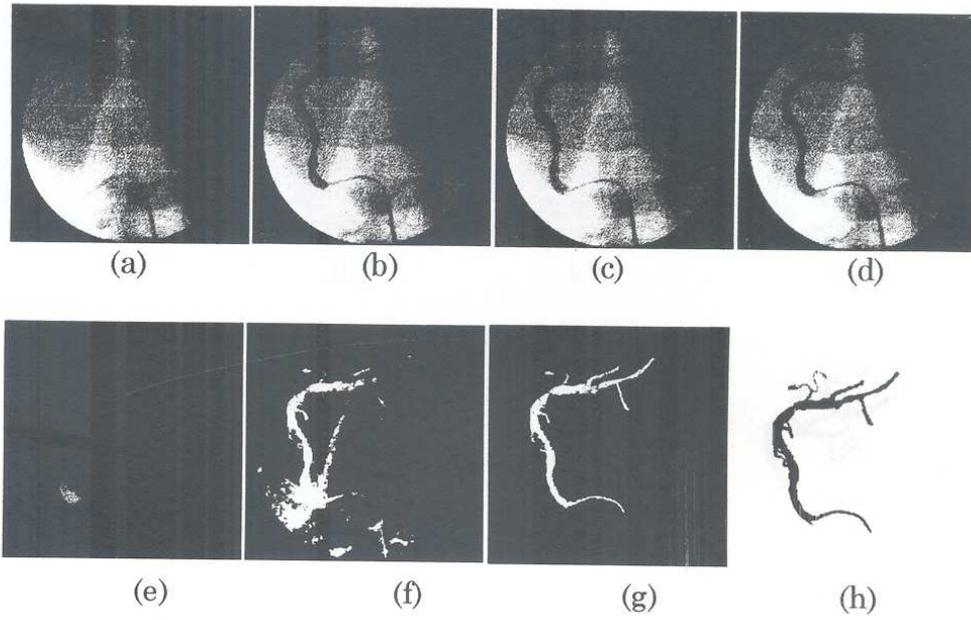
Seqüência 5



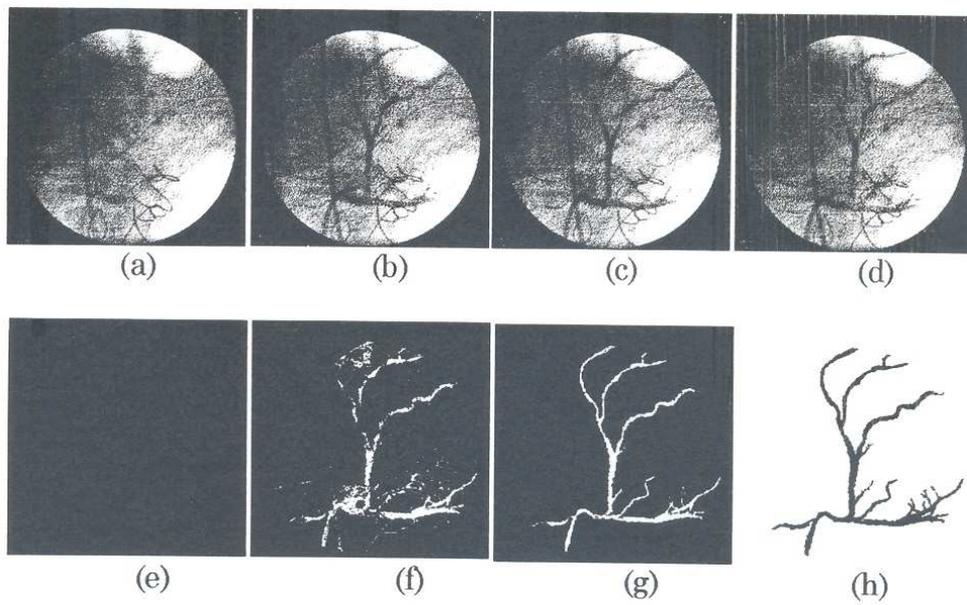
Seqüência 6



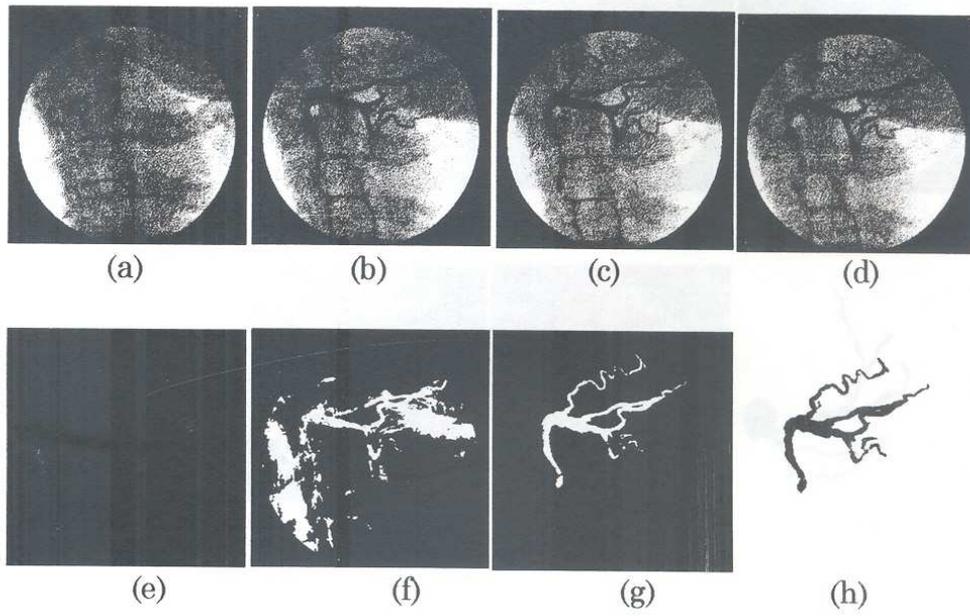
Seqüência 7



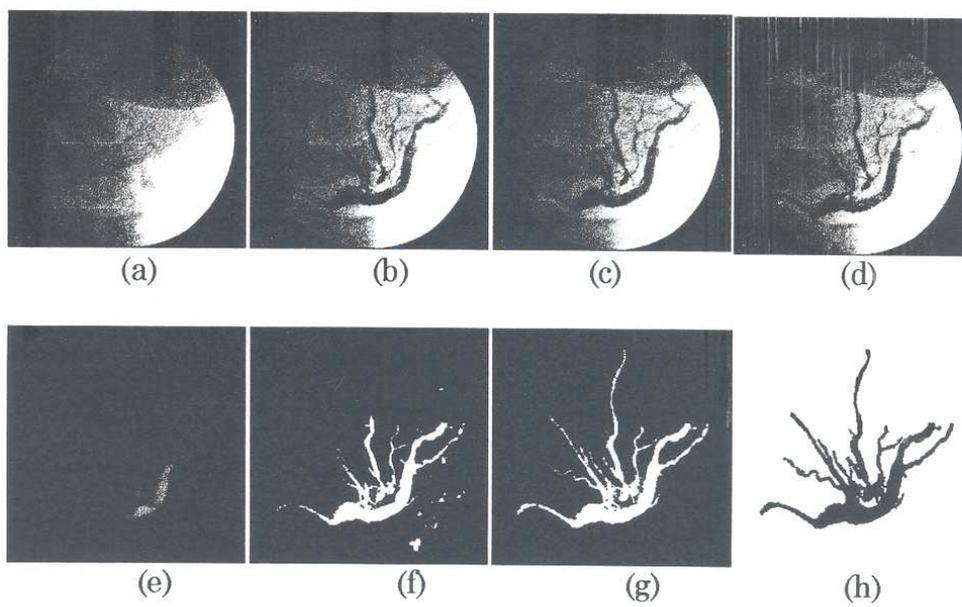
Seqüência 8



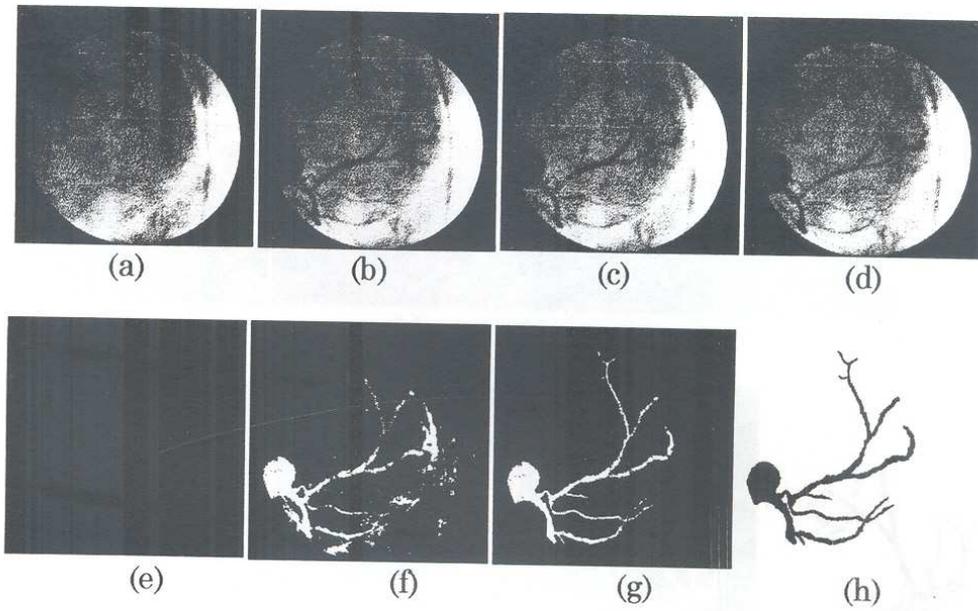
Seqüência 9



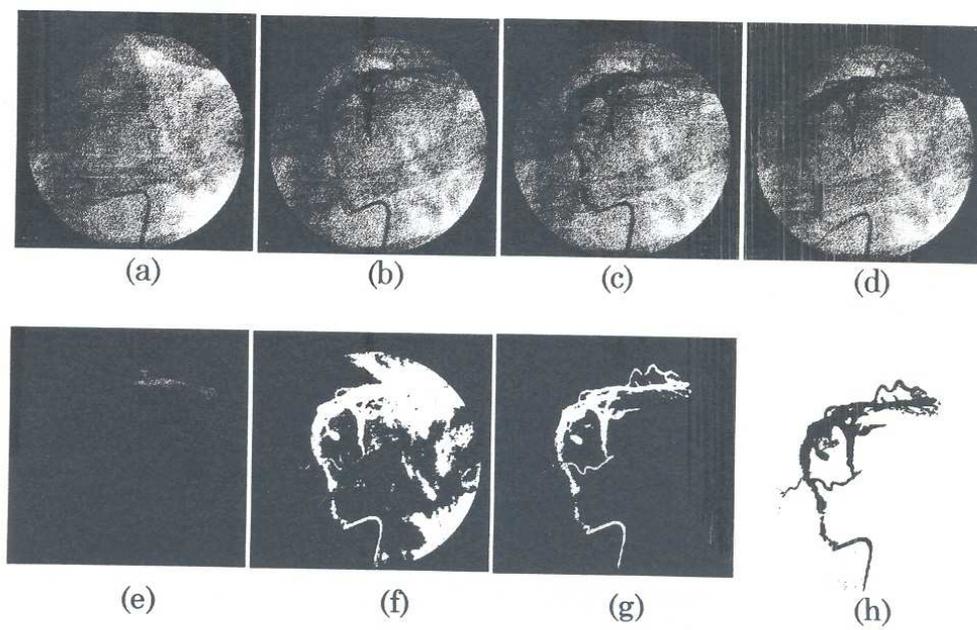
Seqüência 10



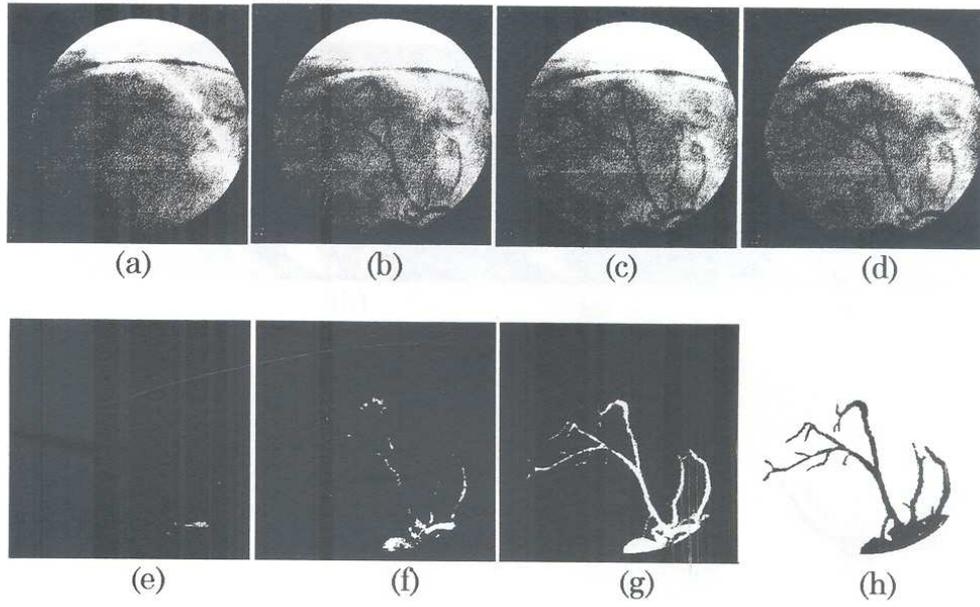
Seqüência 11



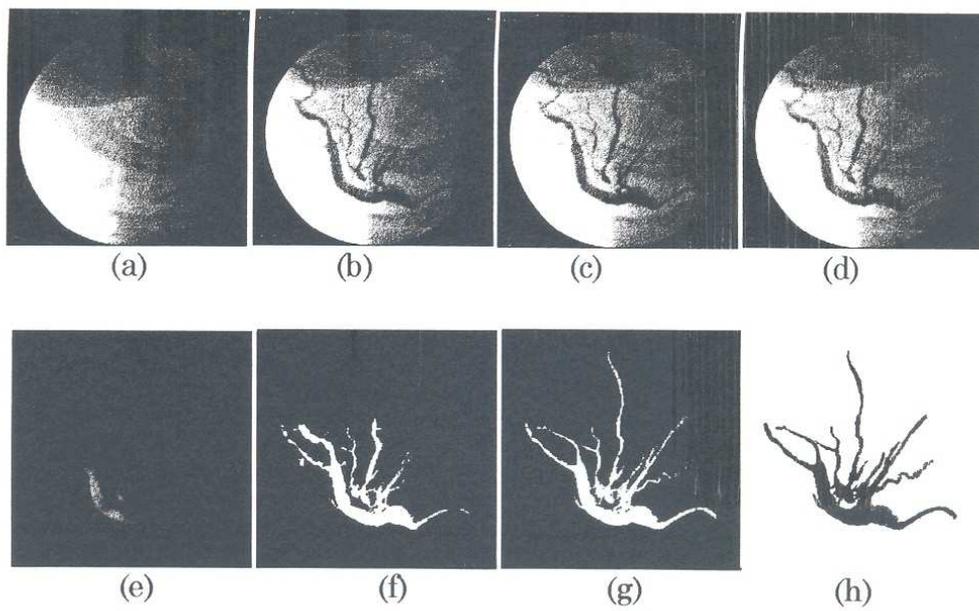
Seqüência 12



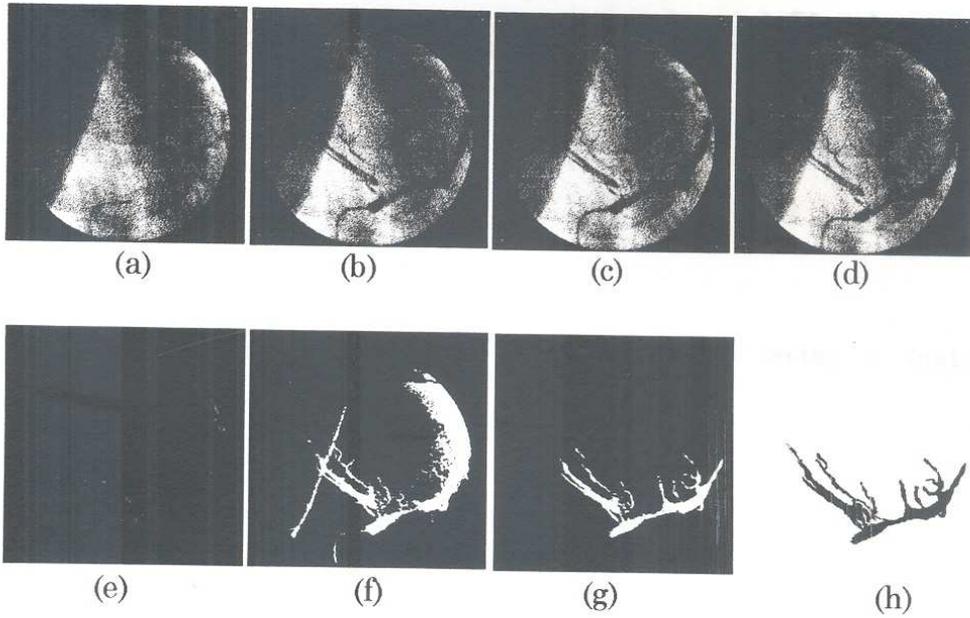
Seqüência 13



Seqüência 14



Seqüência 15



AnexoD

Validação - Imagens Artificiais

Imagens artificiais geradas com o propósito de testar a metodologia desenvolvida nesta dissertação.

Primeiro experimento utilizando informações distribuídas horizontalmente dentro da região de exposição.

Imagem de máscara

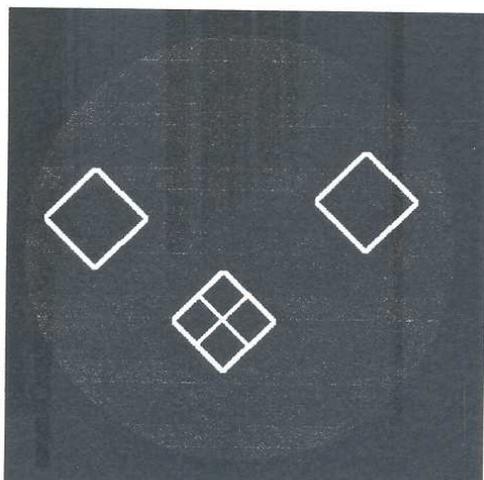
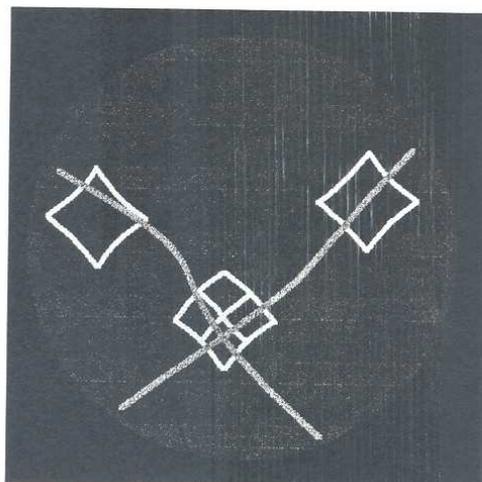
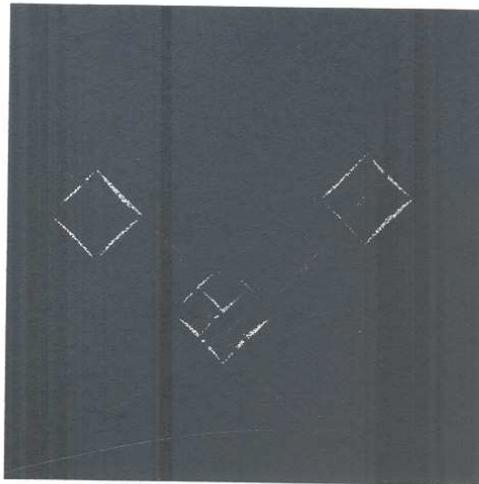


Imagem de contraste



Informação Relevante

Resultado da subtração, sem nenhum processamento



Resultado da subtração, sem nenhum processamento + limiarização

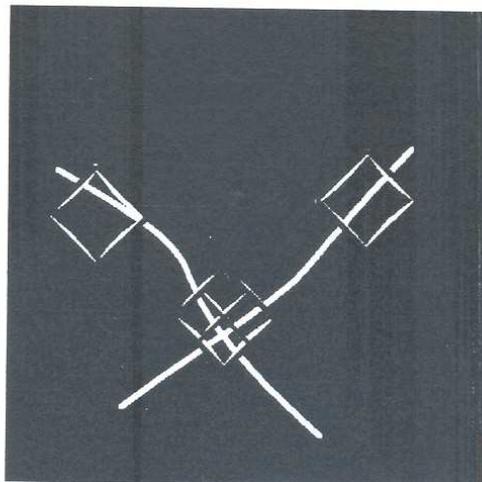
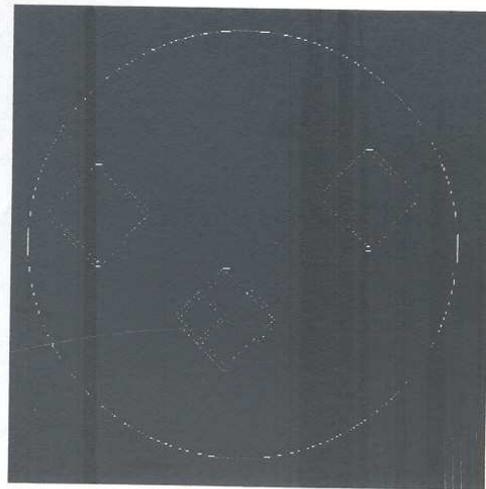
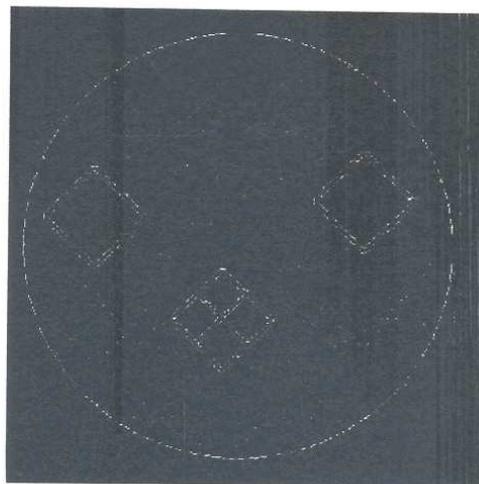


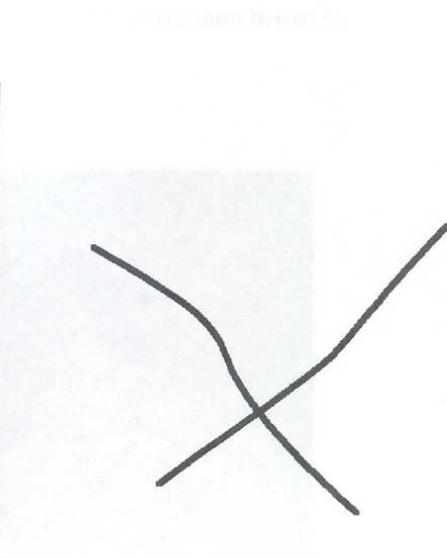
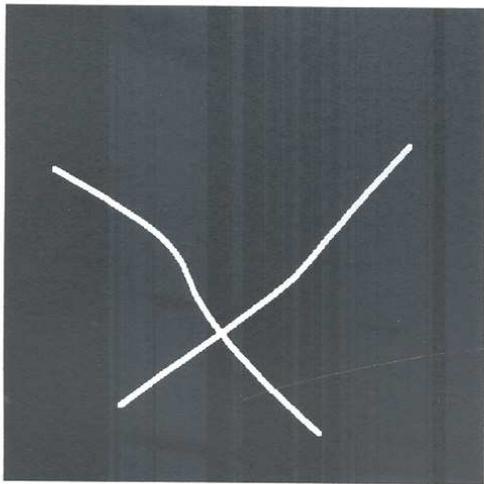
Imagem de bordas - Esquema de detecção *Canny* sobre a imagem de máscara.



Geração dos pontos de referência sobre a imagem de bordas



Resultado da subtração após a aplicação da metodologia desenvolvida.
Imagem da esquerda: imagem resultante; imagem da direita: imagem invertida.



Segundo experimento utilizando informações distribuídas verticalmente dentro da região de exposição.

Imagem de máscara

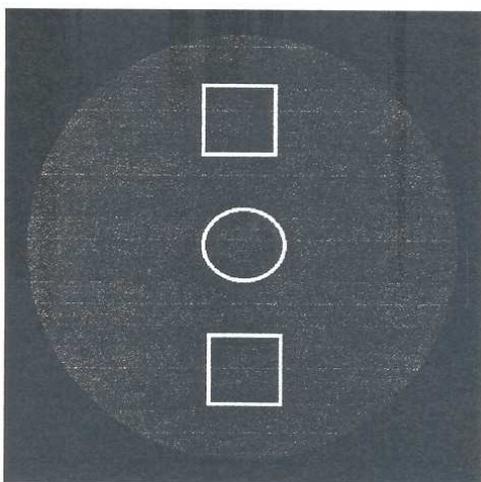
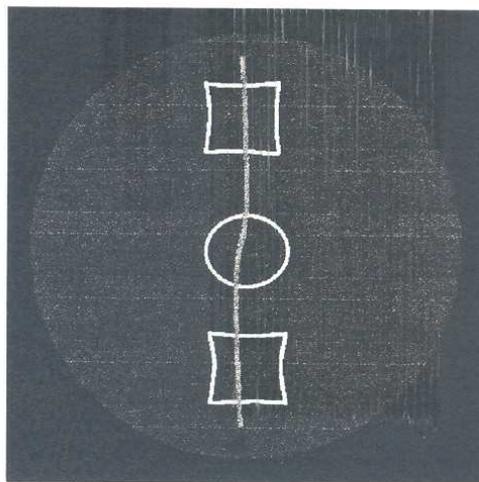
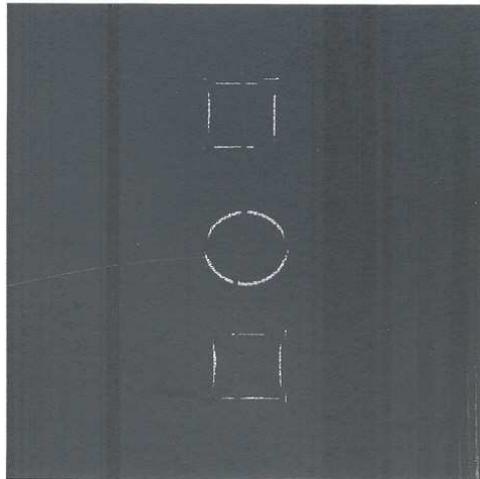


Imagem de contraste



Informação Relevante

Resultado da subtração, sem nenhum processamento



Resultado da subtração, sem nenhum processamento + limiarização

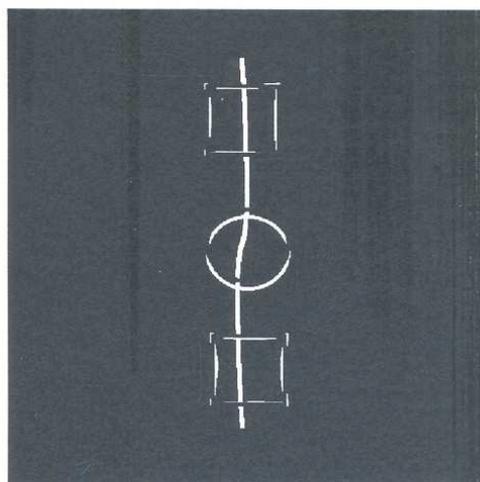
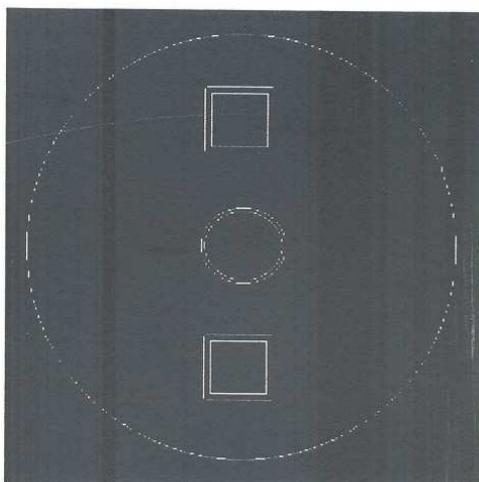
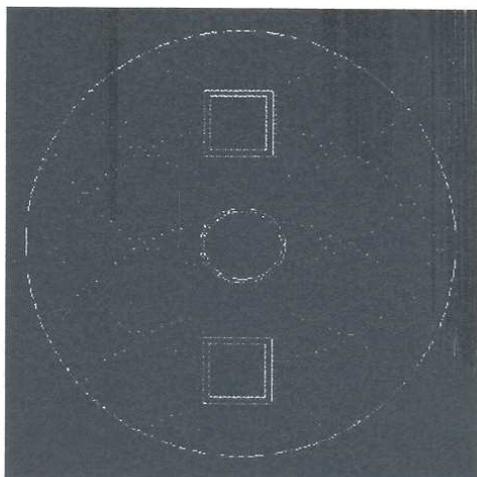


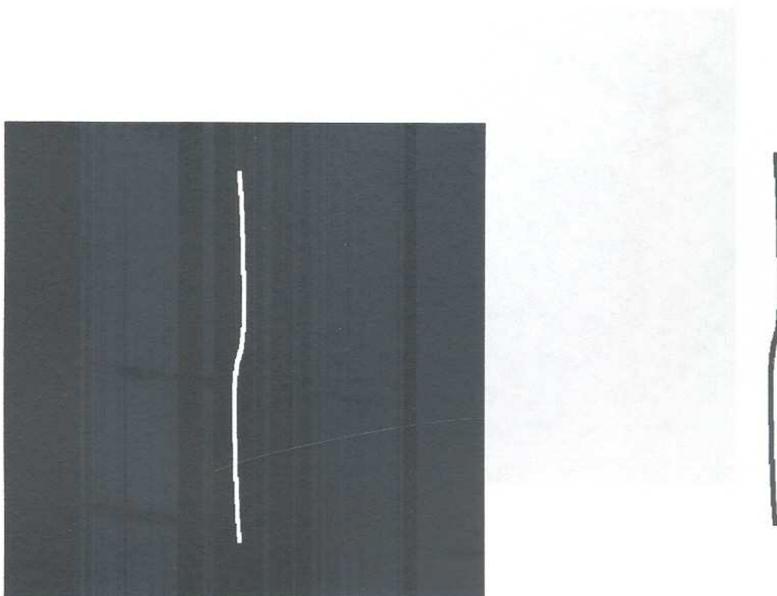
Imagem de bordas - Esquema de detecção *Canny* sobre a imagem de máscara.



Geração dos pontos de referência sobre a imagem de bordas



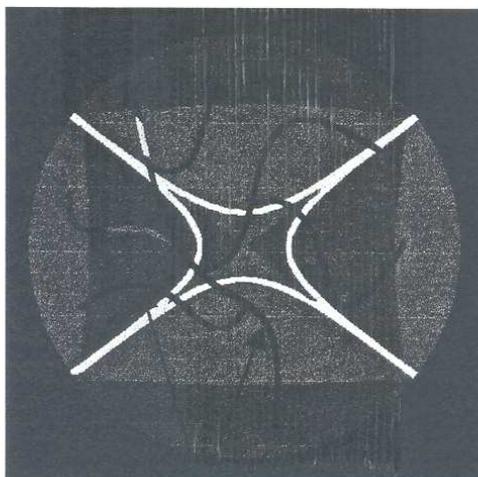
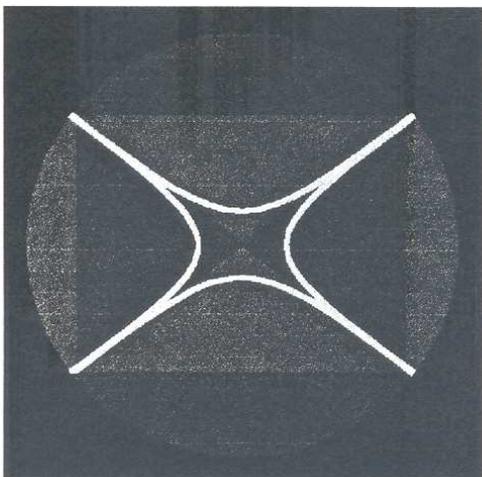
Resultado da subtração após a aplicação da metodologia desenvolvida.
Imagem da esquerda: imagem resultante; imagem da direita: imagem invertida.



Terceiro experimento utilizando imagens com fundos e perfis (informação relevante) com mais níveis de cinza (degrade).

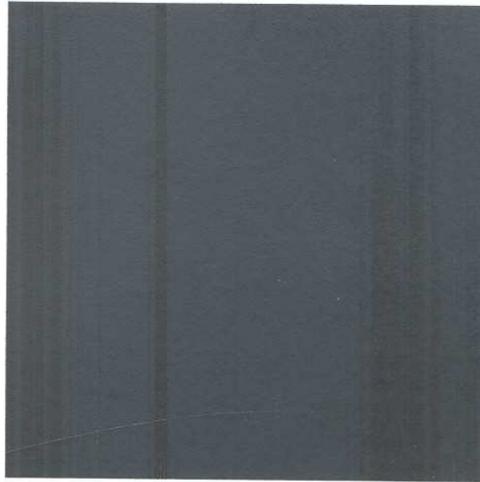
Imagem de máscara

Imagem de contraste



Informação Relevante

Resultado da subtração, sem nenhum processamento



Resultado da subtração, sem nenhum processamento + limiarização

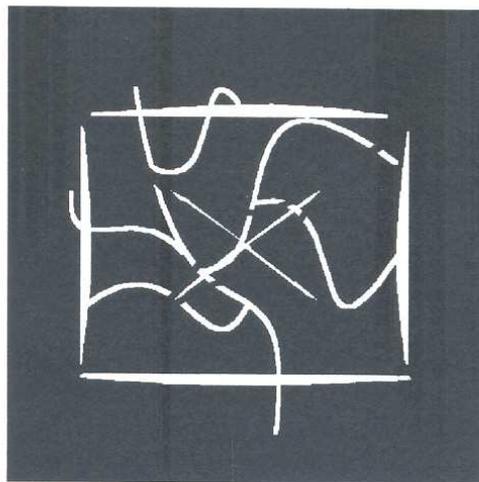
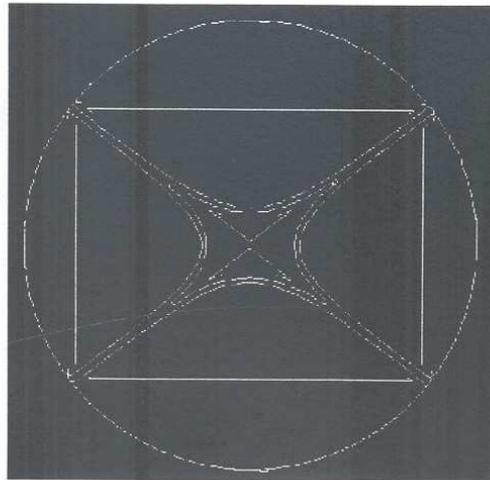
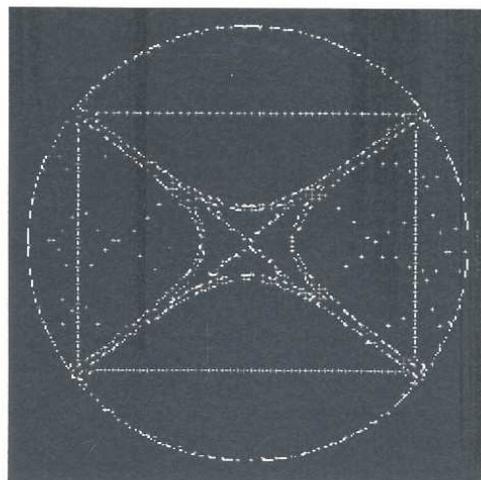


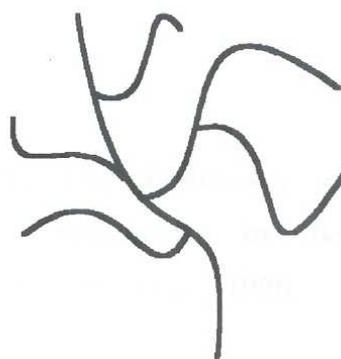
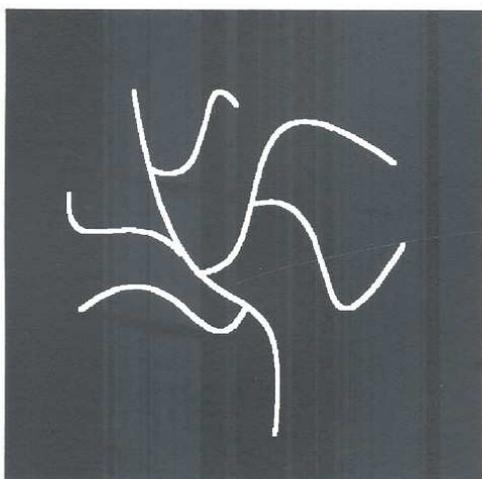
Imagem de bordas - Esquema de detecção *Canny* sobre a imagem de máscara.



Geração dos pontos de referência sobre a imagem de bordas



Resultado da subtração após a aplicação da metodologia desenvolvida.
Imagem da esquerda: imagem resultante; imagem da direita: imagem invertida.



Referências Bibliográficas

- [ABDOULAEV et al., 1998] ABDOULAEV, Gassan et al.; **ViVa: The Virtual Vascular Project**. IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE, Vol. 2 No. 4, 268-273 p., 1998.
- [ALLAN et al., 1999] ALLAN, G. L. et al.; **The Teaching of Computer Programming and Digital Image Processing in Radiography**. International Journal of Medical Informatics, 139-143 p., 1999.
- [ALMEIDA, 1998] ALMEIDA, Antônio B.; **Usando o Computador para o Processamento de Imagens Médicas**. Revista Informática Médica, Vol. 1 No. 6, 3-9 p., 1998.
- [ARRUDA, 1997] ARRUDA, Ana E. M.; **Avaliação de Métodos de Limiarização para Segmentação de Imagens de Tomografia do Fígado em Oncologia**. Campina Grande - Brasil, Centro de Ciências e Tecnologia - Universidade Federal da Paraíba, 1997
- [BONATTI et al., 1996] BONATTI, Ivanil S. et al.; **The Linear Interpolation Method: A Sampling Theorem Approach**. School of Electrical and Computer Engineering, University of Campinas, Campinas, SP, Brasil, 1996
- [BOONE et al., 1998] BOONE, John M. et al.; **Angiographic Film Subtraction Using a Laser Digitizer and Computer Processing**. Journal of Digital Imaging, Vol. 11 No. 4, 159-167 p., 1998.
- [CAMPANI et al., 1992] CAMPANI, M et al.; **Motion Analysis from First-Order Properties of Optical Flow**. Computer Vision, Graphics and Image Processing: Image Understanding, Vol. 56 No. 1, 90-107 p., 1992.

- [CANNY, 1986] CANNY, John F.; **A Computational Approach to Edge Detection.** IEEE TRANSACTIONS ON PATTERN ANALYSIS AND MACHINE INTELLIGENCE, Vol. 8 No. 6, 679-698 p., 1986
- [CLOSE et al., 1999] CLOSE, Robert A. et al.; **Comments on "Retrospective Motion Correction in Digital Subtraction Angiography: A Review.** IEEE TRANSACTION ON MEDICAL IMAGING, Vol. 18 No. 6, 556, 1999.
- [COELHO et al., 2000] COELHO, Lúcio S. et al.; **Similarity-based versus Matching-based Methodologies for Image Alignment of Polyhedral-like Objects under Noisy Conditions.** Departamento de Ciência da Computação - UFMG, Belo Horizonte - MG, Brasil, 2000.
- [FACON, 1998] FACON, Jacques; **Processamento e Análise de Imagens.** Curitiba: Universitária Champagnat. Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR, Curitiba - PR, Brasil, 1998.
- [FACON, 1999] FACON, Jacques; **Princípios Básicos da Visão por Computador e Processamento de Imagens.** Curitiba: Universitária Champagnat. Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR, Curitiba - PR, Brasil, 1999.
- [GARDNER et al., 1988] GARDNER, Weston D. et al.; **Anatomia: Estudo Regional do Corpo Humano.** 4 ed. Rio de Janeiro - Brasil: Guanabara Koogan, 815 p. 1988.
- [GONZALEZ & WOODS, 1993] GONZALEZ, Rafael C.; WOODS, Richard E.; **Digital Image Processing.** 1993.
- [GRAY & GOSS, 1988] GRAY, Henry; GOSS, Charles M.; **Anatomia.** 29 ed. Rio de Janeiro - Brasil: Guanabara Koogan, 1147 p. 1988.
- [HUANG, 1996] HUANG, H. K.; **PACS - Picture Archiving and Communications Systems in Biomedical Imaging.** New York: VCH, 1996.
- [JÄHNE, 1997] JÄHNE, Bernd.; **Digital Image Processing - Concepts, Algorithms, and Cientific Applications.** 4 ed. Berlim: 555 p. 1997.

- [LIKAR et al., 1999] LIKAR, B. et al.; **Automatic Extraction of Corresponding Points for the Registration of Medical Images**. *Medical Physicians*, Vol. 26 No. 8, 1678-1686 p., 1999.
- [MAINTZ et al., 2000] MAINTZ, J. B. A. et al.; **General Multimodal Elastic Registration Based on Mutual Information**. Computer Vision Research Group, Utrecht University, The Netherlands, 2000.
- [MEIJERING et al., 1999a] MEIJERING, Erik H. W. et al.; **Retrospective Motion Correction in Digital Subtraction Angiography: A Review**. *IEEE TRANSACTION ON MEDICAL IMAGING*, Vol. 18 No. 1, 2-21 p., 1999.
- [MEIJERING et al., 1999b] MEIJERING, Erik H. W. et al.; **A Fast Image Registration Technique for Motion Artifact Reduction in DSA**. *IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON IMAGE PROCESSING - ICIP'99*, Califórnia, USA, Vol. 3, 435-439 p., 1999.
- [MEIJERING et al., 1999c] MEIJERING, Erik H. W. et al.; **Image Registratrion for Digital Subtraction Angiography**. *International Journal of Computer Vision*, Vol. 31 No. 2/3, 227-246 p., 1999.
- [MEIJERING et al., 2000] MEIJERING, Erik H. W. et al.; **A Fast Technique for Motion Correction in DSA Using a Feature-Based, Irregular Grid**. *Medical Imaging Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI'98*, Berlim, Germany, Vol. 1496, 590-597 p., 2000.
- [PIMENTEL F.º & CORREIA, 1988] PIMENTEL F.º, Wilson A.; CORREIA, Maéve B. **Hemodinâmica Angiocardiografia - Interpretação Clínica**. São Paulo - Brasil: Sarvier, 587 p. 1988.
- [PUENTES et al., 1998] PUENTES, John et al.; **Dinamic Feature Extraction of Coronary Arytery Motion Using DSA Image Sequences**. *IEEE TRANSACTION ON MEDICAL IMAGING*, Vol. 17 No. 6, 857-871 p., 1998.
- [TOUMOULIN et al., 1990] TOUMOULIN, C. et al.; **Vascular Network Segementation in Subtraction Angiograms: A Comparative Study**. *Medical Informatics*, Vol. 15 No. 4, 333-341 p., 1990.

[TOUMOULIN et al., 1997] TOUMOULIN, C. et al.; **Spatio-temporal Grouping for the Formation of Vascular Segments in Coronarography Image Sequence.** *Technology and Health Care*, Vol. 5 No. 5, 383-406 p., 1997.

[WELLS et al., 1992] WELLS, Wendy A. et al.; **Basic Principles of Image Processing.** *American Journal Clinical Pathological*, Vol. 98 No. 5, 493-501 p., 1992.

Bibliografia Consultada

CREE, Michael J. et al.; **The Preprocessing of Retinal Images for the Detection of Fluorescein Leakage**. Physicians, 293-308 p., 1999.

FACON, Jacques **Morfologia Matemática - Teoria e Exemplos**. Curitiba: Universitária Champagnat. Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR, Curitiba - PR, Brasil, 1996.

HANSELMAN, Duane **The Student Edition of Matlab: version 5, User's Guide**. EUA: Prentice-Hall, 429p. 1997.

LAISSY, Jean P. et al.; **Prospective Evaluation of Peripheral Arterial Occlusive Disease by 2D MR Subtraction Angiography**. Journal of Magnetic Resonance Imaging, Vol. 8 No. 5, 1060-1065 p., 1998.

MAINTZ, J. B. A. et al.; **A Survey of Medical Image Registration**. Medical Image Analysis, Vol. 2 No. 1, 1-37 p., 1998.

Matlab Math Works Inc., **MATLAB Graphics Reference**, Version 5.1, EUA, 1997

_____, **Using MATLAB Graphics**, Version 5.1, EUA, 1997

_____, **Language Reference Manual**, Version 5.1, EUA, 1997

_____, **MATLAB Image Processing Toolbox - User's Guide**, Version 5.1, EUA, 1997

MEIJERING, Erik H. W. et al.; **Quantitative Comparison of Sinc-Approximating Kernels for Medical Image Interpolation**. Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention - MICCAI'99, Berlim, Germany, Vol. 1679, 210-217 p., 1999.

- MUHLESTEIN, Joseph B. et al.; **A Comparison of the Accuracy and Reproducibility of Digital Three-Dimensional Coronary Artery Reconstructions Using Edge Detection or Videodensitometry.** Computers and Biomedical Research, Vol. 30 No. 6, 415-426 p., 1996.
- PRATT, William K. **Digital Image Processing.** 2^a ed. EUA: Wiley Interscience Publication, 720 p. 1991.
- SHEN, Hong et al.; **Rapid Automated Tracing and Feature Extraction from Retinal Fundus Images Using Direct Exploratory Algorithms.** IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE, Vol. 3 No. 2, 125-138 p., 1999.
- ZANA, F. et al.; **A Multimodal Registration Algorithm of Eye Fundus Images Using Vessels Detection and Hough Transform.** IEEE TRANSACTION ON MEDICAL IMAGING, Vol. 18 No. 5, 419-428 p., 1999.