

Universidade Estadual de Campinas  
Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação  
Departamento de Engenharia de Computação e Automação Industrial

## Segmentação Interativa do Ventrículo Esquerdo em Sequências de Imagens de Ressonância Magnética (Cine MR)

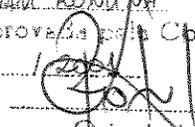
Jane Maryam Rondina

Orientador: Roberto de Alencar Lotufo

Co-orientador: Marco Antonio Gutierrez

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação (FEEC) da Universidade Estadual de Campinas (Unicamp), como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica e Computação.

Este trabalho contou com o apoio financeiro da CAPES.

Este exemplar corresponde a redação final da tese defendida por <u>JANE MARYAM RONDINA</u> e aprovada pela Comissão Julgada em <u>06 / 04 / 2001</u>
 Orientador

Campinas – SP Brasil

2001



UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL  
SEÇÃO CIRCULANTE

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA - BAE - UNICAMP

R668s Rondina, Jane Maryam  
Segmentação interativa do ventrículo esquerdo em seqüências de imagens de ressonância magnética (Cine MR) / Jane Maryam Rondina. --Campinas, SP: [s.n.], 2001.

Orientadores: Roberto de Alencar Lotufo, Marco Antonio Gurierez

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação

1. Processamento de imagens. 2. Diagnóstico por imagem. 3. Imagem de ressonância magnética. 4. Coração – Ventrículo esquerdo 5. Sistemas de computação interativos. I. Lotufo, Roberto de Alencar. II. Gutierrez, Marco Antonio. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. IV. Título.

800119 325

**Universidade Estadual de Campinas**  
**Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação**  
**Departamento de Engenharia de Computação e Automação Industrial**

**Segmentação Interativa do Ventrículo Esquerdo em Sequências  
de Imagens de Ressonância Magnética (Cine MR)**

**Jane Maryam Rondina**

**Banca Examinadora:**

**Prof. Dr. Roberto de Alencar Lotufo, Presidente**  
**DCA/FEEC/Unicamp**

**Prof. Dr. Sérgio Shiguemi Furuie**  
**DI/InCor**

**Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa**  
**DEB/FEEC/Unicamp**

**Prof. Dr. Alexandre Xavier Falcão**  
**IC/Unicamp**

**Prof. Dr. Márcio Luiz de Andrade Netto**  
**DCA/FEEC/Unicamp**

**Campinas – SP Brasil**

**2001**

*Aos meus pais Maria Julia Rondina e Walter A. Rondina Neto*

## Resumo

Imagens de ressonância magnética (IRM) têm sido utilizadas como um importante recurso para análises do funcionamento cardíaco e detecção de cardiopatias. No entanto, para a obtenção de informações quantitativas que possibilitem determinadas análises é necessário um processo prévio de segmentação de estruturas nas imagens. A realização desta tarefa manualmente é um trabalho bastante tedioso, principalmente em relação a imagens adquiridas pela modalidade considerada (cine MR). Nesta modalidade os exames são, em geral, constituídos de um grande volume de imagens, pois os cortes são obtidos em diversas fases ao longo do ciclo cardíaco. Neste trabalho desenvolveu-se um sistema interativo (ou semi-automático) para segmentação do ventrículo esquerdo em seqüências de imagens obtidas pela modalidade considerada. Para esta finalidade foi utilizado o método de segmentação Watershed através de procedimentos de análise de imagens baseados em morfologia matemática. A partir do sistema desenvolvido foram realizados testes de segmentação em um conjunto de 10 exames. Os resultados quantitativos obtidos foram comparados através de análises de variação intra-operador e inter-operadores e comparação com resultados da segmentação manual. As análises realizadas possibilitaram uma avaliação significativa mostrando a potencialidade do sistema desenvolvido e possibilitando a realização de considerações acerca de sua utilização em uma rotina clínica.

## Abstract

Magnetic Resonance Images have been utilized as an important resource for analysis of the cardiac cycle and disease detection. However, to obtain quantitative information that enable some of the possible analysis, it is necessary a previous process to structures segmentation in the images. Performing this task manually is a much tedious work, especially relative to images of cine MR. These exams usually consist of a large number of images, representing cuts obtained in different periods of the cardiac cycle. In this work we developed an interactive system (or a semi-automatic system) for segmenting the left ventricle in sequences of MR images. For this purpose we used the Watershed segmentation method and image analysis procedures based on Mathematical Morphology. The developed system was evaluated by performing segmentation tests in a ten exams set. The quantitative results were compared through analysis of intra-operator and inter-operators variations and manual segmentation. The performed analysis resulted in a significant evaluation showing the potentiality of the proposed system and providing considerations about its use in a clinical routine.

## Agradecimentos

Eu quero agradecer em primeiro lugar a Deus que me permitiu estar neste momento e lugar cumprindo uma importante etapa de minha vida.

Quero fazer um agradecimento especial ao professor Dr. Roberto de Alencar Lotufo por sua admirável orientação no desenvolvimento deste trabalho, com muita seriedade, dedicação e profissionalismo. Também por seu apoio, atenção e confiança em todo o período de realização do mestrado.

Ao professor Dr. Marco Antonio Gutierrez pelo apoio, motivação e imensa compreensão desde antes do início do mestrado e por sua co-orientação durante o desenvolvimento deste trabalho.

A Marina Rebelo pelas valiosas discussões sobre o sistema desenvolvido.

Ao cardiologista Dr. Guilherme pela discussão sobre vários aspectos do trabalho.

Aos amigos Raquel, Christian, Mercedes, Paulinho, José Roberto, Diego, Maria, Andréia, Adriana, Virgínia, Wellington, Marco Antonio, Francisco, Ricardo, Rangel, Alexandre e Franklin pelo companheirismo e apoio em vários momentos.

Aos companheiros de república: Elaine, Édler, Emerson, Denise e Luciana.

Aos meus familiares pela grande confiança em mim depositada.

Quero fazer um agradecimento especial ao Gustavo pelo imenso apoio, dedicação e carinho durante uma grande parte deste período do curso de mestrado.

Quero agradecer a Rosana Satie Takehara e Carlos Aparecido dos Santos pelo exemplo e motivação para a realização do curso de pós-graduação.

À Capes pelo apoio financeiro.

## Sumário

<b>Capítulo 1. Introdução</b>	<b>1</b>
1.1. Descrição Geral do Problema .....	1
1.2. Motivação .....	2
1.3. Proposta de Trabalho .....	2
1.4. Justificativa .....	4
1.5. Objetivos .....	5
1.6. Características Gerais .....	6
1.7. Organização da Dissertação .....	7
<b>Capítulo 2. Revisão Bibliográfica</b>	<b>9</b>
2.1. Classificação de Métodos de Segmentação Segundo Critérios Estabelecidos .....	9
2.1.1. Classificação Quanto às Propriedades dos Pixels .....	10
2.1.2. Classificação Quanto à Interação Humana .....	11
2.1.3. Classificação Quanto ao Espaço .....	12
2.2. Estudo de Métodos de Segmentação do Ventrículo Esquerdo em Imagens Cardíacas	13
2.2.1. Análise <i>Watershed</i> Interativa Baseada em <i>Cues</i> .....	13
2.2.2. Métodos de Relaxamento para Segmentação Supervisionada .....	15
2.2.3. Método de Expansão de Balão .....	16
2.2.4. Modelo de Contornos Ativos ( <i>Snakes</i> ) .....	18
2.3. Classificação dos Métodos Estudados .....	19
<b>Capítulo 3. Imagens</b>	<b>20</b>
3.1. Ressonância Magnética Nuclear (RMN) .....	21
3.1.1. Histórico e Aplicações da RMN .....	21
3.1.2. Princípios de RMN .....	22
3.1.3. O Processo de Aquisição de Imagens .....	27
3.2. Imagens Cardíacas .....	29
3.3. Características das Imagens Utilizadas .....	30
3.3.1. O Método <i>cine MR</i> .....	31
3.3.2. Dados sobre o Equipamento de RMN .....	32
3.3.3. Características Gerais .....	32

3.3.4. Questões Sobre a Segmentação das Imagens Utilizadas .....	34
<b>Capítulo 4. Morfologia Matemática e Segmentação pelo Método <i>Watershed</i></b>	<b>36</b>
4.1. Morfologia Matemática .....	36
4.1.1. Operações Morfológicas Básicas .....	39
4.1.2. Morfologia Matemática em Imagens em Tons de Cinza .....	44
4.1.3. Alguns Conceitos de MM Aplicados em Segmentação .....	46
4.1.3.1. Máximos e Mínimos Regionais .....	47
4.1.3.2. Gradiente Morfológico .....	48
4.1.3.3. Reconstrução Morfológica de Imagens .....	49
4.1.3.4. Filtragem Morfológica .....	50
4.2. A Transformação <i>Watershed</i> com Marcadores .....	53
4.2.1. Conceito Funcional .....	53
4.2.2. O Papel dos Marcadores .....	55
4.2.3. Formulação do Método <i>Watershed</i> Utilizada .....	56
<b>Capítulo 5. O Sistema Interativo</b>	<b>59</b>
5.1. Análise e Definição de Requisitos .....	59
5.2. Feições do Sistema .....	60
5.2.1. Funcionamento .....	61
5.2.2. Recursos Implementados .....	62
5.3. Projeto e Desenvolvimento .....	70
5.3.1. Metodologia de Projeto .....	70
5.3.2. Características de Implementação .....	71
5.3.3. Estruturas do Sistema .....	72
5.3.4. Gerenciamento de Eventos .....	75
5.4. Gravação de Parâmetros Durante a Interação .....	76
<b>Capítulo 6. Resultados de Testes</b>	<b>78</b>
6.1. Considerações Gerais sobre a Realização dos Testes .....	78
6.2. Resultados Quantitativos .....	82
6.2.1. Comparação da Segmentação pelo Sistema Proposto com a Segmentação Manual .....	85
6.2.2. Variação Volumétrica .....	89

6.2.3. Fração de Ejeção .....	94
6.2.4. Testes de Repetibilidade – Variação Intra-Operador .....	95
6.2.5. Testes de Repetibilidade – Variação Inter-Operadores .....	99
6.2.6. Comparação Baseada na Consideração de Músculos Papilares .....	101
6.3. Avaliação da Eficiência do Sistema (Tempo de Interação).....	103
6.4. Discussão dos Resultados Obtidos .....	105
<b>Capítulo 7. Conclusão e Trabalhos Futuros</b> .....	<b>107</b>
7.1. Sobre o Texto .....	107
7.2. Conclusões .....	108
7.3. Contribuições .....	109
7.4. Sugestões de Trabalhos Futuros .....	110
<b>Referências Bibliográficas</b> .....	<b>112</b>

# Capítulo 1. Introdução

---

## 1.1. Descrição Geral do Problema

Este trabalho visa uma atuação interdisciplinar na aplicação de métodos computacionais à área médica. Mais particularmente, o trabalho abrange a aplicação de técnicas de processamento e análise de imagens e desenvolvimento de sistemas em um problema relacionado à área de cardiologia. O foco deste estudo é o processo de segmentação, uma etapa bastante importante na extração de estruturas anatômicas de interesse para a obtenção de diagnósticos a partir de imagens médicas.

A modalidade das imagens consideradas neste estudo é a Ressonância Magnética Nuclear (RMN), embora as técnicas de análise de dados utilizadas possam também fundamentar a realização de estudos com outras modalidades, como Tomografia Computadorizada e Ultra-som, por exemplo. A aquisição de imagens por Ressonância Magnética, ou Imageamento por Ressonância Magnética (IRM) tem se tornado um importante recurso para a avaliação de cardiopatias, uma vez que esta técnica permite a visualização e análise tridimensional (3D) da anatomia das estruturas cardíacas. Entretanto, para quantificação de estruturas em termos de área e volume, torna-se necessário e fundamental um processo prévio de segmentação, visando o particionamento da imagem em regiões significativas para a obtenção do diagnóstico. Esta etapa é de grande importância, pois o isolamento de determinadas regiões na imagem permite que estruturas anatômicas do coração sejam reconstruídas e analisadas. Ainda, a estimativa do volume das câmaras cardíacas (especialmente do ventrículo esquerdo) é elemento básico ao cálculo de informações quantitativas utilizadas em determinadas avaliações cardíacas.

Assim, o problema considerado neste trabalho consiste no estudo de aspectos relacionados ao processo de segmentação de conjuntos de imagens para obtenção das informações desejadas, visando-se incorporar recursos automatizados a este processo. Desta forma pretende-se proporcionar um método de segmentação que possibilite a obtenção de resultados confiáveis a um custo relativamente baixo em termos de interação humana.

## 1.2. Motivação

Este projeto de pesquisa foi desenvolvido dentro de uma cooperação estabelecida entre a Unicamp e o Instituto do Coração de São Paulo (InCor), por meio de uma co-orientação.

Desde o início do programa de mestrado pretendia-se desenvolver um trabalho envolvendo análise de imagens cuja aplicação residisse em uma área clínica. Através de interação com a equipe do InCor identificou-se a necessidade de segmentação do ventrículo esquerdo em imagens cardíacas provenientes de Ressonância Magnética como um foco de pesquisa. Este assunto vem sendo tratado no InCor há algum tempo através de alguns trabalhos, sendo um deles discutido entre as referências mencionadas no capítulo 2.

A análise da função do ventrículo esquerdo é bastante importante em processos de diagnóstico cardíaco. Isto deve-se ao fato de a câmara ventricular esquerda ser responsável pelo bombeamento do sangue arterial à maioria dos órgãos do corpo humano, à exceção dos pulmões, que recebem o sangue venoso bombeado pelo ventrículo direito.

Parâmetros de elevada importância clínica, como por exemplo o fator de ejeção cardíaca, são estimados a partir do cálculo de volumes ao longo do tempo, o qual envolve a prévia segmentação do ventrículo esquerdo [FJR96]. O fator de ejeção cardíaca (ou **fração de ejeção**) é um dado quantitativo bastante importante para o diagnóstico, pois denota a capacidade de bombeamento sanguíneo do coração.

Usualmente, a segmentação das estruturas tem sido realizada manualmente, um processo tedioso que em geral requer um alto consumo de tempo. Sistemas gráficos interativos têm sido desenvolvidos para auxiliar o especialista na definição das regiões de interesse através de métodos como edição manual das fatias, preenchimento de regiões e *thresholding* interativo [HH97]. Porém, tais técnicas apresentam também dificuldades [HO93]. Pela abordagem manual, além da alta demanda de tempo necessária para sua realização, podem ocorrer erros decorrentes da elevada quantidade de interação e, muitas vezes, da dificuldade do operador em reconhecer as estruturas anatômicas através dos cortes bi-dimensionais. Além dos erros, os resultados obtidos manualmente são pouco reproduzíveis, comumente ocorrendo variações intra e inter-operador [HW96].

Assim, pode-se resumir como motivação para a realização deste trabalho a necessidade e importância de uma forma efetiva de segmentação do ventrículo esquerdo em imagens de RMN que possa ser utilizada na prática.

### 1.3. Proposta de Trabalho

Diante do contexto descrito, a proposta deste trabalho é proporcionar um ambiente de segmentação para imagens cardíacas aliando técnicas automatizadas de processamento de imagens e interação humana. As técnicas de processamento e análise de imagens utilizadas estão relacionadas ao campo da Morfologia Matemática e mais particularmente, ao método de segmentação *Watershed*, tópicos discutidos no capítulo 4.

Para a aceitabilidade clínica de um sistema, segundo [WF97], é fundamental considerar certos fatores, como funcionalidade, performance, utilidade e custo. Assim, procurou-se no desenvolvimento deste trabalho atender a estes critérios. Desta forma, a proposta do trabalho engloba, além do desenvolvimento de um sistema de segmentação, a realização de testes para sua avaliação.

Em relação à funcionalidade, propôs-se avaliar o sistema através de testes de sua operação na segmentação de vários exames. Quanto à performance, objetivou-se a realização de uma análise da confiabilidade, segurança e efetividade dos resultados através de testes de reprodutibilidade, análise qualitativa dos resultados da segmentação por parte de clínicos e comparações de resultados quantitativos com a segmentação manual através de sobreposições, gráficos de volumes e resultados numéricos.

Ainda, para a viabilidade clínica de um sistema desta natureza é necessária a atenção ao fator utilidade, através de tópicos como facilidade de interação, confiabilidade e segurança tanto em nível de métodos quanto de interfaces. Em relação aos métodos implementados, visou-se sua adequação à aplicação proposta, através da verificação de eventuais falhas e disposição apropriada de seus potenciais recursos.

Em relação à interface, a questão da facilidade de interação é bastante importante. Um sistema de complicada aprendizagem e manipulação dificilmente seria adotado no contexto de uma rotina clínica. Grande parte deste trabalho foi voltado a este aspecto.

Ainda em relação à utilidade do sistema há as questões de confiabilidade e segurança, relacionadas ao armazenamento dos dados. É necessário que os resultados sejam armazenados e recuperados de uma forma segura e que possam ser facilmente reproduzidos. Esta é também uma questão bastante importante para a confiabilidade do sistema, já que o resultado da segmentação exige uma alta demanda de trabalho e de conhecimento.

## 1.4. Justificativa

Como mencionado anteriormente, este projeto de pesquisa está sendo desenvolvido através de uma cooperação estabelecida entre o DCA, Unicamp<sup>1</sup> e a DI, InCor<sup>2</sup>.

No DCA, pesquisa básica e aplicada relacionada a processamento e análise de imagens, incluindo segmentação, tem sido realizada há algum tempo, abrangendo diferentes tipos de imagens. A pesquisa relacionada a Processamento de Imagens Médicas iniciou-se em 1991, sendo a primeira dissertação de mestrado realizada na área de visualização tridimensional de dados tomográficos [FAX93].

Ainda em relação ao DCA, um suporte ao desenvolvimento deste trabalho pode ser verificado através da disponibilidade de um conjunto de ferramentas destinadas a análise de imagens [BBL98] cuja abordagem baseia-se na implementação de funções descritas por conceitos de morfologia matemática.

Em relação à DI, InCor, a quantificação de estruturas em imagens de Ressonância Magnética é realizada por pacotes disponíveis nos equipamentos de aquisição e por desenvolvimento local para protocolos específicos e pesquisa acadêmica na área de segmentação de imagens [RGF98] [FRG97] [FRP97]. A inexistência de um método universalmente aceito para o problema de segmentação de estruturas cardíacas em Ressonância Magnética oferece uma indicação da complexidade do problema.

Na rotina clínica, a segmentação manual torna-se inviável. A extração manual das estruturas de interesse nas imagens é em geral realizada através do traçado de contornos ou pintura de regiões em cada fatia (corte 2D), um processo cansativo que requer muito tempo de trabalho (normalmente da ordem de horas), pois um estudo cardíaco de cine MR é normalmente constituído por cerca de 90-120 cortes, dependendo do tamanho do ventrículo esquerdo.

Assim, supôs-se que o desenvolvimento de um processo semi-automático para a segmentação de imagens cardíacas adquiridas por IRM deva proporcionar uma melhoria no diagnóstico de doenças e na avaliação pré-cirúrgica [HC93], [KE91] e [LJC88].

De acordo com o contexto descrito, a utilização de técnicas automatizadas de análise de imagens pode auxiliar muito o processo de segmentação de estruturas cardíacas. Através dos ganhos

---

<sup>1</sup> Departamento de Engenharia de Computação e Automação Industrial (DCA) – Faculdade de Engenharia Elétrica e Computação (FEEC) – Universidade Estadual de Campinas (Unicamp)

<sup>2</sup> Grupo de Pesquisa e Desenvolvimento (P&D) – Divisão de Informática (DI) – Instituto do Coração de São Paulo (InCor)

em tempo e precisão, torna-se possível a caracterização do coração ao longo de todo o ciclo, ao invés de apenas nas fases de sístole e diástole, como comumente é realizado quando os contornos são desenhados manualmente. (No capítulo 2 são abordadas características da segmentação nas formas manual, automática e semi-automática).

Por outro lado, devido à precisão necessária no domínio de imagens médicas, supôs-se que a combinação de processamento automático com intervenção humana pudesse ser considerada uma abordagem adequada.

## 1.5. Objetivos

Através deste trabalho teve-se como principal objetivo possibilitar a segmentação da câmara ventricular esquerda em seqüências de imagens cardíacas dinâmicas adquiridas pela modalidade Ressonância Magnética, mais particularmente, pelo método de aquisição *cine MR*. Desta forma, pretendeu-se delinear os contornos do endocárdio (bordas internas) do ventrículo esquerdo, pois a partir de uma extração confiável destas estruturas é possível obter-se informações quantitativas de interesse para a avaliação do funcionamento cardíaco. Tendo-se extraído os contornos internos das câmaras ventriculares em todas as fases é possível estimar os volumes do ventrículo ao longo do tempo, permitindo a quantificação da variação do volume que ocorre no interior do ventrículo esquerdo, durante o ciclo cardíaco.

Assim, no desenvolvimento deste trabalho teve-se como objetivos:

- Desenvolver um sistema interativo através do qual o operador pudesse visualizar as imagens que constituem exames cardíacos de IRM, realizar a segmentação das estruturas desejadas e a partir deste processo obter resultados quantitativos úteis ao diagnóstico;
- Realizar uma avaliação da adequação dos procedimentos de análise de imagens sendo utilizados (já implementados [BBL98]) em relação à aplicação considerada;
- Minimizar a quantidade de intervenção do operador no processo de segmentação, através de investigações a respeito dos marcadores (conceito descrito na seção 4.2.2), principal elemento de interação do usuário com o sistema pela abordagem utilizada;
- Analisar a necessidade de utilização de procedimentos de pré-filtragem das imagens e suavização dos contornos;

- Disponibilizar recursos que possam facilitar a interação do operador com o sistema (em operações como visualização das imagens, definição e edição de marcadores, avaliações e ajustes dos resultados, entre outras) visando sua utilização na rotina em processos de obtenção de diagnóstico;
- Avaliar o sistema desenvolvido quanto a sua eficiência em termos de consumo de tempo, precisão dos resultados e facilidade de utilização.

## **1.6. Características Gerais**

Nesta seção são brevemente mencionados aspectos que contribuem para a introdução da parte prática do trabalho realizado, abordando o processo de desenvolvimento do sistema de segmentação e resultados obtidos.

### **Desenvolvimento do Sistema**

Inicialmente, para que este trabalho pudesse ser desenvolvido obteve-se o apoio de profissionais ligados à área tecnológica do InCor na formulação do problema, definição do projeto, fornecimento de imagens, discussões sobre o tema e fornecimento de exames segmentados manualmente, os quais viriam a possibilitar a realização de testes de comparação dos resultados obtidos pelo sistema com os subsídios da segmentação manual.

O processo de implementação do sistema de segmentação foi realizado no laboratório do DCA utilizando as plataformas Windows e Unix. Durante a implementação foram realizadas discussões sobre o sistema com profissionais das áreas tecnológica e médica do InCor.

Após a conclusão da ferramenta foram feitas simulações de testes de sua utilização no InCor e no Hospital de Clínicas da Unicamp, onde foram feitas também discussões com profissional da área de cardiologia.

A finalização do trabalho foi feita através de testes sistemáticos da ferramenta desenvolvida utilizando-se um conjunto de 10 exames. Os testes foram realizados no DCA com o auxílio da equipe envolvida em processamento de imagens.

## **Resultados Obtidos**

A partir do estudo e discussões realizadas e dos requisitos observados optou-se pelo desenvolvimento de um sistema de segmentação interativo. Por este sistema, através de uma interface gráfica desenvolvida, um operador visualiza todas as imagens de um exame e fornece informações para a segmentação, através do desenho de elementos gráficos. O processo de segmentação e a interface gráfica desenvolvida são descritos detalhadamente ao longo desta dissertação.

O desenvolvimento desta ferramenta possibilitou a realização de uma avaliação do processo de segmentação pela abordagem adotada, realizada através de testes sistemáticos do sistema em comparação com resultados da segmentação manual e testes de repetibilidade, visando a obtenção de parâmetros de exatidão e precisão.

O processo de análise realizado foi bastante importante para a conclusão deste estudo, pois através desta etapa foram feitas significativas considerações sobre a qualidade dos resultados e eficiência do sistema em termos de tempo de interação, ganhos em relação à segmentação manual e potencialidade de utilização do sistema proposto em uma rotina clínica.

### **1.7. Organização da Dissertação**

Esta dissertação divide-se em duas partes. Os capítulos 2, 3 e 4 correspondem aos fundamentos teóricos que dão base à realização da prática, abordada nos capítulos 5 e 6, que descrevem o trabalho experimental desenvolvido e o discutem em vários aspectos.

Através do segundo capítulo pretende-se localizar este trabalho em relação à literatura existente na área. É apresentada brevemente uma classificação de sistemas existentes de segmentação do ventrículo esquerdo quanto a alguns critérios. É feita também uma discussão a respeito de alguns trabalhos relacionados diretamente a este.

No terceiro capítulo são enfocados aspectos relacionados às imagens utilizadas. Assim é apresentada uma breve explanação a respeito de Ressonância Magnética e do método considerado - *cine MR*. São apresentados alguns aspectos relacionados a questões anatômicas das estruturas a serem segmentadas e são também discutidas questões relacionadas a características dos exames utilizados no trabalho.

No quarto capítulo é feita uma explanação geral sobre a metodologia de Análise e Processamento de Imagens utilizada, abordando princípios básicos de Morfologia Matemática e do método *Watershed*.

O quinto capítulo apresenta uma discussão sobre o sistema interativo desenvolvido, abordando aspectos como seus recursos disponíveis, ferramentas, decisões de projeto e forma de implementação.

No sexto capítulo são apresentados alguns resultados da segmentação e testes comparativos realizados a partir dos resultados. Uma discussão é feita englobando aspectos como a obtenção de resultados quantitativos e qualitativos, análises de variabilidade e medidas de desempenho.

Finalmente, no sétimo capítulo são apresentadas as conclusões do trabalho, contribuições e sugestões de trabalhos futuros.

## Capítulo 2. Revisão Bibliográfica

---

Neste capítulo pretende-se apresentar uma breve revisão bibliográfica relacionada ao problema da segmentação de imagens cardíacas.

Inicialmente é feita uma discussão sobre alguns critérios propostos por [CLM99] para classificação de métodos de detecção do ventrículo esquerdo em diversas modalidades de imagens. Em seguida são discutidos alguns trabalhos relacionados ao tema encontrados na literatura. Para cada trabalho mencionado procura-se delinear de maneira simplificada suas vantagens e desvantagens.

Finalmente, na seção 2.3 cada um dos trabalhos estudados é classificado de acordo com os critérios apresentados na seção 2.1.

### 2.1. Classificação de Métodos de Segmentação Segundo Critérios Estabelecidos

Os métodos de segmentação existentes podem ser classificados em grupos de acordo com certos critérios. Referindo-se às modalidades de imagens em geral, estes podem ser classificados segundo as propriedades dos pixels de contorno que exploram e quanto ao nível de interação humana requerido. Outra forma de classificação possível é quanto à dimensão espacial das imagens com que trabalham.

A seguir são abordados alguns aspectos relacionados aos tipos de classificação citados, visando possibilitar uma melhor caracterização e localização dos métodos de segmentação discutidos neste capítulo.

### 2.1.1. Classificação Quanto às Propriedades dos Pixels

Os métodos de segmentação de imagens em níveis de cinza geralmente baseiam-se em uma de suas propriedades básicas: descontinuidade ou similaridade.

#### Segmentação por Descontinuidade

Através desta abordagem a imagem é segmentada em função de mudanças abruptas que ocorrem no nível de cinza dos pixels de borda da imagem [CLM99].

Os tipos básicos de descontinuidades em imagens digitais são pontos, linhas e bordas. A detecção de pontos e linhas é geralmente realizada através da varredura de uma imagem por uma máscara (ou filtro). Já a detecção de bordas é a abordagem mais comum para a detecção de descontinuidades significativas nos níveis de cinza, pois pontos e linhas finas isolados não são ocorrências frequentes na maioria das aplicações práticas [GW00]. A maioria das técnicas de detecção de bordas baseia-se na computação de um operador local diferencial.

Os algoritmos de detecção de bordas são normalmente seguidos de procedimentos de ligação e de outros procedimentos de detecção de fronteiras, pois devido a efeitos como ruídos e quebras de fronteiras, as bordas resultantes muitas vezes não são contínuas.

Os algoritmos de segmentação de imagens baseados em descontinuidade podem ainda ser considerados como uma associação de técnicas locais e globais. Através de técnicas locais são calculados valores específicos para os pixels, de forma que estes sejam classificados como pertencentes ou não a uma determinada borda. Já através de técnicas globais objetiva-se obter uma borda contínua através da integração de informações obtidas por operadores locais.

#### Segmentação por Similaridade

Através desta abordagem a imagem é segmentada em função de semelhanças entre os pixels [CLM99]. Neste grupo estão as técnicas baseadas em limiares, crescimento de regiões e em divisão e fusão de regiões.

As técnicas de limiarização consistem na seleção de um valor de limiar que separe dois grupos de pixels com base no histograma das imagens.

As técnicas baseadas em crescimento de regiões são procedimentos que agrupam pixels ou sub-regiões em regiões maiores. A mais simples dessas abordagens é a agregação de pixels, que se inicia com um conjunto de pontos “semente” e, a partir deles, expande as regiões anexando a cada ponto semente aqueles pixels que possuam propriedades similares. O método de segmentação

*Watershed* utilizado neste trabalho (descrito no capítulo 4) é um exemplo de uma técnica baseada em crescimento de regiões.

As técnicas baseadas em divisão e fusão de regiões baseiam-se na subdivisão da imagem em um conjunto de regiões arbitrárias e disjuntas e subsequente divisão e/ou fusão das regiões na tentativa de satisfazer certas condições de particionamento de imagens.

### **2.1.2. Classificação Quanto à Interação Humana**

Segundo este critério, os métodos de segmentação em geral podem ser classificados em três grupos: segmentação manual, semi-automática e automática.

#### **Segmentação Manual**

Através desta abordagem o processo de segmentação é realizado completamente por um operador humano. Desta forma as estruturas que pretende-se extrair das imagens são contornadas manualmente em uma imagem impressa ou no computador com o auxílio do *mouse* ou de uma caneta óptica. Alguns títulos de *software* surgiram visando o auxílio à segmentação manual fornecendo ferramentas gráficas para a realização do contorno através de segmentos de retas ou aproximação por curvas.

A segmentação manual, em geral, é um processo bastante trabalhoso e sujeito a uma grande variabilidade intra e inter-operadores. Em relação à segmentação do ventrículo esquerdo em diversas modalidades de imagens, o método manual é o mais robusto. Contudo, devido ao elevado consumo de tempo necessário à sua realização, a quantidade de dados que pode ser processada utilizando-se esta abordagem sofre uma limitação. Assim, a reconstrução 3D da estrutura ventricular, que depende da detecção de seu contorno em várias seqüências de imagens, constitui uma tarefa extremamente demorada, inviabilizando sua realização em aplicações clínicas de rotina.

A segmentação manual começou a ser utilizada na década de 70 e ainda hoje é a abordagem mais utilizada em aplicações relacionadas a imagens médicas.

#### **Segmentação Semi-automática**

Através desta abordagem o operador fornece certas informações que são utilizadas na execução de uma técnica automatizada. A interação do operador é realizada pelo fornecimento de pontos característicos (marcadores) da estrutura desejada ou pela delimitação de uma região onde a

estrutura está localizada, limitando a região de procura do método. Outras formas de interação semi-automática podem ser o fornecimento pelo operador de um limiar ótimo para a segmentação ou então o traçado de um contorno manual no instante do ciclo cardíaco no qual o volume do ventrículo esquerdo é máximo (diástole), sendo o método responsável por detectar o contorno nos demais instantes do ciclo cardíaco com base no contorno fornecido pelo operador.

Qualquer forma de interação humana causa uma subjetividade em algum grau, levando a uma dependência do operador.

### **Segmentação Automática**

Através desta abordagem a segmentação é completamente realizada por um algoritmo automatizado e o operador age apenas na avaliação do resultado e, em alguns casos, em eventuais correções. Devido às limitações existentes nas duas formas de segmentação anteriores, existe ultimamente um grande esforço no sentido de se desenvolver métodos automáticos. Segundo [HW96], sistemas de segmentação automática são geralmente aplicados a domínios bastante restritos ou requerem do usuário um certo conhecimento em processamento de imagens para a escolha dos procedimentos apropriados a cada caso.

### **2.1.3. Classificação Quanto ao Espaço**

Em alguns tipos de imagens, como imagens médicas em particular, os métodos de segmentação podem ser divididos em três categorias de acordo com a dimensão espacial com que trabalham:

#### **Segmentação no Espaço Bidimensional**

Nesta categoria as estruturas são segmentadas em cortes 2D sem haver a preocupação em se reconstruir o volume do ventrículo esquerdo. A análise é realizada diretamente nos contornos bidimensionais em uma mesma posição ou corte tomográfico em diferentes instantes do ciclo cardíaco, permitindo a avaliação da função cardíaca através da comparação dos contornos bidimensionais.

### **Segmentação no Espaço Bidimensional Considerando o Volume**

Nesta categoria procura-se a obtenção do volume de uma estrutura através da avaliação do contorno em cortes bidimensionais sucessivos. Para a reconstrução de um volume normalmente utiliza-se a informação do contorno em um corte anterior para guiar a determinação do corte seguinte ou então utiliza-se cortes perpendiculares usando informações sobre a forma do ventrículo [CLM99]. Outra forma utilizada por alguns métodos é o aproveitamento da informação de um contorno em um corte para guiar a segmentação de um corte sucessivo.

### **Segmentação no Espaço Tridimensional**

Nesta categoria estão os métodos em que a segmentação é realizada através de uma função que trabalha diretamente no espaço 3D.

## **2.2. Estudo de Métodos de Segmentação do Ventrículo Esquerdo em Imagens Cardíacas**

Nos últimos anos, várias técnicas de extração de contornos e crescimento de regiões têm sido pesquisadas no contexto de imagens médicas, visando a automatização do processo de segmentação, ou parte dele, como alguns métodos citados por [GT95] e [RS95]. Algumas abordagens de segmentação aplicadas a imagens cardíacas foram estudadas neste trabalho e são brevemente descritas a seguir.

### **2.2.1. Análise *Watershed* Interativa Baseada em Cues**

Um dos trabalhos estudados foi a proposta de [HO93], que trabalha com a segmentação do ventrículo esquerdo em imagens provenientes da modalidade 3D DSR.

Por esta abordagem, os autores utilizam o método *Watershed* baseado em marcadores proposto por [MB90]. Porém, no trabalho proposto por [HO93], os autores dão uma interpretação

particular aos marcadores baseada na terminologia médica, considerando-os como “amostras de tecidos” para uma região de interesse, denominados *cues* (ou sugestões).

Os autores propõem um sistema gráfico onde um operador classifica as estruturas (*cues*) em uma imagem 3D a partir do qual a análise *Watershed* é realizada. Os *cues* exploram a habilidade do operador de delinear vários tipos de relacionamentos espaciais entre objetos de interesse. Os autores definem 3 tipos de *cues*: *biopsy* (equivalente ao conceito de marcadores proposto por [MB90]); *inclusionary* (uma área definida pelo usuário que contém toda a região de interesse) e *exclusionary* (uma área que não contém nenhum ponto da região de interesse).

*Cues* 3D podem ser construídos desenhando regiões que abrangem voxels de uma imagem 3D. O operador intervém na análise por um pacote gráfico.

### Resultados de Testes

Os autores realizam a comparação do método proposto neste artigo com um método semi-automático proposto anteriormente por [HCR90].

Inicialmente são inseridos *biopsy cues* em um corte 2D e o *Watershed* é realizado na imagem do gradiente. É analisada a sensibilidade do método a variações nos *cues*, através da inserção de um mesmo *biopsy cue* externo e 9 versões de *biopsy cues* internos. Por este teste obteve-se três diferentes resultados de segmentações.

Foi realizado também um teste com a utilização de *cues* 3D (*biopsy e exclusionary* definidos em 10 fatias). Os resultados foram também compatíveis com o método semi-automático.

Ainda, através de um gráfico ilustrando a variação dos volumes endocárdiais, foi realizada uma comparação entre os resultados obtidos pelos métodos manual, semi-automático e o método proposto. Os valores referentes aos volumes obtidos pelo método manual foram sistematicamente mais altos que os obtidos pelas outras duas abordagens. Segundo os autores, isto deveu-se a uma dificuldade do operador humano em distinguir estruturas complexas (como os músculos papilares) em fatias 2D.

Os autores consideraram então que os resultados do método semi-automático são mais precisos que os do método manual. Assim validam o método proposto, já que seus resultados são compatíveis com o método semi-automático.

Os autores concluem também que “dada a complexidade de problemas médicos, deixar a análise de imagens sob a responsabilidade de um processamento automático guiado por fontes de conhecimento heurísticas é arriscado. A interação do operador, em geral, é provavelmente essencial.” [HO93]. Eles acreditam que métodos puramente automáticos são possíveis, mas estes certamente têm que ser precisamente concebidos para uma aplicação específica.

### **Vantagens e Desvantagens do Método Proposto**

A análise da sensibilidade do método em relação a variações nos *cues* resultou em um nível de reprodutibilidade satisfatório. Esta é uma grande vantagem do método em relação a métodos manuais. Outra vantagem do método é que a interação do usuário é relativamente pequena.

Uma desvantagem relacionada ao método é que erros de segmentação podem ocorrer em regiões que possuem valores de gradientes incertos.

### **2.2.2. Métodos de Relaxamento para Segmentação Supervisionada**

Neste trabalho os autores também utilizam o conceito de *cues* e propõem dois métodos de segmentação supervisionada denominados Relaxamento por Rotulação Supervisionada e Relaxamento por Rotulação Supervisionada dirigido a *Watershed* [HH97].

No contexto de segmentação de imagens, o relaxamento por rotulação é um processo iterativo que usa cooperação local e competição entre pontos de vizinhança para ajustar a probabilidade de cada ponto de pertencer a uma certa região. Coeficientes de compatibilidade de regiões provêm os meios para definir a cooperação e competição desejados entre pontos na vizinhança. O processo é iterativo, permitindo que a informação local propague-se através da imagem para corrigir pontos que inicialmente parecem classificados erroneamente.

O primeiro método trabalha ponto a ponto, tendendo a ser resistente a ruídos, mas com alto custo computacional. O segundo método trabalha a partir de regiões obtidas pela análise *Watershed*. Desta forma aproveita-se a eficiência computacional do método *Watershed* e a resistência a ruídos do método de relaxamento.

A utilização dos *cues* definidos no método anterior é realizada aqui para duas propostas: atribuir um vetor de probabilidade de regiões para cada ponto na imagem e restringir a atribuição de certas probabilidades e rótulos de regiões em adaptações subsequentes. Um sistema GUI (*Graphical User Interface*) foi desenvolvido para a definição dos *cues* e execução da segmentação.

Em relação à convergência do método, foi verificado que após cerca de 10 iterações há uma alteração muito pequena nos vetores, implicando que o processo de segmentação está completo.

## Resultados de Testes

Foram realizadas as segmentações 2D e 3D. Inicialmente foram utilizadas imagens de *phantoms*, nas quais foram interativamente inseridos *cues*. Foram observados melhores resultados nos métodos propostos comparados ao método *Watershed* simples, através da inserção de menor número de *cues*.

Foi também realizada a extração do ventrículo esquerdo e miocárdio de imagens 3D DSR (*Dynamic Spatial Reconstructor*). Foram utilizadas imagens nos planos axial e sagital.

Foram feitas comparações entre os métodos supervisionados propostos, a segmentação manual e uma segmentação semi-automática específica [HO93]. Os resultados foram considerados bons, inclusive em relação ao método proposto por [HO93], que tende a retirar ou adicionar pedaços à região de interesse.

É realizada uma análise da sensibilidade do método proposto a variações nos *cues*. Os resultados mostram uma variação de porcentagem em relação ao volume médio de 1,2% e 2,2% respectivamente para o primeiro e o segundo método propostos.

## Vantagens e Desvantagens

Uma vantagem do método é que requer um nível de interação do usuário relativamente pequeno. Na análise 4D cardíaca grande parte da interação do operador pode ser eliminada através de interpolação e extrapolação de *cues*, tema proposto em outro trabalho [HW96].

Uma desvantagem do método é que aplicações específicas em geral requerem pré ou pós-processamento adicional para obter-se resultados satisfatórios.

O primeiro método proposto (Relaxamento por Rotulação Supervisionada) produz resultados mais suaves que o segundo método proposto (Relaxamento por Rotulação Supervisionada Dirigida a *Watershed*). Porém, este ganho ocorre através do preço de um custo computacional muito maior.

### 2.2.3. Método de Expansão de Balão

Outro estudo relacionado a segmentação do ventrículo esquerdo utilizando imagens obtidas por Ressonância Magnética (IRM) é o método de expansão de balão [FJR96].

A proposta deste método é a segmentação de regiões com voxels conectados cujo formato seja aproximadamente conhecido, como é o caso das cavidades do ventrículo esquerdo. O conceito

é representado pela inserção de um balão no interior de um objeto a ser segmentado, sendo o balão gradualmente expandido em todas as direções buscando manter um formato pré-estabelecido. O número de direções de expansão é equivalente ao número dimensional.

Quanto à forma de interação, o usuário fornece como entrada a demarcação de um voxel ou uma região em um corte 2D. Esta região vai progressivamente expandindo-se através da incorporação de voxels vizinhos. A cada iteração incorpora-se o voxel vizinho de menor custo segundo uma função. O processo continua enquanto o custo de incorporação do próximo voxel está abaixo de um limite que é imposto pelo usuário. Na definição da função de custo considera-se as bordas (informações de gradientes), textura e informações sobre a estrutura que pretende-se segmentar (como sua morfologia, posição e tamanho). O custo é maior conforme a discrepância do pixel analisado em relação ao objeto.

### **Vantagens e Desvantagens do Método**

Uma das vantagens da abordagem proposta é a garantia de conectividade entre os voxels, o que é inerente ao método. Outra vantagem é que o algoritmo adapta-se ao objeto (estrutura) em questão, aprendendo as características através da amostra fornecida pelo usuário, tornando a técnica independente da modalidade e do órgão em questão. É importante também observar que o algoritmo pode ser estendido para imagens n-dimensionais (3D, 4D...) que têm se tornado bastante comuns em medicina (como SPECT, MRI, Ultra-som). Ainda, a quantidade de interação necessária é mínima, sendo feita em geral em apenas um corte 2D de objetos pertencentes a estruturas 3D dinâmicas, que podem envolver centenas de cortes 2D.

Uma desvantagem associada ao método, segundo [FJR96] é a dificuldade em estabelecer-se um critério de finalização da expansão.

#### 2.2.4. Modelo de Contornos Ativos (*Snakes*)

Outro método considerado no estudo foi o Modelo de Contornos Ativos – ou *Snakes* – que parte de um contorno fechado inicial que pode ser deformado para acomodar as variações relacionadas à imagem [RS95].

O contorno deformável é modelado como possuindo energia interna que visa sua suavização. Em contrapartida, quanto é ativado por um campo de energia externa, o contorno busca o equilíbrio mudando sua forma. O campo de energia externa incorpora informações sobre o limite a ser extraído, que podem ser obtidas através de elementos como conhecimento prévio e feições da imagem.

O processo é realizado através de iterações que convergem para um mínimo local do campo de energia onde, em geral, o contorno extraído depende do contorno inicial especificado.

O trabalho apresentado por [RS95] aborda também a segmentação do ventrículo esquerdo em imagens de Ressonância Magnética.

#### Resultados de Testes

No estudo apresentado por [RS95] foram utilizados 5 exames obtidos com método de aquisição *gradient echo* e 2 exames com método *spin echo*. Foram eliminadas as fatias apicais e basais. A performance dos algoritmos de extração foi avaliada qualitativamente e quantitativamente. A avaliação qualitativa realizada por especialistas resultou em uma eficácia média de 80% nas imagens *gradient echo* e 92% em *spin echo*. Parte das discrepâncias foi atribuída a um contraste pobre nos limites endocardiais, variações de fluxo e presença de músculos papilares e interferências de aquisição nas imagens.

Para avaliação quantitativa foi utilizado o número total de pixels relativos ao sangue (volume sanguíneo) em função do número de cada fase do ciclo cardíaco.

As discrepâncias médias entre as áreas do contorno obtido manualmente por especialistas pelo método proposto foram de 7,9% na diástole e 21,5% na sístole (para exames *gradient echo*).

Foram também calculadas as frações de ejeção, que resultaram num erro médio de 10,8% e 4,2% para exames *gradient echo* e *spin echo*, respectivamente.

Segundo [RS95], a performance do método está dentro dos limites de variabilidade intra e inter-operadores relatada na literatura.

O epicárdio foi extraído nos exames de *spin echo*. Devido à definição nebulosa dos contornos nos exames *gradient echo*, o epicárdio não foi extraído nas imagens obtidas por este método.

### **Vantagens e Desvantagens do Método**

Uma das vantagens do método é que a conectividade dos contornos é parte do modelo, que é global. Isto evita o problema que ocorre em algumas técnicas de extração de contornos que utilizam informações de arestas locais, devendo encontrar restrições disponíveis para continuidade quando as arestas são quebradas.

Outra capacidade do método seria a possibilidade de rastrear contornos entre imagens sucessivas quando o intervalo de amostragem é pequeno. Contudo, em IRM cardíacas os intervalos de amostragem são grandes (ou seja, as fatias têm valor de espessura maior do que o desejável para este tipo de recurso) e há presença de artefatos, não sendo assim possível obter-se uma performance aceitável pela propagação direta. Neste caso é necessária a inserção de passos intermediários para propagar a *snake* de uma imagem a outra. Desta forma a propagação entre as fases foi realizada para cada fatia. Porém, ainda assim a propagação entre fatias não mostrou bons resultados.

### **2.3. Classificação dos Métodos Estudados**

Os métodos citados podem ser localizados segundo a classificação apresentada na seção 2.1. A abordagem de Análise *Watershed* baseada em *Cues* e os métodos de Relaxamento podem ser classificados como métodos de crescimento de regiões, semi-automáticos que trabalham no espaço bidimensional. O Modelo de Expansão de Balão é um método semi-automático, baseado em crescimento de regiões, que trabalha no espaço tridimensional. Finalmente, o Modelo de Contornos Ativos pode ser classificado como um método automático de segmentação por descontinuidade.

## Capítulo 3. Imagens

---

Neste capítulo são abordados aspectos gerais relacionados às imagens a que o presente estudo se aplica.

Este trabalho foi desenvolvido utilizando-se como objeto de segmentação imagens cardíacas obtidas através de Ressonância Magnética Nuclear (RMN). Embora a fundamentação em processamento de imagens utilizada neste trabalho possa ser também empregada da mesma forma em outros tipos de imagens, alguns aspectos específicos desta modalidade foram considerados no desenvolvimento da aplicação, justificando-se assim um breve estudo a respeito do assunto.

Nos últimos anos tem havido um crescente interesse na utilização da Ressonância Magnética Nuclear na área médica, de forma a aplicá-la como uma importante ferramenta de auxílio à obtenção de diagnósticos. As imagens produzidas por esta modalidade de imageamento possuem alta resolução e contraste se comparadas a imagens obtidas por outras modalidades, em geral possibilitando observar-se claramente detalhes de estruturas anatômicas, incluindo os tecidos moles. Desta forma é possível distinguir-se entre diferentes tipos de tecidos, são ou anômalos, proporcionando o diagnóstico e monitoração do progresso e tratamento de várias doenças.

Uma das grandes vantagens da Ressonância Magnética Nuclear em relação a outras modalidades de imagens médicas como raio X, tomografia computadorizada e medicina nuclear é que a RMN não utiliza radiação ionizante, cujo efeito acumulativo pode ser prejudicial ao organismo do paciente. Ao invés disso, a RMN baseia-se, em linhas gerais, na utilização de campos magnéticos para traduzir a distribuição de núcleos de hidrogênio em imagens de estruturas anatômicas geradas por computador.

A primeira seção deste capítulo resume alguns aspectos gerais sobre o Imageamento por Ressonância Magnética (IRM), apresentando brevemente seu histórico, principais aplicações, princípios básicos da RMN e o processo de obtenção de imagens. Este é um assunto bastante complexo, sendo assim discutidos aqui apenas os principais aspectos. A segunda seção aborda algumas questões relacionadas especificamente a imagens cardíacas e na última seção são apresentadas as características das imagens utilizadas neste trabalho.

### **3.1. Ressonância Magnética Nuclear (RMN)**

Nesta seção são apresentados aspectos gerais sobre RMN, sob o ponto de vista do processo de aquisição das imagens. Este é um tema bastante extenso, sendo aqui abordado apenas brevemente. Há muito boas publicações sobre o assunto, podendo ser indicadas, mais especificamente, as referências [BS99], [WS88] e [EC95].

#### **3.1.1. Histórico e Aplicações da RMN**

A utilização da Ressonância Magnética Nuclear para geração de imagens médicas é uma técnica relativamente recente. Desde a descoberta da RMN até a obtenção da primeira imagem de corpo inteiro, muitas pesquisas foram realizadas e recentes inovações têm frequentemente sido vistas nesta área.

Embora a RMN tenha sido desenvolvida como uma versátil ferramenta para estudo da química e estrutura de sólidos e líquidos, o principal interesse nas áreas médica e bioquímica tem estado relacionado à possibilidade de se realizar medições não invasivas em tecidos vivos [WS88].

A RMN foi descoberta em 1946. Em 1973 foram realizadas medições de fósforo em células do sangue. Seguiram-se medições em músculos de rãs, sendo as primeiras experiências limitadas ao tamanho reduzido dos magnetos disponíveis. Com o desenvolvimento da tecnologia dos magnetos os estudos puderam ser estendidos, inicialmente a pequenos animais e mais recentemente a seres humanos.

Paralelamente, em 1973, o princípio da utilização de um gradiente de campo magnético foi proposto. As primeiras imagens foram limitadas a pequenos objetos e a primeira imagem de corpo inteiro foi publicada em 1977. Aos primeiros resultados seguiu-se rapidamente o desenvolvimento das técnicas comercialmente. Os primeiros relatos de anatomia cardíaca datam de metade da década de 80 [CT96].

Atualmente, pesquisas em Ressonância Magnética continuam a ser realizadas e evoluções têm sido vistas e esperadas na direção de equipamentos mais potentes, técnicas de imageamento em tempo real, imageamento funcional, medições de fluxo sanguíneo, técnicas específicas, entre outras.

As principais aplicações da Ressonância Magnética estão relacionadas à identificação de doenças do sistema nervoso central, cérebro e espinha e detecção de problemas músculo-esqueléticos. As técnicas de IRM são também utilizadas para diagnosticar doenças infecciosas, observar a estrutura das paredes do coração, identificar estágios de câncer de próstata, bexiga e câncer uterino, avaliar a viabilidade de transplantes como o de rins, estudar doenças da medula, entre outras aplicações.

### 3.1.2. Princípios de RMN

Núcleos atômicos são constituídos de núcleons – prótons e nêutrons. Cada núcleon possui um momento angular intrínseco – ou *spin* – e seu comportamento pode ser comparado a um peão rotacionando constantemente sobre seu eixo. Em núcleos atômicos, prótons e nêutrons rotacionando em direções opostas estão emparelhados, de forma que seu momento angular total (ou rede de *spins*) é zero. Quando um núcleo tem um acréscimo de prótons (ou de nêutrons), possui um momento angular diferente de zero.

Como o núcleo é eletricamente carregado (cada próton carrega uma carga elétrica positiva) e devido ao *spin* nuclear, uma corrente elétrica flui sobre o eixo de rotação, gerando um campo magnético. Alguns exemplos de elementos químicos com núcleos que possuem uma rede de *spin* são H, C, O, F, Na e P. O elemento químico comumente utilizado em aplicações de imageamento de tecidos do organismo é o Hidrogênio (H), por ser o mais sensível e o mais abundante em sistemas biológicos. Tecidos moles do corpo são compostos por aproximadamente 70% de água.

Comumente, momentos magnéticos associados a núcleos atômicos apontam em direções randômicas e nenhuma rede de magnetização volumétrica resulta do magnetismo nuclear, como ilustrado na figura 3.1.(a)

Porém, quando uma amostra está localizada em um campo uniforme estático  $B_0$ , os núcleos tendem a se orientar ao longo da direção do campo, como ilustrado na figura 3.1.(b).

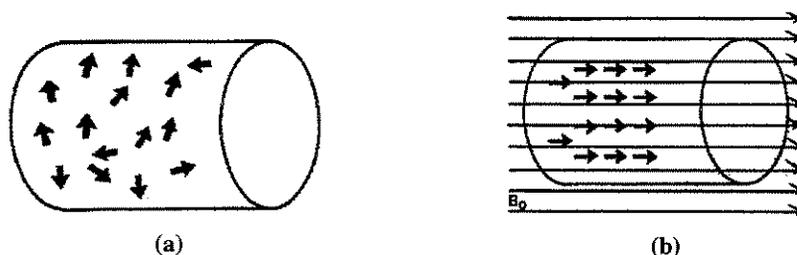


Figura 3.1. Momentos magnéticos. (a) não há campo magnético. (b) núcleos expostos a um campo magnético estático  $B_0$ . Figura retirada de [EL92].

Segundo as leis da mecânica quântica, núcleos individuais posicionam-se somente em duas orientações relativas ao campo, ou seja, a componente do momento magnético de um núcleo na direção do campo magnético pode ser paralela ou anti-paralela (mesma direção e sentido oposto) a ele. Os núcleos que são orientados no sentido oposto ao campo possuem mais energia que aqueles alinhados a ele.

Sistemas físicos tendem a se estabelecer em estados com menor energia, e portanto, os momentos magnéticos de núcleos são mais frequentemente paralelos ao campo que anti-paralelos a eles. O resultado é uma rede de magnetização paralela a  $B_0$ , como mostra a figura 3.2.

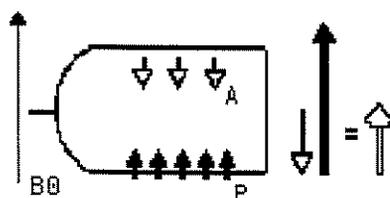


Figura 3.2. Rede de magnetização resultante da reorientação dos núcleos expostos a um campo magnético  $B_0$ . (P) Momentos magnéticos paralelos ao campo. (A) Momentos magnéticos anti-paralelos ao campo. Figura retirada de [EL92].

Transições podem ocorrer de um estado a outro, acarretando a emissão ou absorção de energia. A diferença de energia entre dois estados pode ser representada por  $\Delta E$ . Uma transição do estado de baixa energia para o estado de alta energia pode ser causada por uma interação interna ou também externa (como uma radiação eletromagnética carregando a quantidade de energia necessária  $\Delta E$ ). Transições do estado de alta para o de baixa energia são espontâneas e são acompanhadas pela emissão de um *quantum* de energia  $\Delta E$ .

O interesse dos cientistas reside na transição dos núcleos do estado de baixa para alta energia por meio de fontes externas de radiação, especificamente por rotação do campo magnético

(processo conhecido como excitação ou estimulação). De acordo com a lei de Planck, a quantidade de energia necessária ( $\Delta E$ ), está relacionada à frequência de radiação:  $\Delta E = h\nu_0$  onde  $h$  é uma constante (constante de Planck) e  $\nu_0$  é a frequência de radiação estimulante. A frequência  $\nu_0$ , conhecida como **frequência de Larmor**, é determinada unicamente pelas propriedades dos núcleos e pela potência de campo magnético aplicado  $B_0$ :  $\nu_0 = \gamma B_0$ , onde a constante de proporcionalidade  $\gamma$  é a razão giromagnética do núcleo do elemento em questão. A razão giromagnética de um elemento é a frequência requerida para excitar os núcleos em um campo  $B_0$  de 1 Tesla (1 T). A tabela 3.1. mostra a razão giromagnética de alguns elementos (em MHz/T). Pode-se observar que o H tem o maior valor de razão giromagnética, sendo assim o de maior sensibilidade a um campo magnético, como citado anteriormente.

H	42.58
C	10.71
O	5.77
F	40.05
Na	11.26
P	17.24

**Tabela 3.1. Razões giromagnéticas de alguns elementos químicos. [WS88]**

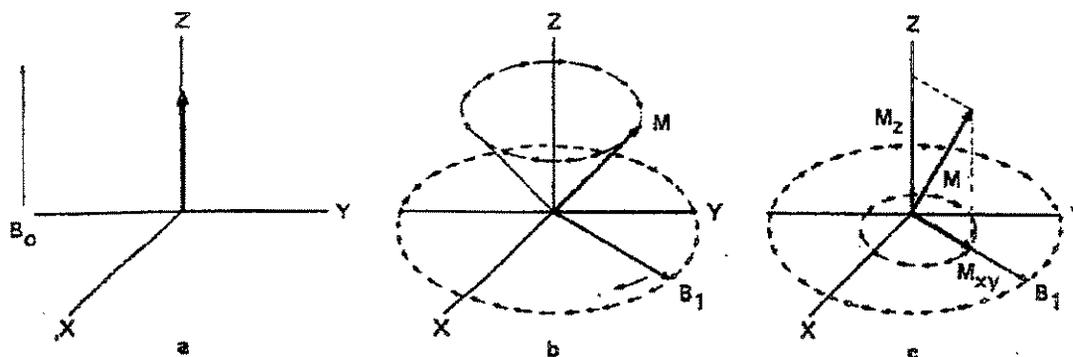
Portanto, a estimulação dos núcleos só pode ser alcançada através de um campo magnético rotacionando com a frequência de Larmor – um campo de qualquer outra frequência não afetará os núcleos. Esta é a razão pela qual o termo “ressonância” é aplicado a este fenômeno.

### **Processo de Relaxação e Liberação de Energia**

Assim, a Ressonância Magnética Nuclear pode ser descrita como a emissão espontânea de energia na forma de sinais de rádio por núcleos que foram excitados por campos magnéticos rotacionando com a frequência apropriada de Larmor. O processo de excitação pode ser descrito da seguinte forma:

A aplicação de um campo magnético uniforme  $B_0$  cria uma rede de magnetização ( $M$ ) paralela a  $B_0$ . Então, um segundo campo magnético  $B_1$  perpendicular a  $B_0$  é aplicado, rotacionando com a frequência de Larmor. Este segundo campo magnético exerce um torque em  $M$  fazendo este apontar para uma direção diferente da original e assim realizando trabalho. Quando o campo

magnético rotacionante é desativado, a direção de  $M$  forma um ângulo  $\alpha$  com  $B_0$  e sua energia está acrescida devido à quantidade de trabalho realizado pelo campo rotacionante. Eventualmente  $M$  retorna a sua posição original paralela a  $B_0$  e o excesso de energia é liberado durante um período que é conhecido como Tempo de Relaxação. A figura 3.3. ilustra este processo.



**Figura 3.3.** Aplicação de uma rede de magnetização  $B_0$  e de um campo magnético rotacionante  $B_1$ . Figura retirada de [EL92]

Na posição original, posição de equilíbrio,  $M$  aponta na direção de  $B_0$  (direção  $Z$  na figura 3.3). Na posição excitada,  $M$  aponta em uma direção que forma um ângulo com o eixo  $Z$  e portanto possui uma componente no plano  $XY$  (plano perpendicular a  $B_0$ ). Esta componente  $XY$  rotaciona com a frequência de Larmor, como faz o campo  $B_1$ , que deu origem a ela. É esta componente rotacionando no plano  $XY$  que gera a radiação detectada.

Depois de excitar o sistema por mudar a orientação da magnetização  $M$  através de um ângulo determinado, o campo  $B_1$  é desativado e o sistema volta a seu estado original, enquanto está sendo emitida radiação. O sinal emitido é chamado de “*free induction decay*” ou FID. O sinal FID está em sua potência máxima imediatamente após o campo rotacionante ser desativado, enfraquecendo através do tempo, conforme dois processos de relaxação distintos, mas simultâneos acontecem. Conforme os núcleos excitados retornam ao mais baixo estado de energia, a magnetização  $M$  retorna a seu valor original  $M_0$  na direção  $Z$ . Este fenômeno acontece no tempo  $T_1$ . Então a componente  $XY$  de  $M$ , que emite o sinal de RMN, decai devido à interação que ocorre entre os núcleos individuais, o que caracteriza o tempo  $T_2$ .

Diferentes tecidos apresentam diferentes tempos de relaxação  $T_1$  e  $T_2$  devido a diferentes ambientes macromoleculares. Na maioria dos tecidos a defasagem (ou decaimento da magnetização transversa) ocorre muito mais rapidamente do que a recuperação da magnetização longitudinal. Os valores de  $T_2$  são tipicamente apenas 10 a 20% dos valores de  $T_1$ .

Imagens baseadas em T1 em geral fornecem mais detalhes anatômicos e imagens baseadas em T2 geralmente são mais apropriadas para a detecção de anomalias. Em geral, o valor de T1 para prótons de H em tecidos vivos varia de 500 a 1500 milisegundos e o valor de T2 varia de 50 a 150 milisegundos.

### **Tempo de Relaxação Longitudinal (T1)**

O tempo de relaxação longitudinal (T1), também conhecido como tempo de relaxação *spin-lattice* é uma medição do tempo requerido para a componente Mz da rede de magnetização retornar a seu valor original M0. Este processo ocorre devido à transição natural de núcleos individuais do estado excitado para o estado de baixa energia, com os *spins* apontando na direção Z. A energia liberada é dissipada no ambiente. T1 varia entre diferentes tecidos e em áreas saudáveis e doentes de um mesmo tecido.

### **Tempo de Relaxação Transversa (T2)**

O tempo de relaxação transversa, designado também T2 é uma medida do decaimento da magnetização transversal.

Imediatamente após um pulso de 90°, a magnetização transversa é máxima, ou seja, apresenta mesma intensidade que M0 apresentava imediatamente antes do pulso de RF. Com o passar do tempo, a componente Mxy da rede de magnetização começa a decair. Um dos motivos do decaimento é devido à reorientação dos dipolos magnéticos do plano transversal para o eixo Z. Outro motivo é devido a não-uniformidades no campo estático B0. Quando a excitação do campo B1 é desativada, prótons individuais continuarão a rotacionar em velocidades levemente diferentes, cada um de acordo com sua respectiva frequência de Larmor, fazendo com que os momentos magnéticos dos prótons individuais saiam de fase. Assim, ainda antes da relaxação longitudinal ter terminado, e enquanto M ainda tem orientação diferente de B0, o sinal FID é perdido porque os momentos magnéticos de prótons individuais, fora de fase entre si, cancelam suas contribuições no plano XY e a componente XY de M torna-se nula.

### 3.1.3. O Processo de Aquisição de Imagens

Os principais planos de corte do corpo humano citados em estudos fisiológicos e anatômicos e em imagens médicas são o plano axial (também chamado de transversal ou transaxial), o plano coronal e o plano sagital. Estes planos são ilustrados na figura 3.4.

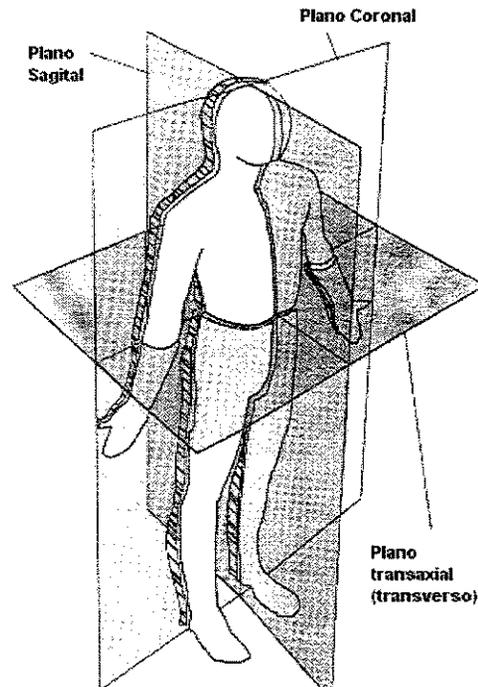


Figura 3.4. Planos do corpo humano. Figura retirada de [EC95].

Em IRM, a frequência da energia que um próton absorve e re-emite é determinada pela intensidade do campo a que este está exposto. A técnica de IRM utiliza esta dependência do campo para localizar estas frequências de prótons para diferentes regiões do espaço. O campo magnético é espacialmente dependente através da aplicação de gradientes de campo, pequenas perturbações impostas ao campo magnético principal  $B_0$ , produzindo uma distorção de campo de menos de 1%. Estes são aplicados por curtos períodos de tempo e são referidos como pulsos de gradiente. Três gradientes físicos são usados no imageamento, um em cada uma das direções  $x$ ,  $y$  e  $z$ . Cada um será atribuído através do *software* operacional para um ou mais dos três gradientes lógicos requeridos para obter-se uma imagem: seleção de fatia, codificação de frequência e codificação de fase. A escolha dos gradientes físicos e lógicos é arbitrária e depende dos parâmetros de aquisição e de

escolhas do fabricante quanto a direções físicas. As combinações de pulsos gradientes, pulsos de radiofrequência, períodos de amostragem de dados e o tempo entre cada um deles são conhecidas como seqüências de pulso e são utilizados para adquirir uma imagem.

Na presença de um gradiente de campo, cada próton precisa em uma única frequência que depende de sua exata posição dentro do gradiente de campo. A imagem obtida por RMN é simplesmente um mapa de frequências dos prótons gerados através de campos magnéticos únicos em cada ponto através da imagem. A intensidade de um pixel é proporcional ao número de prótons contidos dentro do voxel, ponderado pelos tempos de relaxamento T1 e T2 para os tecidos presentes dentro do voxel.

Há três técnicas de aquisição de dados comumente utilizadas em IRM: multifatias 2D, fatias sequenciais 2D e volume 3D, sendo o imageamento por multifatias 2D a técnica mais comumente utilizada [BS99]. Com esta técnica, uma linha de dados é adquirida para cada fatia antes da medição de uma segunda linha de dados. O tempo de repetição (TR) especificado pelo usuário é o tempo entre sucessivos pulsos de excitação para uma dada fatia. O mínimo TR por fatia é o tempo real requerido para o *hardware* realizar todos os passos necessários para adquirir uma linha de dados. Tipicamente, uma linha de dados é adquirida para cada fatia durante cada período de tempo TR.

Na técnica de fatias sequenciais 2D, toda a informação para uma fatia é adquirida antes de obter-se qualquer informação para outra fatia. Somente uma linha de dados é medida durante cada período de tempo TR.

Na aquisição por volume 3D, volumes de tecido de 3 - 150 mm são excitados contrastando com 3 - 10 mm no imageamento bidimensional. A vantagem desta técnica é que as fatias dentro de um volume são contíguas e o sinal detectado é baseado no volume total excitado em vez de apenas na espessura da fatia.

### **Protocolos de Imageamento**

Para cada aplicação e visualização de determinados órgãos anatômicos são desenvolvidos protocolos de imageamento específicos os quais o operador configura, englobando tipos de medições, configuração da espessura das fatias, utilização de agentes de contraste, ângulos, eixos de imageamento, entre outros elementos específicos.

O desenvolvimento e utilização destes protocolos é importante, pois através destes busca-se otimizar a obtenção de resultados de acordo com cada aplicação, visando proporcionar nitidez para a distinção entre tipos de tecidos e entre anomalias e tecidos normais.

### 3.2. Imagens Cardíacas

A Ressonância Magnética cardiovascular tem progredido consideravelmente desde os primeiros relatos de demonstração da anatomia cardíaca por IRM em 1984 [CT96]. Porém, até o final dos anos 80 as aplicações de imageamento cardíaco não foram amplamente utilizadas e evoluíram mais lentamente se comparadas, por exemplo, ao imageamento do cérebro e coluna. Isto ocorreu devido a problemas decorrentes da movimentação cardíaca, do tempo de imageamento requerido (relativamente longo na época) e à falta de títulos de *software* apropriados para visualização e análise dos dados. Outras modalidades, como ecocardiografia ou cateterismo, por exemplo, têm predominado em aplicações de imageamento cardíaco nos últimos tempos.

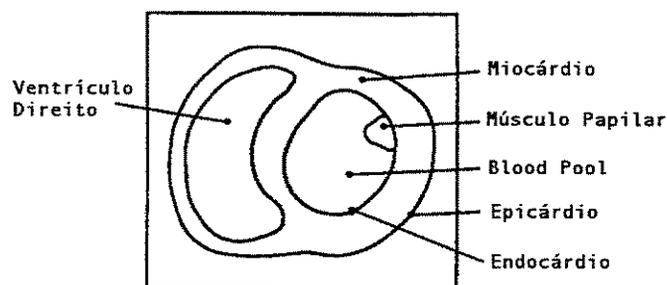
Contudo, mais recentemente, as técnicas de IRM têm se tornado mais sofisticadas, o tempo de aquisição das imagens tem diminuído e tem surgido títulos de *software* disponíveis para lidar com a riqueza de informações dos dados obtidos. Desta forma, a utilização de IRM em aplicações cardiovasculares tem recentemente crescido bastante.

Além das vantagens de não utilizar radiação ionizante e da capacidade de gerar imagens em qualquer ângulo, entre as características gerais já citadas, IRM tem o potencial para avaliação simultânea da morfologia, caracterização de tecidos, função, fluxo e metabolismo. Enquanto outras modalidades são capazes de oferecer informações a uma destas áreas, o potencial de utilização da IRM na aquisição de dados para muitos aspectos da patofisiologia cardiovascular é bastante atrativo.

Na seção anterior foram citadas algumas das principais aplicações da IRM em um nível geral. Mais particularmente, relacionando-se a aplicações cardiovasculares, a IRM pode ser utilizada na avaliação da anatomia normal, em medição de dimensões cardíacas e vasculares, na análise da função ventricular (tópico a que este trabalho está diretamente relacionado), em doenças isquêmicas do coração, em cardiomiopatias, regurgitação valvular, estenose valvular, doenças pericardiais, avaliação de massas intracardíacas, transplante cardíaco, doenças congênitas do coração, doenças da aorta, aterosclerose vascular, entre outras.

A avaliação da função ventricular esquerda global é muito importante na determinação de diagnósticos, gerenciamento e prognósticos em pacientes com doenças cardíacas. Na prática clínica, a realização destes processos em geral se utiliza da medição da fração de ejeção ventricular esquerda (conceito mencionado no capítulo 1 – seção 1.2).

A figura 3.5. representa um corte axial do coração e mostra esquematicamente e de forma simplificada as principais estruturas cardíacas referidas neste trabalho.



**Figura 3.5. Esquemática de um corte cardíaco obtido no plano axial.**

A cavidade ventricular esquerda é a estrutura que se pretende segmentar, através do delineamento do endocárdio. Esta cavidade é preenchida por um volume de sangue, referido na figura como *blood pool*. O miocárdio é o músculo que reveste as cavidades ventriculares, sendo limitado externamente pela membrana epicárdio e internamente pela membrana endocárdio.

Os músculos papilares são estruturas que atravessam a cavidade ventricular. Estes serão discutidos mais atentamente ao longo deste trabalho, principalmente no capítulo 6.

Entre as publicações que abordam a utilização de imagens de Ressonância Magnética em cardiologia pode-se indicar [HC93], [CT96] E [SHN96]. Este é um assunto também extenso abrangendo diversas considerações.

### 3.3. Características das Imagens Utilizadas

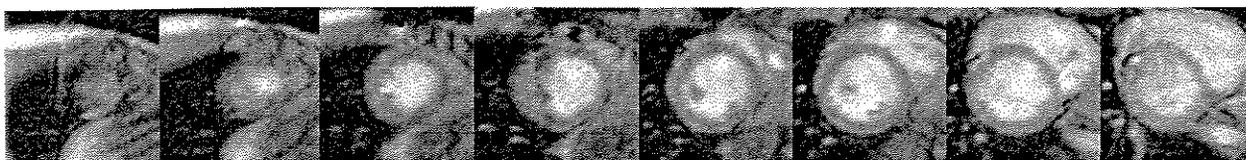
As imagens utilizadas neste trabalho são provenientes de um método de imageamento denominado *cine MR – cinematic magnetic resonance*. A seguir é feita uma breve descrição desta técnica de aquisição, são apresentadas algumas informações técnicas sobre o equipamento de RMN em que as imagens foram adquiridas e, mais particularmente, são feitas considerações sobre os exames utilizados neste estudo.

### 3.3.1. O Método *cine MR*

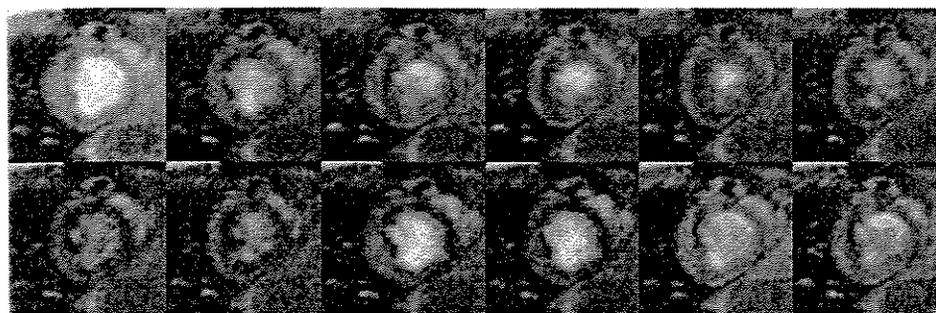
Devido à sua função de bombeamento do sangue, o coração é um órgão que deve ser observado dinamicamente. Assim, para analisar sua funcionalidade é importante obter-se informações sobre sua anatomia e fluxo sanguíneo no decorrer de seu processo de batimento.

Através do método de imageamento denominado *cine MR*, para cada posição de corte tomográfico, múltiplas imagens são adquiridas ao longo do intervalo de um batimento cardíaco [BS99]. Desta forma, o funcionamento do coração pode ser visualizado através do espaço (correspondendo a “*fatias*” – cortes obtidos do ápice à base) e do tempo (correspondendo a “*fases*” - cortes obtidos ao longo do ciclo cardíaco, entre a sístole e a diástole). Assim, um exame é composto por fatias e fases, como ilustrado a seguir pela figura 3.6. Uma determinada imagem que corresponde a uma fatia  $x$  e fase  $y$  pode ser genericamente chamada de corte.

Para que a obtenção de fatias e fases seja possível, a aquisição de imagens é sincronizada ao sinal de eletrocardiograma (ECG) do paciente, tendo-se normalmente o pico de onda como ponto de referência para a obtenção dos dados. Para uma esquematização mais detalhada deste processo pode-se consultar [BS99].



(a)



(b)

**Figura 3.6.** Seqüências de cortes em um exame de IRM cardíaco. (a) seqüência de cortes no espaço – fatias. (b) seqüência de cortes no tempo – fases.

Figura obtida dos exames fornecidos pelo Instituto do Coração de São Paulo.

As figuras 3.6.(a) e 3.6.(b) apresentam imagens provenientes do método *cine MR* obtidas no plano transversal (axial) do corpo.

A figura 3.6.(a) mostra uma sequência de 8 fatias (cortes no espaço) obtidas entre o ápice do coração (imagem mais à esquerda) até a base (imagem mais à direita).

A figura 3.6.(b) mostra uma sequência de 12 fases obtidas no mesmo exame na posição da quarta fatia. Como o imageamento é feito dentro do intervalo de um batimento cardíaco inteiro a sequência de fases é formada por imagens tomadas nos processos de sístole e diástole. O processo de sístole é realizado pela contração do músculo cardíaco expulsando o sangue (corresponde a aproximadamente a primeira metade dos cortes da figura 3.6.(b)). O processo da diástole é caracterizado pela expansão das cavidades cardíacas pela entrada do sangue (na figura 3.6.(b) corresponde à segunda metade dos cortes, onde pode-se notar o aumento progressivo das dimensões da cavidade). Os cortes próximos ao centro da sequência correspondem ao final da sístole e os cortes das extremidades correspondem ao final da diástole, onde a cavidade contém maior acúmulo de sangue.

### **3.3.2. Dados sobre o Equipamento de RMN**

As imagens médicas utilizadas neste trabalho foram adquiridas no Sistema de Ressonância Magnética Philips GyroScan (Philips Medical), apresentando campo magnético de 0.5 Tesla e matriz de aquisição de 256x256 pixels com 2 bytes de profundidade por pixel, (sendo destes considerados como significativos apenas 12 bits) . O sistema utilizado é parte integrante da Divisão de Diagnóstico por Imagem do Instituto do Coração.

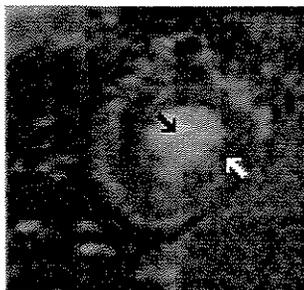
### **3.3.3. Características Gerais**

As imagens apresentadas na figura 3.6. foram recortadas para abranger apenas a região do ventrículo esquerdo, pois a eliminação de estruturas adjacentes facilita a segmentação. Ainda,

trabalhando-se com imagens menores o processamento torna-se mais rápido. Assim, a resolução dos cortes exemplificados nesta figura é de  $101 \times 101$  pixels.

Na figura 3.7 há duas setas apontando as estruturas consideradas inicialmente como sendo de interesse para a segmentação neste trabalho. A região de nível de cinza mais claro no centro dos cortes (apontada pela seta preta) corresponde ao acúmulo de sangue no interior do ventrículo. Esta região é limitada pela membrana endocárdio, como esquematizado anteriormente. A região de nível de cinza médio ao redor do sangue (apontada pela seta branca) corresponde ao músculo miocárdio, delimitado internamente pela membrana endocárdio e externamente pela membrana epicárdio.

A segmentação destas estruturas é a base para o cálculo de determinados dados quantitativos. Tendo-se segmentado a região interna do ventrículo através do contorno do endocárdio pode-se obter informações sobre o volume sanguíneo bombeado. Através do cálculo do volume pode-se encontrar o valor de dois parâmetros quantitativos bastante citados na literatura - o **volume *stroke***, ou **volume de batimento** (diferença de volume entre a diástole e a sístole) e a **fração de ejeção** (razão do volume *stroke* para o volume diastólico).



**Figura 3.7. Estruturas de interesse para processos de obtenção de diagnóstico: miocárdio (apontado pela seta branca) e acúmulo de sangue no interior do endocárdio (apontado pela seta escura).**

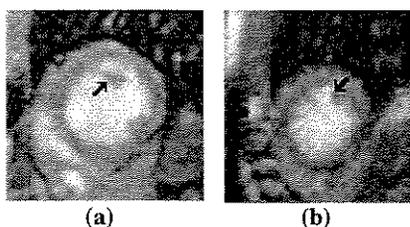
Tendo-se segmentado o miocárdio através dos contornos do endocárdio e epicárdio pode-se obter informações sobre a massa cardíaca. Esta também é uma informação bastante importante, pois há anomalias que podem ser diagnosticadas pela hipertrofia ou atrofia deste músculo. No entanto, neste trabalho concentra-se apenas na extração da parede interna do ventrículo, através do contorno do endocárdio.

### 3.3.4. Questões Sobre a Segmentação das Imagens Utilizadas

Pode-se observar pela figura 3.6. que nas fatias próximas ao ápice e nas fases próximas à sístole há maior dificuldade de segmentação, dado que a própria visualização do ventrículo é mais difícil nestes cortes.

Os principais fatores que dificultam o processo de segmentação neste tipo de imagens são a presença de ruídos e artefatos, diferenças de intensidades de cinza dos pixels pertencentes a uma mesma estrutura, a existência de diferentes estruturas com intensidade de cinza aproximadas e a quantidade elevada de imagens (um exame obtido por *cine MR* normalmente possui mais de uma centena de cortes). Outro fator que dificulta a segmentação e ocorre com frequência nas imagens utilizadas é a presença de músculos papilares.

Este último fator é analisado e discutido mais atentamente no capítulo 6. Para ilustração, a figura 3.8. mostra a presença de músculos papilares (apontados pelas setas) em dois cortes. Estes aparecem nas imagens como manchas de nível de cinza médio no interior da cavidade preenchida por sangue – ilustrado pela imagem na figura 3.8(a) – ou nas bordas, junto ao endocárdio – figura 3.8(b).



**Figura 3.8. Ilustração de músculos papilares. (a) músculo papilar disposto como uma ilha no interior do ventrículo. (b) músculo papilar próximo à borda do ventrículo.**

Outra dificuldade na segmentação é a diversidade das imagens entre os exames. Tais variações dificultam a automatização de certos parâmetros, como os utilizados em pré e pós-processamento e também dificultam tentativas de inserções automáticas de marcadores no processo de segmentação pelo método *Watershed* (tais conceitos serão descritos no próximo capítulo). A figura 3.9. ilustra algumas diferenças entre os trechos de sequências de cortes de diferentes exames utilizados no estudo. São diferenças de resolução, realce das estruturas, número de fatias e fases e principalmente na própria aparência das formas.

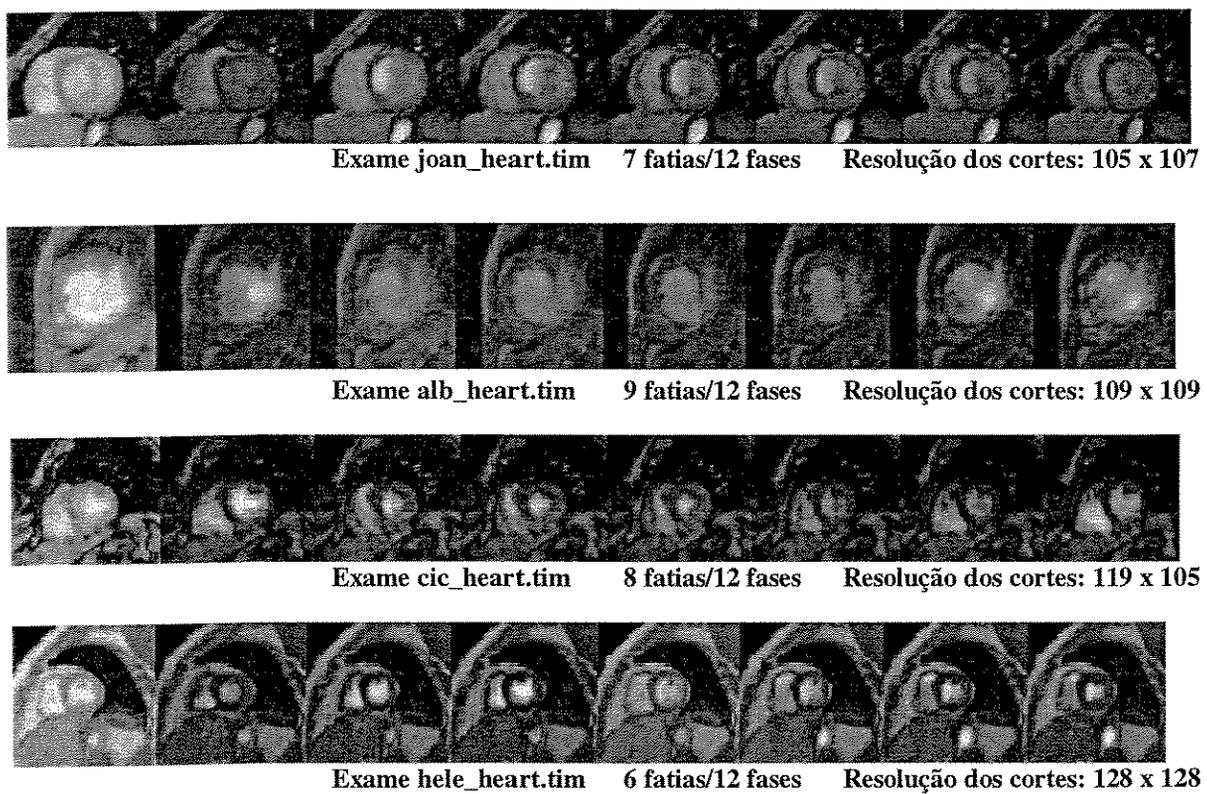


Figura 3.9. Ilustração de algumas diferenças existentes entre os exames.

## Capítulo 4. Morfologia Matemática e Segmentação pelo Método *Watershed*

---

As técnicas de processamento e análise de imagens utilizadas neste trabalho estão relacionadas ao campo da Morfologia Matemática (MM). Esta abordagem focaliza em aspectos geométricos e topológicos de regiões da imagem. Em linhas gerais, visa simplificar a imagem reduzindo dados irrelevantes, mas buscando preservar suas características essenciais de forma [HSZ87]. Neste campo, um dos principais métodos de segmentação está relacionado a uma transformação que define a linha divisora de bacias hidrográficas – ou *Watershed*.

Embora o problema da segmentação esteja sendo abordado há um certo tempo, continua sendo um tema amplamente discutido, estando alguns aspectos em aberto. Em particular, o método *Watershed* em MM foi proposto em 1979, mas seu desenvolvimento e aplicações são um assunto ainda ativo na comunidade científica [LF00].

Na seção 4.1 deste capítulo são brevemente descritos alguns conceitos básicos de Morfologia Matemática relacionados ao âmbito deste trabalho. O leitor pode encontrar abordagens mais detalhadas sobre MM em [DER92] e [HSZ87]. A seção 4.2 trata especificamente da transformação *Watershed* como uma operação morfológica. Para um estudo mais aprofundado sobre o tema recomenda-se a leitura de [BM93], [LF00] e [FJM00].

### 4.1. Morfologia Matemática

A Morfologia Matemática está relacionada a um ramo de processamento e análise de imagens não-linear que concentra-se na estrutura geométrica de uma imagem. Tal estrutura pode ser de natureza macro, cujo objetivo é a análise da forma, ou de uma natureza micro, como no caso de distribuições de partículas ou texturas geradas por pequenas primitivas. A teoria original foi proposta para imagens binárias e mais tarde estendida a imagens descritas em níveis de cinza e imagens coloridas.

Os métodos morfológicos abrangem uma grande extensão dentro dos tópicos de processamento de imagens, incluindo funções como realce de imagens, segmentação, restauração,

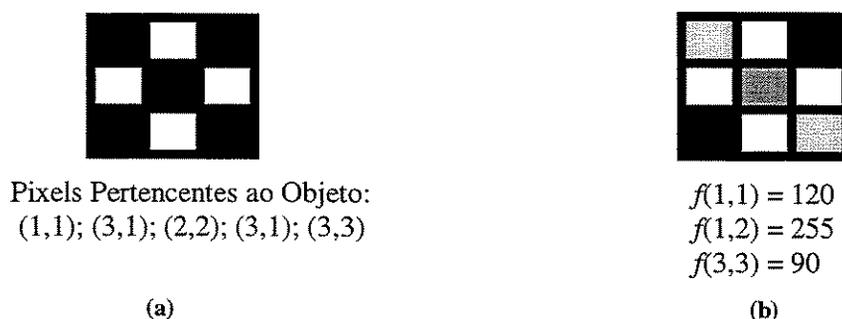
detecção de arestas, análise de textura, compressão, análise de componentes, geração de características, análise de forma, análise de partículas, afinamento, entre outras. Têm sido aplicados com sucesso em diversas áreas, como sensoriamento remoto, biologia, leitura automática de caracteres, visão robótica, metalurgia, imagens médicas, microscopia, entre outras. Tanto as técnicas quanto as áreas de aplicação têm tido um importante crescimento ultimamente.

A Morfologia Matemática foi inicialmente introduzida por George Matheron [MG75], que descreveu os fundamentos da morfologia matemática e introduziu-a como uma nova técnica para análise e processamento de imagens. Foi posteriormente enriquecida e popularizada por Jean Serra em seu livro *Image Analysis and Mathematical Morphology* [SJ83]. Hoje a MM é considerada uma ferramenta poderosa para processamento e análise de imagens.

Uma importante área de atuação da MM é em segmentação de imagens que, em linhas gerais, aborda o problema de realizar a decomposição de uma imagem em diferentes áreas de interesse.

A linguagem utilizada pela MM para representar as formas dos objetos em uma imagem é a Teoria dos Conjuntos. Em geral, a literatura apresenta a teoria da MM em imagens binárias e imagens em níveis de cinza separadamente.

Em imagens binárias os objetos são representados por conjuntos que pertencem ao espaço bidimensional de números inteiros ( $Z^2$ ). Cada elemento possui dois componentes que correspondem às coordenadas  $x$  e  $y$  de um pixel de valor 1 na imagem, como ilustrado simplificadaamente na figura. 4.1(a).



**Figura 4.1. Representação de imagens. (a) Imagem binária. Os pixels de valor 1 são representados em preto e os pixels de valor 0 são representados em branco. (b) Imagem em níveis de cinza**

Em imagens em níveis de cinza, os conjuntos utilizados são representados no espaço tridimensional, através de um modelo topográfico. Cada ponto é representado por uma função  $f(x,y)=z$  onde  $x$  e  $y$  são suas coordenadas e  $z$  é um valor inteiro que corresponde ao nível de cinza

naquele ponto. Este assunto é discutido à frente na seção 4.1.2. A figura 4.1(b) representa, simplificada, uma imagem em níveis de cinza, descrita como uma função.

A seguir na tabela 4.1 são apresentados os principais símbolos utilizados neste capítulo para facilitar a compreensão do texto.

Símbolo	Descrição
$\in$	Pertencente a
	Tal que
$\subseteq$	Contido em
$\cap$	Intersecção
$\cup$	União
$\ominus$	Erosão morfológica
$\oplus$	Dilatação morfológica
$A^c$	Complementar de A
$\tilde{B}$	B refletido
O	Abertura morfológica
●	Fechamento morfológico
$D_f$	Domínio da função f
$\nabla(f)$	Gradiente morfológico de f
$\nabla E(f)$	Gradiente externo
$\nabla I(f)$	Gradiente interno
$\delta (F   M)$	Dilatação condicional de F com a máscara M
$\Psi$	Filtro morfológico

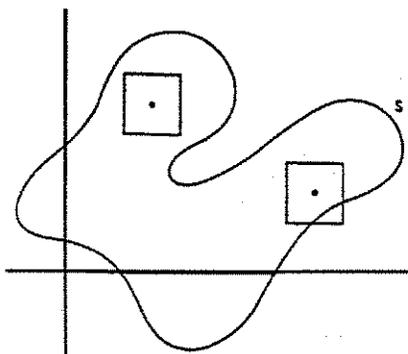
**Tabela 4.1. Principais símbolos utilizados neste capítulo**

Nas próximas seções são brevemente descritas operações básicas de Morfologia Matemática em imagens binárias, são abordados aspectos relacionados a MM em níveis de cinza e alguns conceitos morfológicos envolvidos na questão da segmentação.

### 4.1.1. Operações Morfológicas Básicas

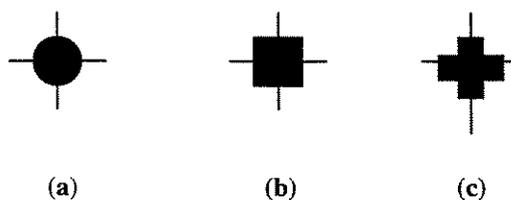
Em MM um conceito importante é o de **Elemento Estruturante (EE)** - ou elemento de investigação – uma pequena imagem binária cuja geometria é conhecida. A idéia básica da MM consiste em confrontar uma imagem de entrada com um elemento estruturante quantificando-se a forma pela qual este encaixa-se dentro da imagem. Todo o processamento morfológico depende do conceito de preenchimento de imagens por Elementos Estruturantes. Assim, a natureza da informação extraída depende da forma e tamanho do Elemento Estruturante utilizado.

Na figura 4.2. são representados uma imagem binária e um elemento estruturante quadrado. O EE é localizado em duas posições na figura, em uma das quais ele encaixa-se dentro da imagem S e em outra não. Marcando-se todas as localizações nas quais o elemento estruturante encaixa-se na imagem obtém-se uma informação estrutural a respeito desta [DER92].



**Figura 4.2.** Investigação da estrutura da imagem por um elemento estruturante. Figura retirada de [DER92].

Um elemento estruturante pode ter qualquer geometria; porém há três formas básicas bastante utilizadas: as formas conhecidas como *disco Euclidiano*, *caixa* e *cruz*, representadas respectivamente em (a), (b) e (c) na figura 4.3.



**Figura 4.3.** Formas básicas de elementos estruturantes. (a) *disco Euclidiano*; (b) *caixa*; (c) *cruz*.

As operações fundamentais (ou elementares) em MM são a **erosão** e sua operação dual – a **dilatação**. Há dois conceitos básicos importantes derivados diretamente da erosão e dilatação – a **abertura** e sua operação dual – o **fechamento**.

### Erosão e Dilatação em Imagens Binárias

Visualmente, a realização da operação de erosão em uma imagem binária provoca sua redução, enquanto a realização da dilatação provoca sua expansão. Para ilustrar estes efeitos, na figura 4.4. utiliza-se uma imagem binária mostrando uma região que corresponde ao resultado da segmentação do ventrículo esquerdo em um corte de imagem cardíaca. As figuras 4.4.(b) e 4.4(c) correspondem, respectivamente à erosão e à dilatação da imagem da figura 4.4.(a) por um elemento estruturante circular (*disco Euclidiano*).

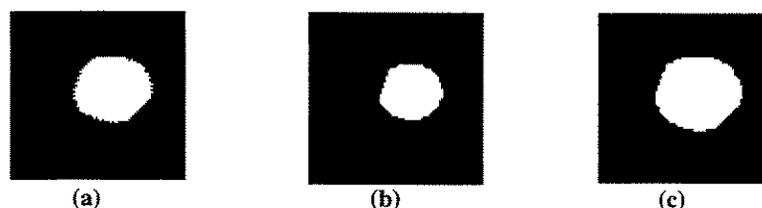


Figura 4.4. Dilatação e erosão de imagem binária. (a) Imagem original (b) Imagem erodida. (c) Imagem dilatada.

Conceitualmente, o efeito das operações de erosão e dilatação pode ser ilustrado pela figura 4.5. Por esta abordagem, o resultado da erosão da imagem  $A$  pelo elemento estruturante  $B$  compreende todos os pontos  $p$  de  $A$  tais que o elemento estruturante  $B$  localizado em  $p$  encaixa-se inteiramente dentro de  $A$ . Pode-se observar que o efeito é o encolhimento de  $A$  de uma maneira determinada pela forma e tamanho do elemento estruturante  $B$ . A propriedade de encolhimento é sempre verdadeira para a erosão quando o elemento estruturante contém a origem.

Analogamente, a dilatação da imagem  $A$  pelo elemento estruturante  $B$  compreende todos os pontos  $p$  tais que o elemento estruturante refletido  $\tilde{B}$  transladado por  $p$  intercepta  $A$ . Pode-se observar que o efeito é a expansão de  $A$  de uma maneira determinada pela forma e tamanho de  $B$ . A

propriedade de expansão também é sempre verdadeira para a dilatação quando o elemento estruturante contém a origem.

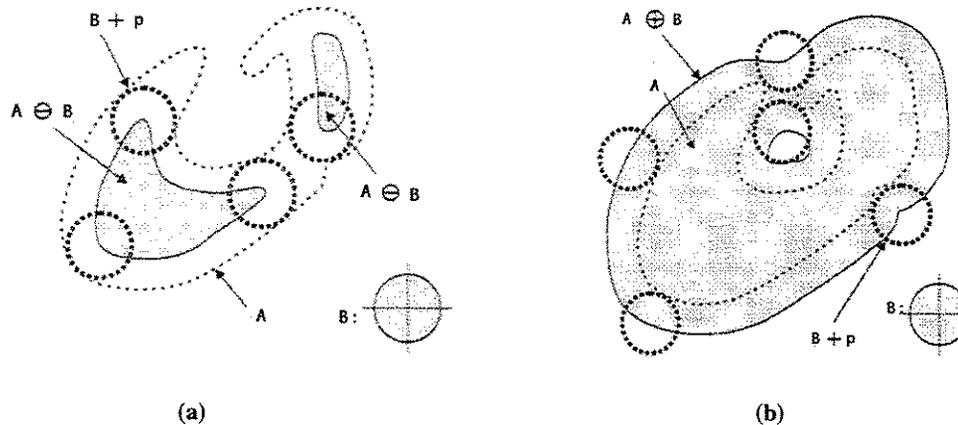


Figura 4.5. Esquemática da Erosão (a) e Dilatação (b). Figura retirada de [FJM00].

Assim, toda erosão invariante à translação é da forma:

$$A \ominus B = \{p \in E \mid (B + p) \subseteq A\}$$

Esta fórmula provê a interpretação geométrica da erosão. Analogamente, a dilatação invariante à translação é da forma:

$A \oplus B = \{p \in E \mid (\tilde{B} + p) \cap A \neq \emptyset\}$ , onde  $\tilde{B} = \{-b \mid b \in B\}$  é a reflexão de B com respeito à origem. Esta fórmula provê a interpretação geométrica da dilatação.

A dilatação e a erosão são operações duais em relação ao complemento. Assim:

$A \oplus B = [A^c \ominus \tilde{B}]^c$ . Para dilatar-se A por B, B é refletido em relação à sua origem e  $A^c$  (complemento de A) é erodido por  $\tilde{B}$ .

Assim pode-se observar que a erosão reduz uma imagem, enquanto a dilatação a expande. A erosão pode eliminar pequenas extrusões, enquanto a dilatação pode preencher pequenos buracos e intrusões na imagem. As figs. 4.6(c) e 4.6(d) apresentam respectivamente a erosão e a dilatação da imagem 4.3a) pelo elemento estruturante 4.6(b), ilustrando a eliminação de extrusões (c) e o preenchimento de intrusões (d).

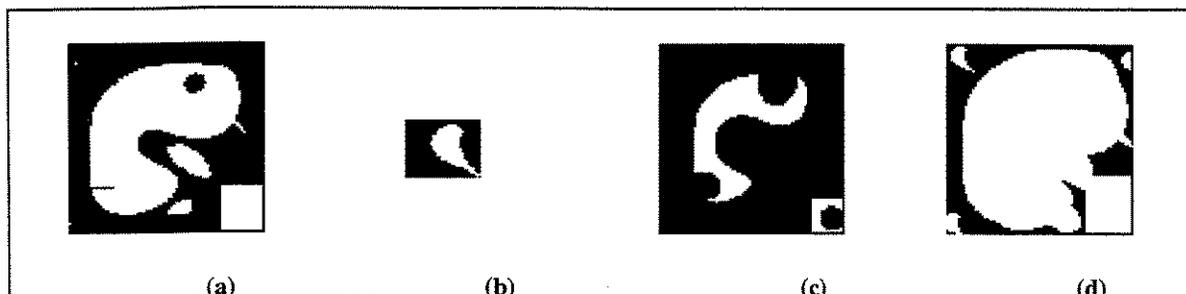


Figura 4.6. Erosão e dilatação de uma imagem binária. (a) Imagem original; (b) Elemento estruturante; (c) Imagem erodida; (d) Imagem dilatada.

Outras formas de denotação das operações de erosão e dilatação podem ser encontradas em [DER92] e [FJM00].

### Abertura e Fechamento

A abertura de uma imagem  $A$  por um elemento estruturante  $B$  é definida como:

$A \circ B = \bigcup \{B + x : B + x \leq A\}$ , ou seja, a união de todas as translações do elemento estruturante que encaixam-se dentro da imagem  $A$ . Ou, equivalentemente:

$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B$ , ou seja: a abertura de  $A$  por  $B$  é equivalente a uma erosão de  $A$  por  $B$  seguida de uma dilatação da imagem obtida por  $B$ .

$A \circ B$  tenta desfazer o efeito da erosão ( $A \ominus B$ ) por aplicar a dilatação associada ( $(A \ominus B) \oplus B$ ). A abertura de uma forma  $A$  por um elemento estruturante  $B$  remove todas as extrusões de  $A$  que são “menores” que  $B$ , no sentido de que eles não podem conter qualquer réplica transladada de  $B$ . Portanto, age como um filtro suavizante. A quantia e tipo da suavização é determinada pela forma e tamanho do elemento estruturante utilizado.

A figura 4.7. ilustra o efeito da abertura de uma forma  $A$  por um elemento estruturante  $B$  em forma de disco.

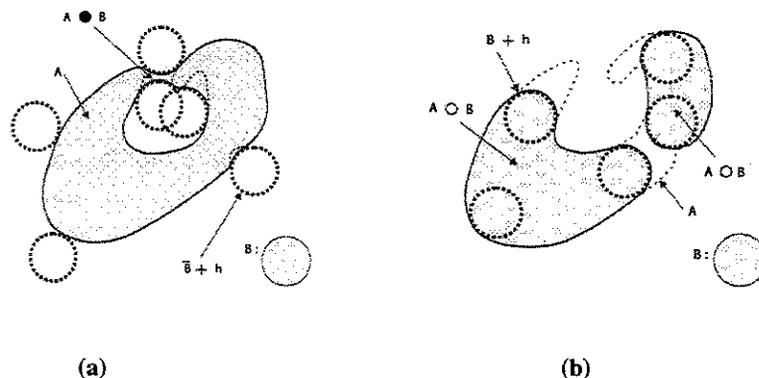


Figura 4.7. Esquemática da Abertura (a) e Fechamento (b) em imagens binárias. Figura retirada de [FJM00].

O fechamento de uma imagem  $A$  por um elemento estruturante  $B$  é definido como:

$A \bullet B = \{x \in E \mid x \in B + h \Rightarrow (B + h) \cap A \neq \emptyset\}$ , ou seja,  $A \bullet B$  é a coleção de todos os pontos  $x$  tal que todos os elementos estruturantes transladados  $B + h$  que contêm  $x$  interceptam  $A$ .

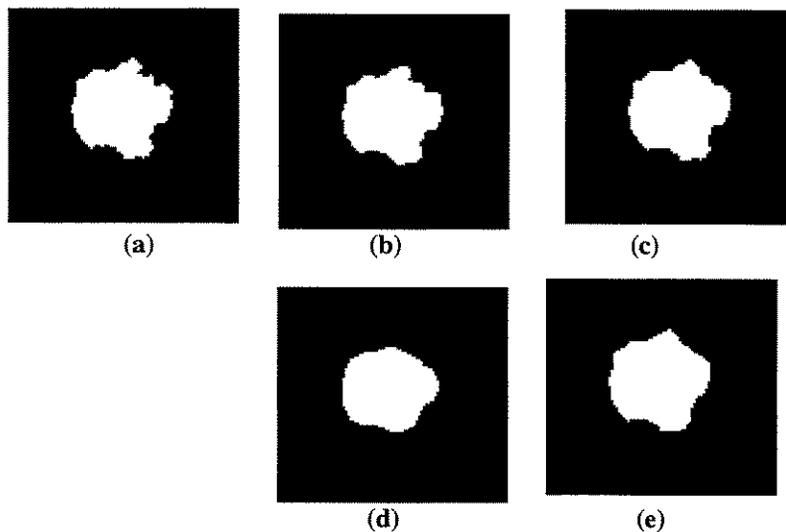
O fechamento de uma imagem  $A$  por um elemento estruturante  $B$  pode também ser definido como:

$A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B$ , ou seja: uma dilatação da imagem  $A$  pelo elemento estruturante  $B$  seguida de uma erosão. O efeito do fechamento  $A \bullet B$  usando um elemento estruturante em forma de disco é ilustrado na figura 4.7.(b).

$A \bullet B$  tenta desfazer o efeito da dilatação  $(A \oplus B)$  por aplicar a erosão associada  $(A \oplus B) \ominus B$ . O fechamento de uma forma  $A$  com um elemento estruturante  $B$  remove todas as intrusões que são “menores” que  $B$ . Esta é uma consequência direta da dualidade entre aberturas e fechamentos estruturais, dada por  $A \bullet B = (A^c \circ B)^c$ .

As figuras 4.8(b) e 4.8(c) ilustram respectivamente a abertura e o fechamento de uma imagem binária 4.8(a) (que corresponde à região segmentada do ventrículo esquerdo em uma imagem cardíaca) por um elemento estruturante circular de raio 1. As figuras 4.8(d) e 4.8(e)

representam, respectivamente a abertura e o fechamento da mesma imagem por um elemento estruturante circular de raio 8.



**Figura 4.8.** Abertura e fechamento em imagens binárias. (a) Imagem original; (b) Abertura por um elemento estruturante de raio 1; (c) Fechamento por um elemento estruturante de raio 1; (d) Abertura por um elemento estruturante de raio 8 ; (e) Fechamento por um elemento estruturante de raio 8.

Pode-se observar pela figura que tanto a abertura quanto o fechamento tendem a suavizar os contornos de uma imagem. Porém, a abertura tende a eliminar saliências finas e quebrar a imagem onde há ligações estreitas. O fechamento tende a preencher fendas, eliminar pequenos buracos e fundir as quebras em ligações estreitas.

#### 4.1.2. Morfologia Matemática em Imagens em Níveis de Cinza

Em MM, considera-se uma imagem em níveis de cinza descrita como uma superfície topográfica 3D, de forma que a altura de cada ponto seja caracterizada de acordo com sua intensidade na imagem, como ilustrado na fig. 4.9.

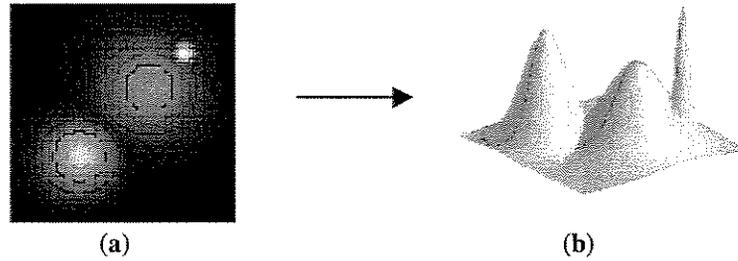


Figura 4.9. Representação topográfica de uma imagem em níveis de cinza. (a) Imagem em níveis de cinza (b) Superfície topológica

Estendendo-se as propriedades de MM às imagens em níveis de cinza, trata-se com imagens (funções) digitais do tipo  $f(x,y)$  e  $b(x,y)$  em que  $f(x,y)$  é a imagem de entrada e  $b(x,y)$  é o elemento estruturante, sendo este uma sub-imagem (função).

A erosão e a dilatação são, respectivamente denotadas pelas seguintes expressões, onde  $D_f$  e  $D_b$  são os domínios de  $f$  e de  $b$ , respectivamente:

$$(f \ominus B)(s) = \min \{f(s+x) - b(x) \mid (s+x) \in D_f \text{ e } x \in D_b\}$$

$$(f \oplus B)(s) = \max \{f(s-x) + b(x) \mid (s-x) \in D_f \text{ e } x \in D_b\}$$

As figuras 4.10(b) e 4.10(c) ilustram as operações de dilatação e erosão em uma imagem em níveis de cinza – 4.10(a) - de um corte axial do ventrículo esquerdo, como apresentado no capítulo anterior.

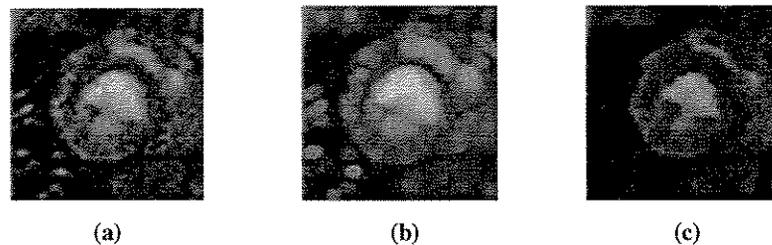


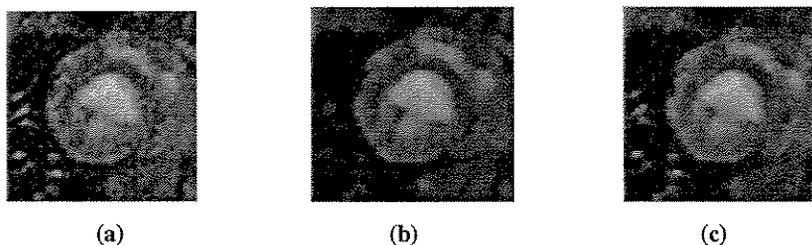
Figura 4.10. Dilatação e erosão de uma imagem em níveis de cinza. (a) Imagem original (b) Imagem dilatada (c) Imagem erodida.

As expressões de abertura e fechamento de imagens em níveis de cinza possuem a mesma forma que as análogas no caso binário, sendo denotadas por:

$$f \circ b = (f \ominus b) \oplus b$$

$$f \bullet b = [f \oplus b] \ominus b$$

As figuras 4.11(b) e 4.11(c) ilustram respectivamente a aplicação da abertura e a aplicação de fechamento da imagem em níveis de cinza apresentadas pela figura 4.10(a) utilizando-se um elemento estruturante circular.



**Figura 4.11. Abertura e fechamento em uma imagem em níveis de cinza. (a) Imagem original (b) Abertura (c) Fechamento.**

Uma descrição detalhada das operações morfológicas fundamentais em imagens em níveis de cinza pode ser encontrada em [HSZ87].

### 4.1.3. Alguns Conceitos de MM Aplicados em Segmentação

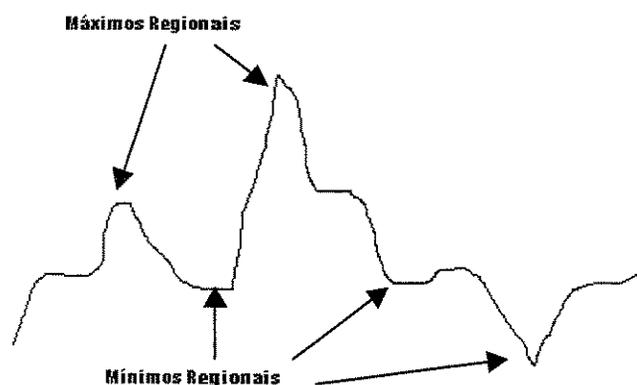
A seguir são descritos alguns conceitos relacionados a Morfologia Matemática que serão empregados direta ou indiretamente na descrição sobre segmentação na seção 4.2.

### 4.1.3.1. Máximos e Mínimos Regionais

Os máximos regionais em uma imagem em níveis de cinza são regiões conexas na superfície topográfica descrita que apresentam intensidade constante e máxima em relação a todos os pontos adjacentes.

Por outra definição, máximo regional é uma *flat zone* (zona plana conexa) cercada de *flat zones* com pixels de valores menores. Isto é, são platôs dos picos da imagem.

A fig. 4.12 ilustra máximos e mínimos regionais.



**Figura 4.12. Máximos e Mínimos Regionais**

O conceito de Mínimo Regional corresponde ao conceito dual de Máximo Regional. Intuitivamente, imaginando-se uma chuva no relevo da imagem, os mínimos regionais seriam as regiões de acúmulo de água (poços).

Estes conceitos são utilizados em morfologia em níveis de cinza em algumas abordagens de segmentação.

### 4.1.3.2. Gradiente Morfológico

Gradientes morfológicos são comumente utilizados em processamento de imagens para a detecção de arestas. A característica básica de um gradiente é que este representa uma transição claro – escuro (ou escuro – claro) em uma imagem. Quanto mais brusca a transição, mais intenso é o gradiente.

O gradiente morfológico é definido por:  $\nabla(f) = (f \oplus g) - (f \ominus g)$ , onde  $g$  é um elemento estruturante que caracteriza a operação.

O gradiente morfológico pode ser utilizado junto com um limiar (*threshold*) na detecção de arestas. Para este fim é utilizado o histograma da imagem do gradiente para encontrar-se o valor de *threshold* mais adequado para a obtenção de uma segmentação. Porém esta abordagem apresenta problemas, não sendo suficiente para qualquer aplicação de segmentação. Isto se deve ao fato de que nem sempre há uniformidade na intensidade do gradiente relativo às arestas. O gradiente morfológico pode também ser utilizado em uma metodologia *Watershed*, como será abordado na seção 4.2. É possível obter-se os gradientes interno e externo. O gradiente externo é dado por  $\nabla E(f) = (f \oplus g) - f$  e o gradiente interno é dado por  $\nabla I(f) = f - (f \ominus g)$ .

A figura 4.13(b) mostra o gradiente de uma imagem em níveis de cinza 4.13(a) representando um corte de imagem cardíaca.

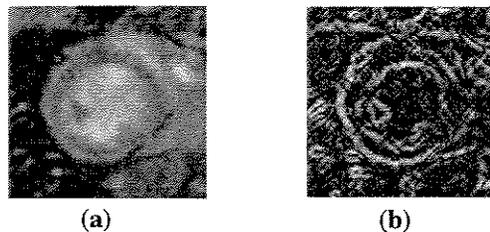


Figura 4.13. Imagem cardíaca e seu gradiente morfológico. (a) Imagem original (b) Gradiente morfológico

### 4.1.3.3. Reconstrução Morfológica de Imagens

A reconstrução morfológica é um recurso iterativo para extração de objetos em imagens binárias ou imagens em níveis de cinza marcadas por um conjunto de marcadores.

Para a introdução do conceito de reconstrução é definido a seguir o conceito de “dilatação condicional”.

#### Dilatação Condicional

Se uma imagem é dilatada por um elemento estruturante que contém a origem, esta expande-se. Se este tipo de dilatação é repetido indefinidamente, a imagem original crescerá sem limites. Uma forma de evitar que isto ocorra é restringir a dilatação  $F \oplus B$  dentro de um elemento – uma máscara  $M$ . Este define um novo tipo de operação não invariante à translação, chamado de dilatação condicional, dado por:  $\delta(F | M) = (F \oplus B) \cap M$ .

A dilatação condicional pode ocorrer em imagens binárias e imagens em níveis de cinza.

#### Reconstrução de Imagens Binárias

Considera-se uma forma  $F$  compreendendo objetos não-sobrepostos e supõe-se que se está interessado em um operador que extraia automaticamente todos os objetos  $\hat{F}$  de  $F$  que são marcados por um marcador  $F^m$  (sendo  $F^m \subseteq F$ ).

Sendo  $\{F_i | i = 1, 2, \dots\}$  a coleção de todos os objetos de  $F$  e  $\hat{F}$  denotando a porção de  $F$  que contém todos os objetos marcados por  $F^m$ . A dilatação condicional (de tamanho 1) de  $F^m$  por um elemento estruturante  $B$  (que contém a origem) restrita dentro de  $F$  é dada por:  $\delta_B^1(F^m | F) = (F^m \oplus B) \cap F$ .

Esta dilatação condicional “expande” o marcador  $F^m$  por meio do elemento estruturante  $B$ , tendo-se certeza de que esta expansão resulta dentro de  $F$ . Iterando-se este operador  $k$  vezes obtém-se a dilatação condicional de tamanho  $k$ . Desta forma, a reconstrução morfológica pode ser obtida pela união de todos os  $\delta_B^k$ , sendo dada por:  $\hat{F} = R_B(F^m | F) = \bigcup_{k=1} \delta_B^k(F^m | F)$ .

#### Reconstrução de Imagens em Níveis de Cinza

A reconstrução morfológica pode ser estendida para imagens em níveis de cinza via decomposição por *thresholding*.

Considera-se um sinal  $f$  cuja superfície topográfica compreende vários picos. Supondo-se que se está interessado em projetar um operador que automaticamente remove um número pré-

selecionado de picos, deixando o restante do sinal intacto. Esta operação pode ser muito útil na prática, pois no perfil de uma imagem, picos são usualmente atribuídos a objetos e a remoção de picos é equivalente à remoção de objetos. A remoção de picos pode ser feita por meio de um operador de reconstrução morfológica em níveis de cinza, como descrito em [FJM00].

#### 4.1.3.4. Filtragem Morfológica

Um operador  $\Psi$  pode ser considerado um filtro morfológico se atende a dois critérios – *crescimento e idempotência*.

Um operador  $\Psi$  é *crescente* quando é restrito a preservar a ordem, ou seja,  $F_1 \subseteq F_2 \Rightarrow \Psi(F_1) \subseteq \Psi(F_2)$ .

Um operador é *idempotente* quando sua execução sucessiva não altera o resultado, ou seja,  $\Psi\Psi(F) = \Psi(F)$ .

De acordo com a definição acima, aberturas e fechamentos são filtros morfológicos, desde que são crescentes e idempotentes. Já as operações de dilatação e erosão não são filtros morfológicos, desde que não preservam a característica de idempotência.

#### Filtros Morfológicos Binários

Filtros morfológicos binários são freqüentemente utilizados para suavizar limites de objetos ou remover componentes de uma imagem baseando-se em certas propriedades geométricas.

Neste trabalho a filtragem binária é utilizada para a suavização de contornos obtidos pela segmentação do ventrículo esquerdo. É uma operação de pós-processamento. (Esta aplicação é descrita mais detalhadamente na seção 5.2.2. no item (4) Ferramentas de Pré e Pós-Processamento).

#### Filtros Morfológicos em Níveis de Cinza

Filtros morfológicos são também utilizados para reduzir variações em imagens em níveis de cinza. Isto pode ser desejável visando-se reduzir ruídos ou simplificar variações de níveis de cinza em uma imagem para processamento subsequente.

Neste trabalho a filtragem em níveis de cinza é utilizada para a redução nas variações de níveis de cinza nas imagens originais. A figura 4.14 ilustra a filtragem em níveis de cinza de um corte de imagem do coração. Esta operação é utilizada como uma aplicação de pós-processamento.

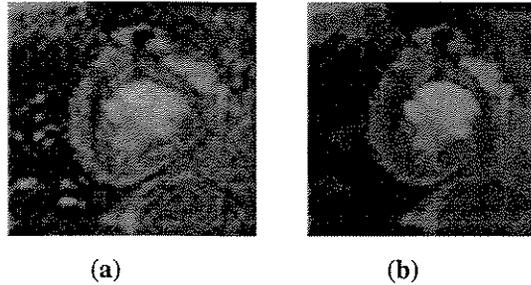


Figura 4.14. Filtragem em imagens em níveis de cinza. (a) imagem original (b) Imagem filtrada.

### Filtros Alternantes (FA)

É possível construir-se filtros morfológicos a partir da composição de outros filtros morfológicos. Se  $\Psi_1$  e  $\Psi_2$  são dois filtros morfológicos tais que  $\Psi_1 \subseteq \Psi_2$  ou  $\Psi_2 \subseteq \Psi_1$ , então  $\Psi_2\Psi_1$ ,  $\Psi_1\Psi_2$  e  $\Psi_2\Psi_1\Psi_2$  e  $\Psi_1\Psi_2\Psi_1$  são também exemplos de filtros morfológicos.

Baseando-se nestas composições e no fato de que a abertura está incluída no fechamento para qualquer elemento estruturante ( $A \circ B \subseteq A \bullet B$ ), tem-se que  $F_k(A) = (A \circ kB) \bullet kB$  e  $G_k(A) = (A \bullet kB) \circ kB$  são filtros morfológicos, onde:

$$kB = \begin{cases} \text{origem p/ } k=0 \\ B \oplus B \oplus B \dots \oplus B \text{ (k-1 dilatações) p/ } k \geq 1 \end{cases}$$

Estes tipos de filtros são conhecidos como Filtros Alternantes (FA), pois alternam entre aberturas e fechamentos.

### Filtros Alternantes Sequenciais (FAS)

É possível também compor-se filtros alternantes para formar outra classe de filtros morfológicos binários conhecidos como Filtros Alternantes Sequenciais (FAS), dados por:

$$\Psi_k(A) = F_k F_{k-1} \dots F_1(A)$$

$$\Psi_k(A) = G_k G_{k-1} \dots G_1(A)$$

Usualmente os FAS são preferíveis na prática que os FA. Isto deve-se ao fato de que, para um dado valor de  $k$ , um FAS filtra componentes da forma por aumentar gradualmente o tamanho do elemento estruturante, de  $B$  a  $kB$ , enquanto um FA filtra componentes da forma por aplicar somente o elemento estruturante  $kB$ .

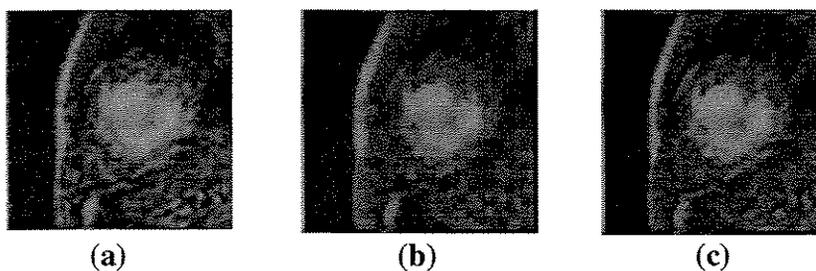
### Filtros Morfológicos Conexos

Filtro morfológico conexo é todo filtro morfológico cuja partição em zonas planas do resultado contém a partição *flat-zone* da imagem de entrada.

Um filtro bastante utilizado é a Abertura por Reconstrução. Seu significado físico é a eliminação de componentes conexas nas quais não cabe o elemento estruturante em nenhuma de suas regiões.

Neste trabalho foram utilizados dois tipos de filtros para o pré-processamento das imagens originais em níveis de cinza. Foi utilizado um exemplo de filtro não conexo (um FAS) e um filtro conexo (um FAS por reconstrução). No capítulo 5, seção 5.2.2 é mencionada a aplicação destes dois filtros.

A figura 4.15(b) ilustra a aplicação de um filtro não conexo ( $mmAsf$ ) e a figura 4.15(c) ilustra a aplicação de um filtro conexo ( $mmAsfrec$ ), ambos aplicados sobre a imagem 4.15(a).



**Figura 4.15. Filtros Morfológicos.** (a) Imagem original (b) Filtro morfológico não conexo. (c) Filtro morfológico conexo

Os filtros alternantes sequenciais conexos filtram uma imagem  $F$  por  $N$  iterações de fechamento por reconstrução e abertura por reconstrução alternando o filtro sequencial caracterizado por um elemento estruturante  $B$ . Um elemento estruturante adicional  $BC$  é usado para a reconstrução.

## 4.2. A Transformação *Watershed* com Marcadores

A transformada *Watershed* é uma poderosa ferramenta morfológica que pode ser usada principalmente para segmentação de imagens [BM93]. É um tipo de algoritmo de crescimento de regiões com a vantagem de particionar a imagem de uma maneira ótima conforme formulação apresentada na seção 4.2.3. A transformada *Watershed* a partir de marcadores pode ser intuitivamente descrita utilizando a simulação de um processo de fluxo de uma superfície topográfica.

### 4.2.1. Conceito Funcional

O método de segmentação baseado na transformação *Watershed* tem sido desenvolvido no contexto da MM. Esta técnica tem sido aplicada com sucesso em muitas situações diferentes e domínios diversos.

Conceitualmente, o funcionamento do método *Watershed* baseia-se em um princípio físico: considera-se que os mínimos regionais de uma imagem em níveis de cinza (representada como uma superfície topográfica) sejam perfurados e que a superfície seja imersa na água. Desta forma a água penetra regularmente pelos furos até que fluxos provenientes de mínimos regionais diferentes possam se unir. Diques podem então ser construídos para evitar esta fusão de fluxos. A água continua penetrando até que, ao chegar ao topo, somente os diques emergem. Estes são então considerados como linhas divisoras que contornam as bacias hidrográficas, cada qual contendo apenas um dos mínimos regionais iniciais [BM93]. Este processo é ilustrado através da figura 4.16.

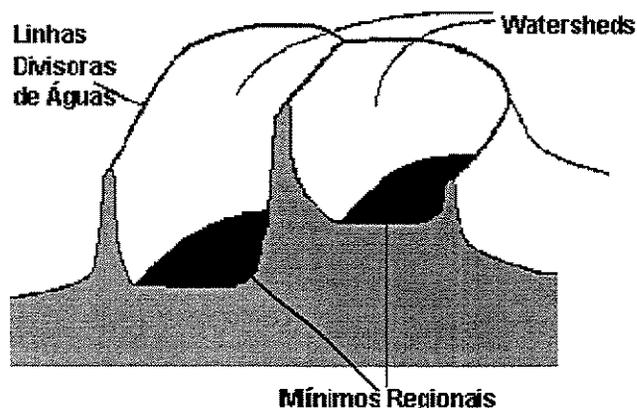


Figura 4.16. Esquematização do Método Watershed Clássico. Figura adaptada de [DER92].

O método *Watershed* clássico é aplicado a todos os mínimos regionais de uma imagem. Esta abordagem em geral leva a um efeito de super-segmentação, pois muitos mínimos correspondem a ruídos, estruturas menores ou descontinuidades na imagem, que não devem dar origem a uma bacia.

Uma das abordagens para evitar o problema da super-segmentação é a realização do método *Watershed* a partir de **marcadores**, elementos que são utilizados para fornecer uma informação adicional a respeito das estruturas que serão segmentadas e a partir dos quais as linhas divisoras são inferidas. A única diferença em relação ao conceito físico descrito é que somente as regiões dos marcadores são perfuradas; as demais sofrem fusão de águas conforme a superfície imerge e ao final do processo as linhas divisoras de águas são construídas para separar apenas fluxos provenientes de bacias selecionadas por marcadores.

A imagem em escala de cinza é modelada como uma superfície topográfica onde os tons de cinza são proporcionais à altitude da superfície. Os marcadores rotulados localizados na imagem são equivalentes à perfuração de buracos na superfície. A superfície inteira é submetida a um contínuo fluxo onde a água pode entrar através dos buracos, sendo colorida de acordo com o rótulo do marcador. O fluxo prossegue e na posição em que a mistura de águas de diferentes cores está iminente é construída uma represa para evitar esta fusão. Conforme a superfície toda submerge, as represas são as linhas *Watershed* e cada lago colorido constitui a região particionante provida pela transformação *Watershed*.

Visando-se obter resultados úteis do processo de segmentação, a seguinte sequência de ações é muitas vezes utilizada:

- 1- A imagem é pré-processada para remoção de ruídos;
- 2- O gradiente da imagem é computado;
- 3- A imagem de marcadores é computada;
- 4- O *Watershed* de marcadores é computado na imagem do gradiente.

#### 4.2.2. O Papel dos Marcadores

Qualquer região em uma imagem pode ser selecionada como um marcador - não necessariamente pertencendo a um mínimo regional. Também não é necessário que o marcador seja uma região conexa; pode ser formado por várias partes, desde que estas possuam o mesmo rótulo [MB90] ou, de acordo com a terminologia do conceito de *Watershed* definido acima, desde que todas recebam fluxos da mesma cor.

A obtenção dos marcadores (ou, figurativamente, a definição das regiões onde seriam feitas perfurações na superfície topográfica) pode ser de forma automática ou por intervenção humana. No primeiro caso, os marcadores são detectados diretamente da imagem original, através de um processamento automático realizado sobre esta. Este processamento pode ser realizado por exemplo por uma filtragem intensa da imagem por meio de recursos morfológicos seguida de um *thresholding* resultando em uma imagem binária de marcadores [BM93]. No segundo caso (em que o usuário fornece os marcadores), caracteriza-se um processo semi-automático de segmentação, que pode ser também denominado segmentação assistida, supervisionada ou interativa. Esta é a abordagem utilizada neste trabalho.

A parte mais difícil do processo de segmentação automático é a obtenção da imagem de marcadores. Muitas vezes é difícil encontrar-se uma sequência de processamento que resulte em uma imagem binária apropriada para a segmentação correta das estruturas desejadas. Similarmente, no processo de segmentação semi-automático, um bom resultado depende de uma determinação adequada dos marcadores.

Uma importante propriedade desta abordagem do método *Watershed* é que, dado um conjunto de marcadores e seu particionamento correspondente na imagem, caso marcadores adicionais de mesmo rótulo sejam localizados dentro de um mesmo particionamento, o resultado do *Watershed* é o mesmo. Esta propriedade garante robustez à segmentação.

### 4.2.3. Formulação do Método *Watershed* Utilizada

Nesta seção é brevemente descrita a formulação do método *Watershed* utilizada neste trabalho. O assunto é tratado apenas superficialmente no âmbito deste trabalho de mestrado. No entanto é importante delinear as principais características que distinguem o método utilizado. Para uma abordagem mais detalhada a respeito do assunto o leitor pode recorrer à publicação [LF00].

O conceito descrito na seção 4.2.1. pode ser formulado precisamente como um particionamento ótimo de regiões quando a imagem é modelada como um grafo. Neste caso pode ser mostrado que o *Watershed* é o particionamento ótimo do grafo numa floresta de caminho mínimo. A formulação é muito similar a um problema de classificação, onde a função distância é relacionada a uma distância geodésica que é dada pelo peso de arco máximo no caminho. A seguir é feita uma discussão da forma de modelamento do problema no domínio de grafos.

Cada pixel da imagem de entrada é representado como um nó em um grafo e os arcos são relações de vizinhança entre pixels. O conceito de *Watershed* é modelado por uma formulação de custo lexicográfico nos caminhos através de dois componentes  $C=[Md]$ .  $M$  é o peso de arco máximo no caminho (representando o processo de inundação) e  $d$  é a distância do fim do caminho ao nó mais próximo que tenha custo  $M$ . Ainda,  $M$  é prioritário sobre  $d$ .

Para o *Watershed* o peso de um arco é a altura da parede entre os nós que ele conecta e o custo do menor caminho é a altura mínima onde a água vindo de dois pontos funde-se. Quando a água provém de diferentes bacias em um platô, o segundo componente da formulação de custo faz com que a partição seja localizada na linha média do platô.

O problema da floresta de caminho mais curto é uma abordagem na teoria de grafos que encontra para cada nó o caminho mais curto que o conecta a seu nó raiz mais próximo (dado por um marcador). O resultado desta busca é um conjunto disjunto de “árvores de caminho mais curto”. A floresta de particionamento distingue-se bastante da abordagem baseada em “Esqueletos por Zona de Influência” (conhecida como *SKIZ*), utilizada em outra formulação do método *Watershed*. Pela abordagem da floresta de caminho mais curto um arco não pode ser usado simultaneamente para computar o custo do caminho relacionado a duas diferentes bacias.

### O Algoritmo *Watershed* Baseado na Técnica IFT (Image Foresting Transform)

A seguir é apresentado o algoritmo do método *Watershed* cuja implementação foi utilizada neste trabalho. Este algoritmo é baseado na técnica IFT (Image Foresting Transform). No algoritmo,  $g(p)$  é a imagem de entrada (imagem do gradiente) e  $L(p)$  é a imagem de marcadores. A saída é uma imagem de regiões.

O algoritmo utiliza uma fila ordenada com uma restrição FIFO (*first in first out*) para encontrar as bacias do *Watershed* baseando-se na definição apresentada acima. Um nó  $p$ , associado com um valor de prioridade  $c$  pode ser inserido na fila ordenada, através da função  $EnQueue(p, c)$ . Quando um nó é tirado da fila ( $DeQueueMin$ ) é selecionado o nó mais antigo da fila de mais baixa prioridade. Uma importante propriedade da estrutura de dados utilizada é manter os dados implicitamente classificados segundo o custo de caminho definido pela equação  $C=[Md]$ . A classificação lexicográfica intrínseca é garantida pelo comportamento FIFO associado com a natureza do algoritmo de propagar-se pelo caminho de mais baixo custo primeiro.

#### 1. Inicialização

- a)  $flag(p) = TEMP$ ; //  $p$  em todos os nós
- b)  $C(p) = infinito$ ;  $L(p) = 0$ ; //  $p$ : nós não-marcadores
- c)  $C(p)=0$ ;  
 $EnQueue(p, 0)$ ;  
 $L(p) = \text{rótulo de marcador}$ ; //  $p$ : nós marcadores

#### 2. Propagação

- Enquanto a fila não está vazia
- a)  $v = DeQueueMin$ ;
- b)  $flag(v) = PRONTOS$ ;
- c) para cada  $p$  vizinho de  $v$  e  $flag(p) == TEMP$   
 SE  $Max\{C(v), g(p)\} < C(p)$   
 $C(p) = Max\{C(v), g(p)\}$ ;  
 $L(p) = L(v)$ ;  
 $EnQueue(p, C(p))$ ;

O algoritmo trabalha com dois conjuntos de nós: temporários (TEMP) e permanentes (PRONTOS). Inicialmente todos os nós são considerados temporários e conforme o algoritmo evolui, os nós são transformados em permanentes.

Uma importante propriedade deste algoritmo é que uma vez que um nó é permanente, seu custo de caminho é o caminho mais curto ótimo. Como a propriedade FIFO mantém o segundo componente  $d$  do custo lexicográfico intrinsecamente classificado, pode-se trabalhar apenas com o primeiro componente  $M$ .

Na fase de inicialização, todos os nós são classificados como temporários, os marcadores têm seu custo de caminho atribuído a 0 e todos os outros nós têm custos atribuídos a infinito. Os nós marcadores são rotulados e nós não-marcadores têm rótulo 0. O passo de propagação trabalha enquanto haja nós temporários. O nó com o mínimo custo temporário é removido da fila ordenada e é transformado em um nó permanente. Os nós temporários  $p$  que são vizinhos do novo nó permanente  $v$  são processados. Se o custo do caminho computado através do nó permanente  $v$  é menor que o custo temporário associado com o nó  $p$ , seu custo e rótulo são adaptados.

Esta formulação tem a vantagem de ser consistente com o algoritmo *Watershed* mais eficiente baseado em fila ordenada. A utilização do algoritmo IFT garante a “otimalidade” da solução da floresta de caminho mais curto quando outras abordagens *Watershed* são utilizadas.

## Capítulo 5. O Sistema Interativo

---

Este capítulo descreve o sistema de segmentação interativo desenvolvido e discute seus principais aspectos. Inicialmente, na seção 5.1 são identificados alguns requisitos relacionados ao problema em questão. Em seguida, na seção 5.2 são abordados aspectos relacionados à solução adotada, como a descrição da forma de funcionamento do sistema e apresentação dos recursos que foram implementados. Na seção 5.3 discute-se aspectos relacionados ao processo de desenvolvimento do sistema, como questões de projeto e estratégias de implementação adotadas. Ao final na seção 5.4 menciona-se a obtenção de informações sobre a interação.

### 5.1. Análise e Definição de Requisitos

Como abordado na introdução, neste trabalho tem-se como objetivo o desenvolvimento de um sistema semi-automático, ou mais especificamente, um sistema que utiliza métodos automatizados de processamento e análise de imagens aliados à intervenção de um operador humano, podendo ser também classificado como um sistema interativo ou supervisionado. Assim, visa-se a disponibilização de uma ferramenta pela qual o operador possa visualizar todas as imagens constituintes de um exame obtido por Ressonância Magnética e, através de recursos gráficos, interagir com o sistema para realizar a segmentação do ventrículo esquerdo podendo a partir desta obter resultados quantitativos de interesse a processos de diagnóstico.

No desenvolvimento deste sistema teve-se como propósito a consideração de aspectos que pudessem adequá-lo a uma rotina clínica. Os principais aspectos considerados foram os seguintes:

#### **Simplicidade de Interação**

Para que um sistema desta natureza possa ser utilizado no âmbito de uma rotina clínica é necessário que o operador possa manipulá-lo de uma forma simples e intuitiva. Durante o desenvolvimento do sistema buscou-se analisar a melhor forma de disposição de elementos como

recursos gráficos (botões, janelas, caixas de opções) e eventos (como cliques de *mouse*), visando proporcionar praticidade e produtividade à forma de interação.

### **Rapidez de Execução (ou Eficiência)**

Como o sistema é interativo, para um bom andamento do processo é importante que o usuário possa obter uma resposta rápida às suas ações.

### **Confiabilidade e Segurança**

O processo de segmentação de um exame completo é custoso. É importante que o operador conte com um sistema robusto e confiável e uma forma segura de armazenamento de resultados, buscando evitar a perda de dados.

### **Exatidão e Repetibilidade**

A questão da exatidão dos resultados é bastante importante em um sistema como este, que trabalha com quantificação cardíaca. Para que medidas como a fração de ejeção e análise da variação do volume sanguíneo ao longo de um ciclo cardíaco possam ser utilizadas na obtenção de um bom diagnóstico é necessário que sejam resultantes de um processo de segmentação acurado.

A precisão está relacionada a quão reproduzíveis são os resultados, podendo ser avaliada através de testes de repetibilidade. A segmentação manual, por exemplo, apresenta uma baixa repetibilidade, pois depende exclusivamente da ação do operador. Desta forma, grandes variações podem ocorrer entre as segmentações de um mesmo exame efetuadas entre operadores distintos e entre diferentes segmentações de um mesmo exame efetuadas por um mesmo operador.

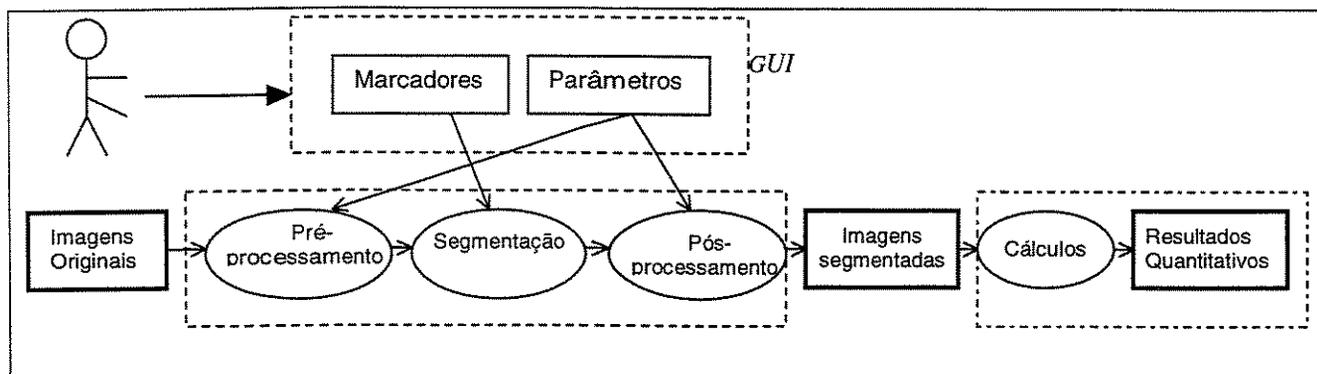
Desta forma, é desejável que um sistema de segmentação seja o mais exato e preciso possível, ou seja, possua níveis elevados de acurácia e repetibilidade (baixa variabilidade).

## **5.2. Feições do Sistema**

Nesta seção é apresentada a forma de funcionamento do sistema e seus principais recursos. É abordada também a forma de interação do operador humano com o sistema.

### 5.2.1. Funcionamento

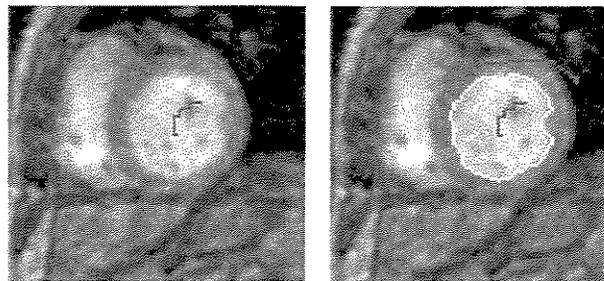
No sistema desenvolvido, o processo de segmentação pode ser caracterizado pelas etapas representadas na figura 5.1. A interação do operador com o sistema é feita através de um módulo GUI (*Graphical User Interface*), pelo qual o operador fornece os marcadores e parâmetros para a realização de filtragem das imagens e suavização dos contornos (recursos discutidos na próxima seção). A cada marcador inserido ou editado pelo operador é ativado o módulo de processamento (consistindo das etapas de **pré-processamento**, **segmentação** e **pós-processamento**) e então a imagem segmentada é visualizada.



**Figura 5.1: Representação da organização do sistema**

Assim, o usuário guia o processo de segmentação através da inserção de marcadores em todos os cortes do exame que deseja segmentar. Os marcadores são inseridos através do arraste do *mouse* e desenhados em forma de linhas ou pontos através de ferramentas gráficas. A cada marcador inserido ou editado pelo operador, a segmentação é realizada e o resultado é apresentado através de um contorno sobre a imagem. A segmentação é realizada apenas no corte em que o marcador foi inserido (ou editado).

O processo é ilustrado usando as figuras 5.2 e 5.3.

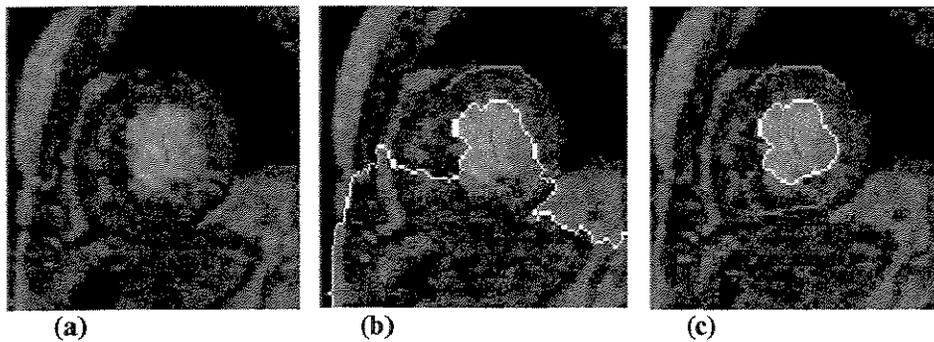


(a) marcador interno (vermelho) (b) marcador externo (azul)

**Figura 5.2.** Inserção de marcadores interno e externo e resultado da segmentação

Em 5.2a) é inserido um marcador dentro da estrutura desejada. O resultado da segmentação é apresentado após a inserção de um segundo marcador (fig 5.2b), neste caso indicando o fundo. Pode-se observar que são necessários no mínimo dois marcadores de cores diferentes (neste caso um interno e um externo à estrutura de interesse) para que o método encontre a linha divisora de águas originada por eles.

No caso apresentado na fig. 5.3, é necessário a inserção de três marcadores para a obtenção do resultado desejado (um marcador para a estrutura e dois para o fundo).



(a) (b) (c)

**Figura 5.3.** Inserção de marcadores interno e externo e de um marcador externo adicional. (a) marcador interno (vermelho) (b) 1º marcador externo (azul) (c) 2º marcador externo (azul)

O processo de edição de marcadores tem um funcionamento semelhante. As formas de edição são abordadas na próxima seção.

## 5.2.2. Recursos Implementados

A seguir são descritos os principais recursos disponíveis no sistema interativo desenvolvido. Estes estão agrupados em módulos, de acordo com sua função.

A fig. 5.4 apresenta a tela principal do sistema com um exame aberto, cuja identificação aparece na barra de título.

Os cortes são visualizados lado a lado, em um mosaico. Os cortes no espaço são visualizados na vertical enquanto a variação no tempo é visualizada na horizontal. Assim, cada linha apresenta todas as fases de um corte, variando entre a sístole e a diástole. Cada coluna apresenta todas as fatias (do ápice à base) referentes a uma fase do ciclo cardíaco. Barras de rolagem são utilizadas para visualizar-se todos os cortes do exame.

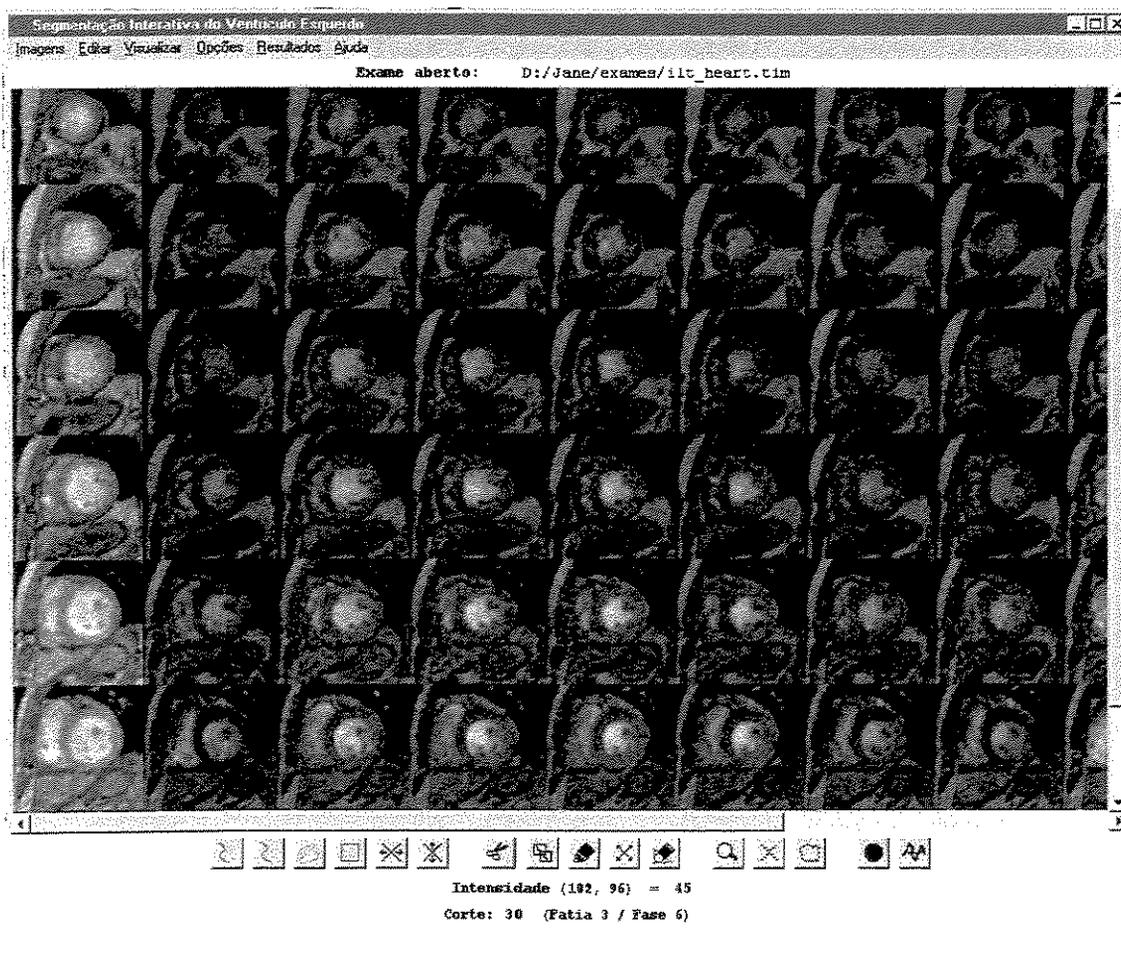


Figura 5.4. Tela principal do sistema interativo desenvolvido

Abaixo das imagens encontra-se a barra de ferramentas contendo os principais recursos, reunidos em quatro grupos de acordo com a função. Estes recursos podem ser ativados alternativamente através do *menu*. No rodapé da tela há uma barra de *status* que apresenta informações relativas à posição corrente do cursor. São mostrados o número do corte onde o *mouse* está posicionado bem como o número da fatia e da fase, as coordenadas do ponto em relação ao corte e a intensidade de cinza do ponto.

A seguir estão descritos os principais recursos disponíveis no sistema.

### 1) Ferramentas de definição de Marcadores:

a) **Desenho de Marcadores Internos**  (em vermelho)

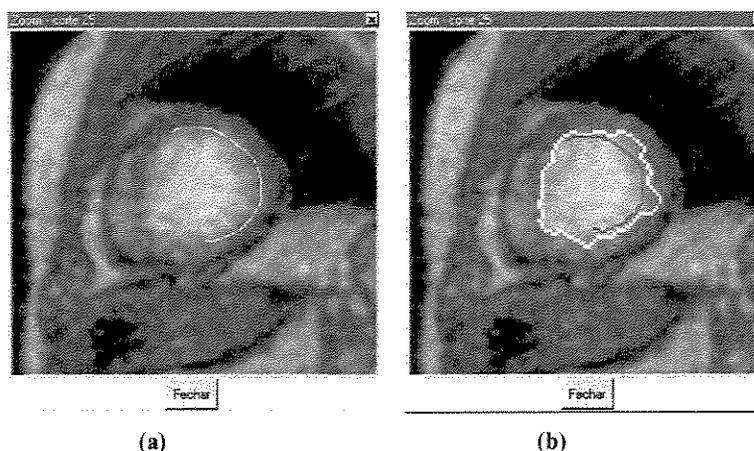
b) **Desenho de Marcadores Externos**  (em azul)

Através destas ferramentas o operador pode desenhar marcadores dentro da estrutura de interesse (marcadores internos) ou fora desta (marcadores externos, que podem abranger a parte das imagens relativa ao miocárdio, às estruturas adjacentes e ao ar, que são considerados como fundo para efeito de segmentação).

Por convenção, os marcadores internos são desenhados na cor vermelha e os externos na cor azul. O operador pode desenhar linhas arrastando o *mouse* ou pontos, apenas clicando na posição desejada.

c) **Desenho de Ajustes** 

Esta ferramenta é utilizada para ajustes manuais em cortes onde o resultado da segmentação não é satisfatório através da introdução de marcadores adicionais. Este recurso é realizado apenas na janela de *zoom* (recurso descrito no item 3), permanecendo desabilitado quando este não está ativo. Através desta ferramenta o operador desenha um trecho de contorno onde deseja. Automaticamente são definidos um marcador vermelho internamente ao contorno desenhado e um marcador azul externamente, ambos bem próximos ao contorno desenhado pelo operador. A segmentação é então realizada e o resultado é apresentado. A figura 5.5 ilustra este processo. Na figura 5.5(a) é desenhado manualmente um trecho de contorno. A figura 5.5(b) mostra os marcadores interno e externo derivados automaticamente a partir do trecho desenhado e mostra também o resultado da segmentação.



**Figura 5.5. Recurso de ajustes manuais. (a) Desenho de trecho de contorno (linha branca) . (b) Marcador interno (vermelho) e marcador externo (azul) inseridos automaticamente próximos ao trecho de contorno desenhado pelo operador. / Resultado da segmentação (contorno branco).**

d) Marcadores Externos Pré-Definidos 

e) Propagação de Marcadores pela Fatia 

f) Propagação de Marcadores pela Fase 

Estas três últimas ferramentas são destinadas à diminuição da quantidade de interação do operador necessária para a inserção de marcadores.

Marcadores externos pré-definidos podem ser automaticamente inseridos em todos os cortes de um exame se o recurso for acionado pelo operador. Estes marcadores têm formato retangular e são inseridos em uma localização próxima à borda do corte, garantindo assim que fiquem localizados externamente ao ventrículo esquerdo, que ocupa posição próxima ao centro em todos os cortes.

A propagação de marcadores é também um recurso que pode ser ativado e desativado pelo operador. Quando este recurso está ativo, cada marcador inserido é copiado na mesma posição para outros cortes. Na propagação horizontal, o marcador é copiado para as demais fases da mesma fatia e na propagação vertical este é copiado para as demais fatias referentes à mesma fase.

## 2) Ferramentas de Edição de Marcadores

a) Apagar 

b) Copiar 

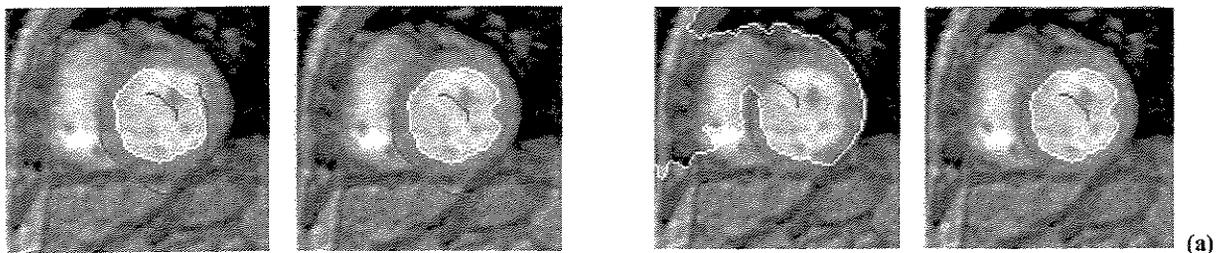
c) Colar 

d) Mover 

e) Apagar todos os Marcadores de um Corte 

Quando selecciona-se uma ferramenta de edição e move-se o cursor sobre as imagens, cada marcador que está momentaneamente sob o cursor muda de cor (*highlight*). Desta forma indica-se que o operador pode clicar sobre o marcador para realizar a operação desejada.

A ferramenta *Apagar* elimina o marcador da tela e da base de dados de marcadores e faz com que o resultado da segmentação seja atualizado e apresentado simultaneamente. As ferramentas *Copiar* e *Colar* são utilizadas para fazer uma cópia de um marcador de um corte para outro na mesma posição relativa. Pela ferramenta *Mover* pode-se arrastar um marcador para qualquer posição dentro do mesmo corte. A cada movimento a segmentação é atualizada fazendo com que o resultado seja apresentado dinamicamente conforme o operador arrasta o marcador. A ferramenta *Apagar Todos* elimina todos os marcadores de um mesmo corte, atualizando a segmentação e consequentemente eliminando os contornos. A fig. 5.6 ilustra algumas das operações de edição de marcadores.



Eliminação de um dos marcadores externos

(b) Movimentação do marcador interno

Figura 5.6. Ilustração de operações de edição de marcadores

### 3) Ferramentas de Auxílio à Visualização

a) Zoom 

Através da ferramenta *zoom* é possível visualizar-se um determinado corte ampliado possibilitando ao operador observar melhor os detalhes da imagem. Na janela de *zoom* é possível

inserir-se ou apagar-se marcadores como no mosaico de imagens. É possível também utilizar-se a ferramenta de ajustes (como mencionado anteriormente, este recurso é habilitado apenas com o *zoom* ativo). A figura 5.7. mostra a janela de *zoom* contendo a ampliação de um corte.

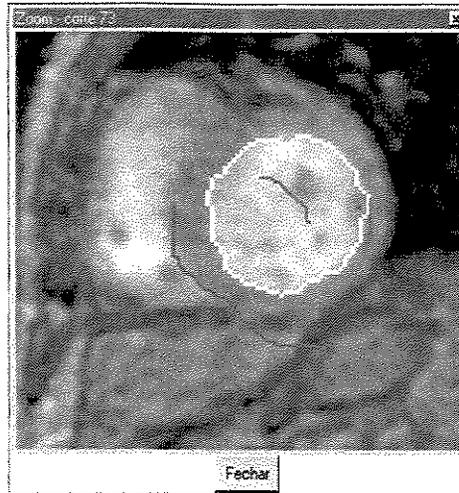


Figura 5.7. Janela de *Zoom* mostrando o corte n° 73 com 4 marcadores

b) Visualização de Marcadores 

c) Visualização de Contornos 

Muitas vezes a presença de contornos sobre as imagens causa ilusões sobre a qualidade da segmentação. A presença de marcadores às vezes também dificulta a visualização dos detalhes da imagem. Assim, através das ferramentas de *Visualização de Marcadores e Contornos*, estes podem ser alternadamente ocultados e mostrados, possibilitando uma melhor avaliação dos resultados.

#### 4) Ferramentas de Pré e Pós-Processamento

Foram disponibilizadas ao operador ferramentas de pré-processamento (filtragem das imagens) e pós-processamento (suavização dos contornos). Ambas foram desenvolvidas utilizando-se recursos de Morfologia Matemática. (Uma descrição detalhada sobre as operações de filtragem morfológica é feita no capítulo 4 – seção 4.1.3.4).

a) Filtragem das imagens 

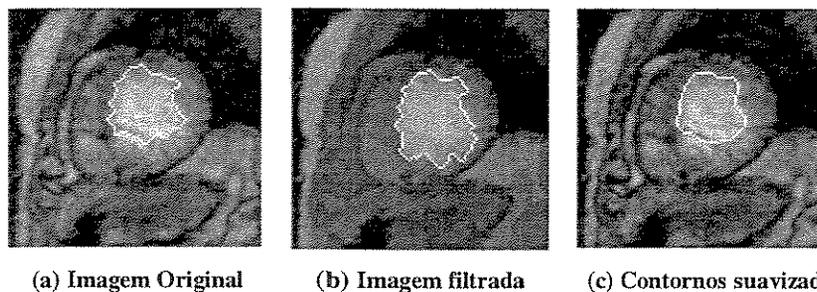
O pré-processamento destina-se a uma simplificação das imagens, reduzindo o ruído existente nestas, buscando assim facilitar a segmentação. Esta simplificação pode ser obtida tanto por filtros alternantes seqüenciais conexos como não conexos.

Estes dois tipos de filtros são fornecidos como recursos disponíveis. Testes foram realizados visando a determinação do tipo do filtro e parâmetros de filtragem mais adequados, porém não se chegou a uma conclusão, devido à diversidade das imagens.

#### b) Suavização dos Contornos

O pós-processamento destina-se a uma suavização dos contornos resultantes da segmentação, visando a diminuição das reentrâncias e saliências das linhas obtidas. Esta suavização é obtida por filtros alternantes seqüenciais.

As figuras 5.8b) e 5.8c) apresentam, respectivamente, a filtragem e suavização realizadas sobre o corte apresentado em 5.8a).



(a) Imagem Original

(b) Imagem filtrada

(c) Contornos suavizados

**Figura 5.8. Ilustração dos recursos de pré-processamento (filtragem das imagens) e pós-processamento (suavização dos contornos)**

As operações de filtragem das imagens e suavização dos contornos são opcionais. Para sua utilização o operador deve configurar os valores de seus parâmetros através de um formulário, executar a operação e verificar os resultados. A figura 5.9 mostra os formulários de filtragem e suavização, respectivamente. Deve-se lembrar do capítulo anterior, que a filtragem é realizada na imagem em níveis de cinza e a suavização é realizada na imagem binária dos contornos.

**Filtragem das Imagens**

Operações:

Filtro Alternante

Filtro Alternante por Reconstrução

Sem pré-filtragem

---

Parâmetros:

1. Sequência de Aberturas (O) e Fechamentos (C)

2. Raio do Elemento Estruturante

3. Número de Iterações

4. Conectividade (Vizinhança 4 ou 8)

1. Sequência:	2. Raio:	3. Iterações:	4. Conectividade:
<input type="radio"/> OO	<input type="radio"/> 1	<input type="radio"/> 1	<input type="radio"/> 4-adjacentes
<input type="radio"/> CO	<input type="radio"/> 2	<input type="radio"/> 1	<input type="radio"/> 8-adjacentes
<input type="radio"/> OOC	<input type="radio"/> 3	<input type="radio"/> 3	
<input type="radio"/> COC	<input type="radio"/> 4	<input type="radio"/> 4	

**Suavização dos Contornos**

Operações:

Filtro Alternante

Sem suavização de contornos

---

Parâmetros:

1. Sequência de Aberturas (O) e Fechamentos (C)

2. Raio do Elemento Estruturante

3. Número de Iterações

1. Sequência:	2. Raio:	3. Iterações:
<input type="radio"/> OO	<input type="radio"/> 1	<input type="radio"/> 1
<input type="radio"/> CO	<input type="radio"/> 2	<input type="radio"/> 2
<input type="radio"/> OOC	<input type="radio"/> 3	<input type="radio"/> 3
<input type="radio"/> COC	<input type="radio"/> 4	<input type="radio"/> 4

(a) pré-processamento – filtragem das imagens

(b) pós-processamento – suavização de contornos

Figura 5.9. Formulários de pré e pós-processamento

## Recursos de Manipulação de Arquivos

O sistema trabalha com a manipulação de três tipos de arquivos - de imagens originais, imagens segmentadas e arquivos de marcadores - através das operações *Carregar Exame*, *Carregar Marcadores*, *Salvar Imagens Segmentadas* e *Salvar Marcadores*.

As imagens originais correspondem à entrada para o sistema. A saída – o resultado da segmentação – pode ser armazenada de duas formas: através da gravação das imagens binárias obtidas (representando as regiões segmentadas) ou através da gravação dos marcadores.

Arquivos de Imagens Originais: São conjuntos de cortes correspondentes aos exames adquiridos pelo método *cineMR*. Estes são armazenados em formato TIM, que será brevemente descrito na seção 5.3.3. Ao acionar-se a operação *Carregar Exame*, as imagens são visualizadas na tela (como descrito no início desta seção) e carregadas na memória através de variáveis (como descrito na seção 5.3).

Arquivos de Imagens Segmentadas: As imagens binárias resultantes do processo de segmentação são também gravadas no formato TIM, podendo assim ser visualizadas no próprio sistema ou por outro *software* que reconheça o formato. A partir das imagens binárias podem ser realizados cálculos de volume e outros resultados quantitativos.

Arquivos de Marcadores: Os marcadores definidos pelo operador podem ser armazenados através da operação *Salvar Marcadores*. Estes são armazenados em um arquivo de texto, cuja

estrutura é descrita na seção 5.3.3. Um conjunto de marcadores gravado pode ser recuperado, através da opção *Carregar Marcadores*. Quando carrega-se um conjunto de marcadores em um exame, a cada marcador carregado, a segmentação é realizada no respectivo corte e o resultado é apresentado. Os marcadores carregados podem ser editados e novos marcadores podem ser incluídos, podendo o conjunto ser gravado novamente.

### Resultados Quantitativos

Após a segmentação, o operador pode visualizar um gráfico do volume e obter resultados quantitativos, como é apresentado na fig. 5.10.

O gráfico ilustra a variação do volume do endocárdio ao longo das fases do ciclo cardíaco. O número de pixels de cada fatia (área) é somado e assim obtém-se o volume para cada fase. Normalmente o gráfico obtido assemelha-se a uma cossenóide, pois as primeiras fases são adquiridas próximas à diástole, onde o coração contém grande quantidade de sangue. O volume vai diminuindo conforme a aproximação da sístole (fases próximas ao centro). Em seguida o volume começa a aumentar o que caracteriza diástole. O *volume stroke* e a *fração de ejeção* são também calculados a partir do volume e o resultado é apresentado. (Estes resultados quantitativos são descritos na seção 3.3.3).

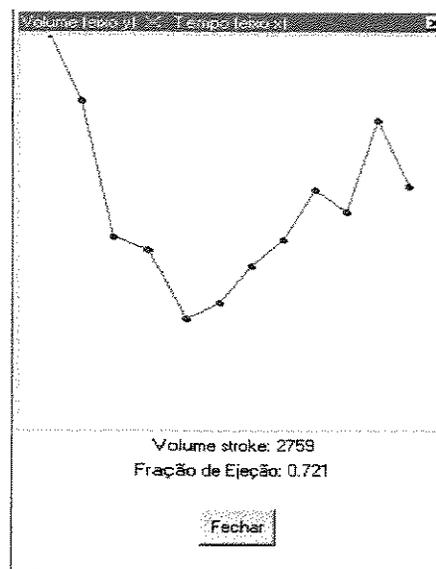


Figura 5.10. Gráfico do volume endocárdio e resultados quantitativos

### 5.3. Projeto e Desenvolvimento

Nesta seção são abordados tópicos relacionados ao desenvolvimento do sistema, como a metodologia de projeto utilizada, decisões de implementação, estruturas e gerenciamento de eventos.

#### 5.3.1. Metodologia de Projeto

Como uma das ferramentas de suporte ao desenvolvimento do sistema, foi utilizado o ambiente de programação de algoritmos de processamento e análise de imagens em desenvolvimento conjunto entre a Unicamp e a fundação CTI, que possibilita que bibliotecas de procedimentos de análise de imagens implementados em linguagem C sejam automaticamente acessíveis pelos ambientes TclTk e MATLAB.

Esta metodologia pela qual os métodos utilizados para processamento das imagens são independentes da implementação da interface confere flexibilidade ao projeto. Possibilita que a aplicação seja estendida e adaptada com relativa facilidade de acordo com as críticas e sugestões dos usuários e ao longo da evolução na compreensão do problema.

Assim, para a implementação dos métodos de processamento de imagens foi utilizada a linguagem de programação de sistemas – C – adequada a características como a manipulação de estruturas de dados complexas, algoritmos complexos, iterações em dados volumosos e poucas alterações ao longo do processo de desenvolvimento.

Para a implementação da interface utilizou-se uma linguagem de *scripting* – TclTk (*Tool Command Language and Toolkit*) – adequada a características como interconexão de componentes já existentes, desenvolvimento de interface gráfica de utilização, manipulação de *strings*, evolução ao longo do processo de desenvolvimento e extensão para a incorporação de novas características.

### 5.3.2. Características de Implementação

#### Propriedades da Linguagem Tcl/Tk

Tcl (*Tool Command Language*) é uma linguagem de comandos (*scripts*) munida de um interpretador. Tcl provê uma máquina virtual que é portátil entre ambientes Unix, Windows e Macintosh. A máquina virtual provida é extensível, pois uma aplicação pode definir novos comandos Tcl associados a um procedimento C ou C++.

Há muitas extensões Tcl disponíveis. A maioria das extensões inclui uma biblioteca C que provê alguma nova funcionalidade e uma interface Tcl para a biblioteca.

A extensão mais notável é Tk, um *toolkit* apropriado ao desenvolvimento de sistemas GUI (*Graphical User Interface*).

Tk provê um conjunto de comandos Tcl que criam e manipulam *widgets* (janelas em uma interface gráfica que possuem uma aparência e comportamento particulares). *Widgets* incluem botões, barras de rolagem, menus e janelas de texto. Tk também possui um *widget* denominado *canvas* que possibilita a criação de linhas, caixas e bitmaps.

Assim, a utilização desta ferramenta de programação tem se mostrado adequada ao desenvolvimento do sistema em questão, pois esta apresenta recursos para construção de elementos de interfaces (necessários à apresentação das imagens, implementação de ferramentas de edição, definição de marcadores, entre outros).

Outra característica importante encontrada em Tcl/Tk é sua portabilidade. Assim, por esta abordagem, o sistema desenvolvido tem sido executado tanto em plataformas Unix como em MS-Windows 32 bits.

### 5.3.3. Estruturas do Sistema

Esta seção aborda aspectos estruturais do sistema interativo desenvolvido, como as estruturas de dados construídas, as estruturas dos arquivos de imagens e de marcadores e outras decisões de implementação relacionadas à solução encontrada para o problema em questão. A seção 5.3.4 descreve a forma de gerenciamento de eventos desenvolvida para garantir a interatividade necessária ao sistema.

## Estruturas de Dados Utilizadas

As principais estruturas de dados utilizadas no sistema estão relacionadas ao armazenamento das imagens e marcadores em memória.

No sistema as imagens são manipuladas através de vetores de tamanho  $n$ , sendo cada uma das  $n$  imagens do exame armazenada em uma posição do vetor. As estruturas utilizadas para as imagens são as seguintes:

**original** - vetor onde cada posição armazena uma imagem do tipo `mmimage` correspondendo a um corte obtido do exame.

**current** - vetor onde cada posição armazena uma imagem do tipo `mmimage` correspondendo a um corte que sofre alterações no decorrer do processamento.

**segment** - vetor onde cada posição armazena uma imagem contendo os contornos resultantes da segmentação sobrepostos à imagem corrente do corte.

**binary** - vetor onde cada posição armazena uma imagem binária correspondente às regiões segmentadas.

**markers** - vetor onde cada posição armazena uma imagem inicialmente nula onde são desenhados os marcadores adicionados ao corte correspondente.

**segmc** - vetor onde cada posição armazena uma imagem binária contendo o resultado da segmentação do corte correspondente em contornos.

**segmr** - idem a **segmc**, porém a segmentação é feita em regiões.

Os marcadores também são armazenados através de vetores de tamanho  $n$ , sendo cada marcador armazenado em uma posição do vetor e  $n$  o número de marcadores inseridos pelo usuário. As estruturas utilizadas para os marcadores são as seguintes:

**linesimg** - vetor onde cada posição armazena uma lista contendo informações sobre um marcador. O formato da lista é `$nimg $mtype {$coords}`, onde **nimg** é o nº do corte ao qual o marcador pertence, **mtype** é o tipo do marcador (interno ou externo) e **coords** é uma lista que guarda as coordenadas  $x$  e  $y$  do marcador em relação ao corte.

**lineswnd** - idem a **linesimg**, mas a variável **coords** armazena as coordenadas do marcador em relação ao canvas.

**nmarkers** - vetor onde cada posição armazena o número de marcadores do corte correspondente à posição.

## Estruturas dos Arquivos de Imagens

As imagens originais estão em um formato proprietário denominado TIM. Neste formato, as informações são armazenadas através de uma só linha de dados (tipo *row data*) de valores numéricos relativos à intensidade (valor de nível de cinza) de cada pixel. Cada exame possui além do arquivo TIM, um arquivo THD, que fornece informações como o número de fatias e fases do exame, entre outras (figura 5.11). Através destas informações é possível recuperar-se as imagens, através da formatação adequada das intensidades armazenadas no modo *row-data*.

```
title = /ress/albano/alb_heart
type = 1
dim = 3
xdim = 109
ydim = 109
zdim = 108
tdim = 12
xsigma = 0.000000
ysigma = 0.000000
zsigma = 0.000000
tsigma = 0.000000
```

**Figura 5.11. Exemplo de um arquivo THD (formato de um exame).** O cabeçalho do arquivo THD possui a seguinte identificação: *type* é o tipo para armazenamento do valor do pixel (1=integer / 2=float); *dim* é a dimensão da imagem (2D=2 / 3D=3); *xdim*, *ydim*, *zdim* e *tdim* correspondem ao tamanho da imagem nos principais eixos e no tempo.

As imagens segmentadas são binárias. Estas são também armazenadas em formato TIM para que possam ser visualizadas pelo próprio sistema e por outros títulos de *software* que possam ler o formato.

## Estrutura dos Arquivos de Marcadores

Os marcadores são armazenados em arquivos textuais. Cada marcador é armazenado em uma linha do arquivo para que estes possam ser facilmente recuperados.

As informações relativas a cada marcador são as seguintes: o número do corte no qual o marcador foi inserido; o tipo do marcador (interno ou externo) e um vetor de coordenadas do marcador. A figura 5.12 mostra um exemplo de um trecho de arquivo que armazena marcadores.

```

set lineswnd(251) {97 back 74 949 73 949 72 949}
set linesimg(251) {97 back 74 77 73 77 72 77}
set lineswnd(252) {97 back 66 944 67 944 68 944 71 944 76 944 78 944 79 944 80 945}
set linesimg(252) {97 back 66 72 67 72 68 72 71 72 76 72 78 72 79 72 80 73}
set lineswnd(253) {97 endc 82 906}
set linesimg(253) {97 endc 82 34}
set lineswnd(254) {97 back 76 896 77 896 77 897 79 897 80 898 81 899 82 899 84 901 85 902
86 902 87 902 88 903}
set linesimg(254) {97 back 76 24 77 24 77 25 79 25 80 26 81 27 82 27 84 29 85 30 86 30 87
30 88 31}
set lineswnd(255) {86 endc 187 820}
set linesimg(255) {86 endc 78 57}
set lineswnd(256) {86 endc 188 811}
set linesimg(256) {86 endc 79 48}

```

**Figura 5.12 Armazenamento de marcadores em arquivo textual**

Para facilitar a recuperação dos marcadores gravados em um arquivo, cada linha tem um código Tcl do tipo:

```

set lineswnd($i) {$nimg $type $coordwnd}
set linesimg($i) {$nimg $type $coording}

```

Neste trecho de código, *nimg* é o número do corte a que pertence o marcador, *coordwnd* são as coordenadas do marcador em relação ao mosaico de imagens e *coording* são as coordenadas do marcador em relação ao corte.

Desta forma, quando o arquivo é carregado, as variáveis *lineswnd(\$i)* e *linesimg(\$i)* recebem as informações do i-ésimo marcador.

### 5.3.4. Gerenciamento de Eventos

Uma questão muito importante e crítica em sistemas desta natureza é o gerenciamento dos eventos envolvidos na interação. A seguir é realizada uma descrição sucinta do processo de ordenação e tratamento de eventos desenvolvido neste sistema.

Ao acionamento de cada ferramenta, a variável *event* (do tipo string) recebe um valor que designa o evento corrente (como, por exemplo, “*move*” – quando mover-se-á um marcador, ou “*filt*”, quando ativar-se-á o procedimento de filtragem das imagens). Em seguida é chamado o procedimento de gerenciamento de eventos – *setEvent*. Neste procedimento são tratados todos os eventos que envolvem ações do *mouse*.

*Bindings* associam um comando Tcl com uma sequência de eventos do sistema de janelas (como o pressionamento de um botão, um *click* ou movimento de *mouse*, por exemplo). Os códigos %x e %y são substituídos com as coordenadas do evento relativas à tela.

A tabela 5.1 apresenta cada evento tratado pelo procedimento *setEvent* e suas respectivas ações:

Evento	Descrição	Binds Associados	Procedimentos Chamados
mark	Desenho de um marcador.	<code>bind .c &lt;Button-1&gt;</code>	<code>initMarker .c %x %y</code>
		<code>bind .c &lt;B1-Motion&gt;</code>	<code>showMarker .c %x %y"</code>
		<code>bind .c &lt;ButtonRelease-1&gt;</code>	<code>endMarker .c"</code>
		<code>bind .zm.c &lt;Button-1&gt;</code>	<code>initMarker .zm.c %x %y;</code>
		<code>bind .zm.c &lt;B1-Motion&gt;</code>	<code>showMarker .zm.c %x %y</code>
		<code>bind .zm.c &lt;ButtonRelease-1&gt;</code>	<code>endMarker .zm.c</code>
adjt	Ajuste manual.	<code>bind .zm.c &lt;Button-1&gt;</code>	<code>initAdj %x %y;</code>
		<code>bind .zm.c &lt;B1-Motion&gt;</code>	<code>showAdj %x %y</code>
		<code>bind .zm.c &lt;ButtonRelease-1&gt;</code>	<code>endAdj</code>
move	Movimentação de um marcador.	<code>bind .c &lt;Button-1&gt;</code>	<code>initMove %x %y;</code>
		<code>bind .c &lt;B1-Motion&gt;</code>	<code>showMove %x %y</code>
		<code>bind .c &lt;ButtonRelease-1&gt;</code>	<code>endMove %x %y</code>
copy	Cópia de um marcador.	<code>bind .c &lt;Button-1&gt;</code>	<code>copyMarker %x %y;</code>
cutt	Eliminação de um marcador.	<code>bind .c &lt;Button-1&gt;</code>	<code>delMarker %x %y .c;</code>
		<code>bind .zm.c &lt;Button-1&gt;</code>	<code>delMarker %x %y .zm.c;</code>
dele	Eliminação de todos os marcadores de um corte.	<code>bind .c &lt;Button-1&gt;</code>	<code>delImgmarkers %x %y .c;</code>
		<code>bind .zm.c &lt;Button-1&gt;</code>	<code>delImgmarkers %x %y .zm.c;</code>
past	Colagem de um marcador.	<code>bind .c &lt;Button-1&gt;</code>	<code>pasteMarker %x %y;</code>
zoom	Ativação do zoom.	<code>bind .c &lt;Button-1&gt;</code>	<code>zoomFrames %x %y;</code>

Tabela 5.1. Eventos e ações executadas.

## 5.4. Gravação de Parâmetros Durante a Interação

Um recurso adicional inserido no sistema é a possibilidade de gravação de dados a respeito da interação. Este recurso foi provido com o objetivo de possibilitar que através dos testes de

utilização do sistema (descritos no capítulo 6) sejam também obtidos dados sobre a interação, proporcionando uma melhor avaliação do sistema. Os dados são gravados em um arquivo de texto, como apresentado na figura 5.13.

```
Nome: Jane M. Rondina
Setor/Unidade: DCA/FEEC
Cargo/Função: estudante
Observações: segmentacao realizada para testes
Arquivo de exame: C://TEMP/jane/sistema/usuario/exames/vice_heart.tim
Dimensões: 12 fases e 7 fatias
Data da segmentação: Mon Jul 17 07:39:48 E. South America Daylight Time 2000
Tempo de segmentação: 0 hrs 20 min e 13 seg
Número total de marcadores: 383
Número de clicks de mouse: 523
Filtragem: nenhuma
Suavização: nenhuma
Cortes onde foram utilizados ajustes: 12 14 22 47 48 51
Número de marcadores apagados: 9
Número de marcadores copiados: 1
Número de marcadores colados: 1
Número de marcadores movidos: 15
Eliminação de todos os marcadores de um corte: 0 vezes
```

**Figura 5.13. Arquivo de Dados sobre a Interação**

Algumas informações são inseridas pelo operador (como o nome, cargo e setor em que trabalha e a função que desempenha). Estas informações são preenchidas pelo operador através de um formulário que é apresentado a cada vez que um exame é aberto.

Outros dados são obtidos automaticamente durante a utilização do sistema, como a data da segmentação, o tempo de interação gasto, o número total de marcadores, o número de marcadores por fase, o número de vezes que cada ferramenta é utilizada e em quais fatias foram realizados ajustes. Através da gravação de alguns parâmetros durante a interação foi possível observar-se quais recursos de edição têm tido maior utilização.

O tempo de segmentação é cronometrado a partir do momento que o operador preenche e confirma as informações no formulário de entrada até o momento em que salva os marcadores. O tempo de segmentação é assim considerado como o tempo gasto pelo operador na interação com o sistema para segmentar um exame completo. Este é um dado bastante importante na avaliação do sistema bem como na comparação com a segmentação manual.

## Capítulo 6. Resultados de Testes

---

Neste capítulo são discutidos aspectos relacionados à realização de testes para a análise de resultados obtidos através do sistema de segmentação proposto. A organização do capítulo é descrita a seguir.

A seção 6.1. introduz o assunto, discutindo aspectos gerais relacionados à realização dos testes, como sua importância e propósito, formas de avaliação dos resultados obtidos e dificuldades encontradas, mencionando-se alguns fatores que influenciam significativamente o processo de segmentação.

Na seção 6.2. são apresentados resultados quantitativos obtidos através da realização de testes. Esta seção é subdividida em 6 tópicos, cada qual abordando uma determinada forma de teste comparativo, que enfoca um aspecto em particular a ser analisado.

A seção 6.3. é destinada a uma análise dos resultados apresentados na seção 6.2. São feitas discussões a respeito de aspectos gerais a partir dos resultados obtidos e, em alguns casos, são discutidas algumas situações e aspectos particulares que afetam a segmentação.

### 6.1. Considerações Gerais sobre a Realização de Testes

A realização de testes de segmentação é bastante importante para a análise do sistema proposto, pois através destes pode-se avaliar aspectos relacionados a sua funcionalidade, bem como suas limitações e a adequação dos métodos utilizados ao problema que se tem em mãos. Assim, para efeito de análise da qualidade dos resultados da segmentação obtidos através do sistema desenvolvido e conseqüente validação deste foram realizadas algumas séries sistemáticas de testes.

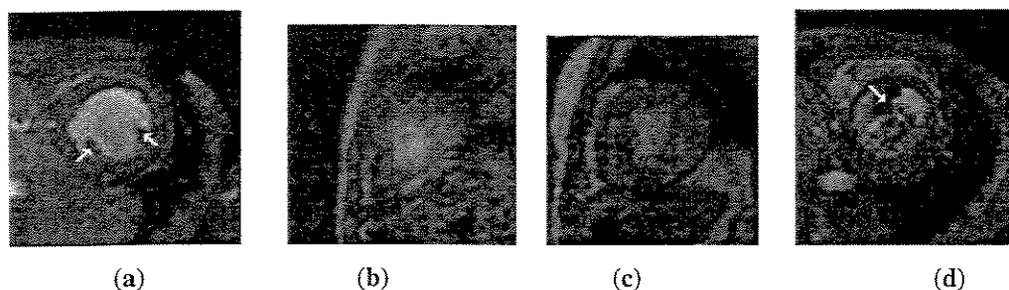
Na literatura consultada, os resultados de métodos de segmentação propostos são avaliados de duas formas: através da análise qualitativa e quantitativa. Na análise qualitativa os resultados são avaliados apenas visualmente por uma pessoa que tenha um bom nível de conhecimento a respeito da anatomia da região que está sendo segmentada. Desta forma é necessário que a segmentação seja realizada por um especialista, ou, ao menos analisada por este, através do julgamento de sua

validade. Na análise quantitativa são considerados parâmetros numéricos de comparação. Desta forma, a segmentação obtida pelo método proposto é comparada com resultados provenientes da segmentação por outros métodos, através de valores numéricos extraídos das imagens segmentadas.

Neste trabalho concentrou-se apenas na avaliação quantitativa. Esta escolha deveu-se ao fato de dispor-se de um conjunto de exames anteriormente já segmentados de forma manual. Estes exames são utilizados em grande parte dos testes comparativos realizados. Outro fator que motivou a escolha foi a importância de resultados quantitativos (como a fração de ejeção, por exemplo) no processo de análises clínicas. Assim, através dos testes visa-se verificar de forma quantificada o quão confiáveis são os resultados.

Ainda, um fator também determinante foi a dificuldade em realizar-se o processo de segmentação em grande escala com o acompanhamento de especialistas, de forma a possibilitar uma análise qualitativa consistente. Dentro deste assunto, é importante mencionar que esta dificuldade está associada em grande parte a um dos resultados observados. Inicialmente, acreditava-se que seria possível realizar a segmentação em um tempo médio da ordem de poucos minutos. Porém, devido a certos aspectos inerentes às imagens, resultou-se em um processo bastante interativo (da ordem de 20 a 30 minutos, em média), dependendo assim de uma maior ação do operador do que a que se esperava inicialmente. Algumas das características das imagens que têm dificultado a segmentação são a presença de músculos papilares, ruídos, interferências de aquisição e, em alguns casos, principalmente a um baixo contraste entre as estruturas.

Para que a segmentação de um exame pudesse ser realizada em um tempo mais curto seria necessário que demandasse apenas da inserção de um marcador externo e um interno na maioria dos cortes. No entanto, para a obtenção de resultados satisfatórios torna-se normalmente necessário a inserção de marcadores adicionais em grande parte dos cortes. A seguir são apresentadas imagens que são exemplos de cortes que ilustram as dificuldades citadas. Em seguida são sucessivamente inseridos marcadores buscando-se obter resultados satisfatórios. Desta forma visa-se ilustrar através destes exemplos algumas das dificuldades do processo como um todo.



**Figura 6.1.** Imagens de diferentes dimensões que ilustram algumas dificuldades de segmentação em cortes provenientes de diferentes exames. (a) Presença de músculos papilares (apontados por uma seta clara) (b) Baixo contraste entre estruturas (c) Presença de ruídos (d) Presença de interferência de aquisição (apontada por uma seta clara).

Na figura 6.1 são apresentados exemplos de cortes de diferentes exames. Cada corte ilustra uma das principais dificuldades verificadas na segmentação dos exames considerados. Assim, são ilustradas através das figuras 6.1(a) – (d), respectivamente a presença de músculos papilares, deficiência de contraste entre as estruturas imageadas, presença de ruídos e de interferências de aquisição. Pode-se observar a presença de ruídos em todas as imagens apresentadas, em maior ou menor grau. No entanto, utilizou-se a imagem 6.1(c) que ilustra de forma intensa esta dificuldade.

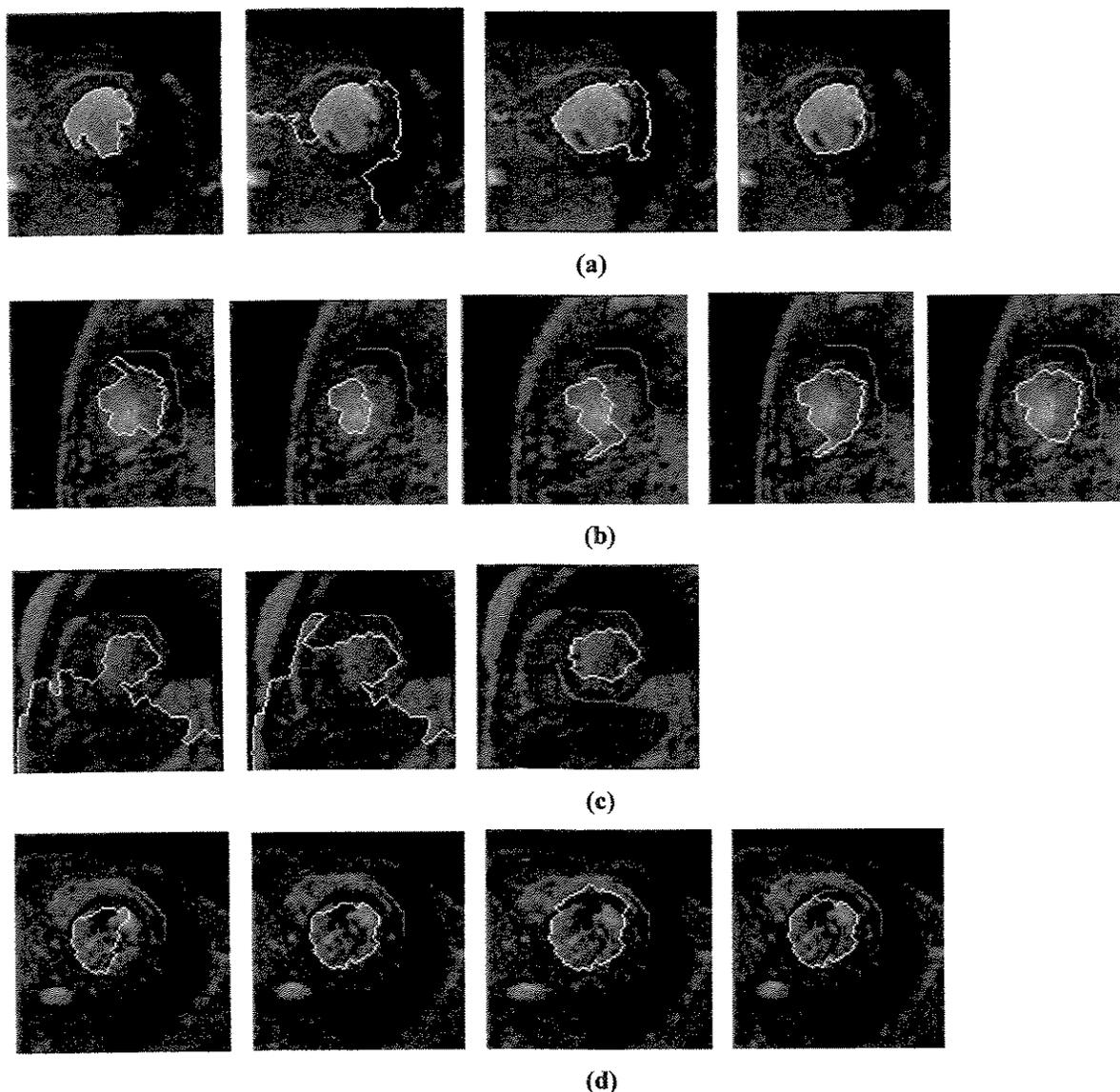
A figura 6.2. apresenta a segmentação dos cortes apresentados na figura 6.1. Cada linha representa a segmentação de um dos cortes. Cada segmentação é iniciada pela inserção de dois marcadores: um interno (representado nas figuras por uma linha vermelha) e um externo (representado por uma linha azul).

Nas imagens da figura 6.2(a) após a inserção dos marcadores iniciais são inseridos mais dois marcadores para a detecção dos dois músculos papilares, o que faz com que o contorno divirja muito. Em seguida é inserido mais um marcador externo fazendo com que o resultado desejado seja obtido.

Na figura 6.2(b) o resultado obtido com os dois marcadores iniciais é um contorno fechado contendo protuberâncias que não correspondem à segmentação correta da região. São então inseridos mais dois marcadores internos e dois marcadores externos adicionais.

Na figura 6.2(c) foi necessária a adição de um contorno externo e um interno adicionais para que se obtivesse um contorno convergente.

Na figura 6.2(d) foram inseridos mais dois marcadores internos e um externo para que se incluísse na estrutura as manchas escuras decorrentes de problemas na aquisição, pois na verdade as regiões correspondentes a elas fazem parte da cavidade endocardial.



**Figura 6.2.** Inserção sucessiva de marcadores nos cortes apresentados na figura 6.1. Na primeira figura de cada corte é ilustrada a inserção de um marcador interno e um externo. Em seguida são inseridos marcadores adicionais em um número necessário. Na figura (a) são inseridos 2 marcadores para incluir os músculos papilares e marcadores externos para obter o contorno desejado. Na figura (b) são inseridos 2 marcadores internos e 2 marcadores externos adicionais para contornar o problema do contraste difuso. Na figura (c) são inseridos 1 marcador interno e 1 externo adicionais para impedir que os ruídos desviem o resultado da segmentação. Na figura (d) são inseridos 2 marcadores internos e 1 externo adicionais para incluir as manchas escuras referentes a defeitos de aquisição cuja região deveria fazer parte da estrutura segmentada.

Os resultados da segmentação foram analisados de várias formas, que são descritas na próxima seção. Em geral as comparações realizadas baseiam-se no cálculo de um erro, um valor numérico que assinala a diferença entre os resultados obtidos através de diferentes segmentações de

um mesmo corte. São então abordadas as formas de avaliação dos resultados obtidos baseando-se nesta medida de erro.

## 6.2. Resultados Quantitativos

Nesta seção são descritos resultados quantitativos obtidos através da realização de testes sistemáticos. Estes são apresentados nas sub-seções que se seguem através de tabelas e gráficos.

Como citado anteriormente, tem-se à disposição para a realização de testes de segmentação um conjunto formado por 10 exames provenientes da modalidade de Ressonância Magnética. Estes foram segmentados consecutivas vezes através da utilização do sistema desenvolvido.

Possui-se também o mesmo conjunto de exames já segmentado manualmente, material proveniente de uma pesquisa realizada anteriormente no InCor. O processo de segmentação foi realizado através de desenho de contornos da região do endocárdio. É importante lembrar que o conjunto de exames utilizados foi obtido a partir de pacientes portadores de patologias cardíacas.

O fato das imagens serem provenientes de pacientes com anomalias cardíacas é também um fator que dificulta a segmentação, pois em muitas situações não é possível basear-se na forma de uma região segmentada em uma determinada fase para a obtenção do contorno na fase seguinte.

A segmentação manual foi utilizada neste trabalho como uma referência (*gold standard*) para comparação e análise dos resultados quantitativos. Não há garantia da exatidão da segmentação manual e esta apresenta um nível de repetibilidade relativamente baixo, pois depende exclusivamente da ação do operador, podendo assim haver significativas variações intra-operador e inter-operadores. Contudo, a segmentação manual é ainda hoje a abordagem mais utilizada em imagens médicas. E ainda, como não há um padrão perfeitamente confiável para a comparação de resultados em propostas de novos métodos, a segmentação manual pode ser considerada uma referência importante, pois nela está geralmente embutido o conhecimento de um especialista.

Para a realização de comparações quantitativas cada exame foi segmentado 3 vezes por um mesmo operador utilizando o sistema proposto. Ainda, o sistema foi também utilizado para a segmentação de um mesmo exame por 4 diferentes operadores, visando analisar-se a variação inter-operadores. Para isso foi utilizado apenas um exame, que foi escolhido por apresentar o menor tempo de interação no processo de segmentação. Alguns exames são mais complexos e demandam

um tempo de segmentação muito alto (em alguns exames chegando a mais de 30 minutos), o que justifica a realização da análise inter-operadores com apenas um exame.

A partir dos resultados obtidos foram realizadas diferentes comparações que são apresentadas nas subseções a seguir. Das subseções 6.2.1 a 6.2.4 são utilizadas as segmentações realizadas nos 10 exames. Nas subseções 6.2.5 e 6.2.6 é utilizado apenas um exame.

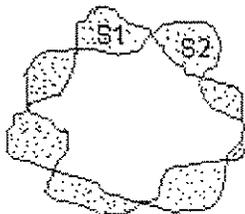
Entre os testes realizados estão as análises da variação intra-operador e inter-operadores, a comparação com a segmentação manual através do cálculo de erro acumulado e da variação volumétrica. Outros aspectos comparativos utilizados são os resultados da fração de ejeção (cujo conceito é apresentado na seção 3.3.3 e o significado físico é apresentado na seção 6.2.3) e a comparação da segmentação considerando ou não os músculos papilares.

### Medida de Erro

As comparações realizadas nas subseções a seguir são baseadas em uma medida de erro verificado em cada corte de um exame. Para a verificação do erro total é utilizada uma medida denominada Erro Acumulado, descrita a seguir.

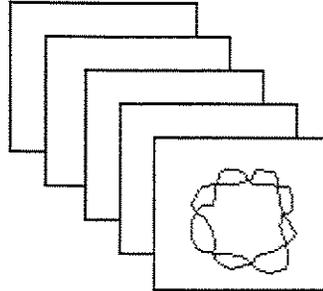
Para o cálculo do erro em um determinado corte são comparadas duas imagens binárias que correspondem a duas diferentes segmentações  $S1$  e  $S2$  do mesmo. O erro relativo ao corte refere-se à discrepância em número de pixels entre as regiões contidas nas duas imagens binárias comparadas.

A figura 6.3 representa esta comparação, onde as segmentações simbólicas  $S1$  e  $S2$  são sobrepostas. O número de pixels que não pertence à interseção entre as duas regiões é apresentado na figura como a região pontilhada e equivale à discrepância entre as duas segmentações  $S1$  e  $S2$  referentes ao mesmo corte. Esse valor é considerado o erro referente ao corte na comparação das segmentações  $S1$  e  $S2$  do mesmo.



**Figura 6.3. Erro entre duas segmentações de um mesmo corte (pixels discrepantes)**

Como mencionado anteriormente, pela modalidade de imageamento considerada, os exames são constituídos por fatias (no espaço) e fases (no tempo). Uma imagem em uma determinada fatia e fase é aqui genericamente denominada um corte.



**Figura 6.4. Somatória do erro de todas as fases de uma mesma fatia**

Assim, para cada fase, o erro acumulado é determinado pela soma dos erros em cada fatia relativa à fase considerada, como é ilustrado pela figura 6.4.

Desta forma, o erro resultante da comparação entre as duas segmentações  $S_1$  e  $S_2$  de um mesmo exame é constituído por um vetor de tamanho  $n$  de valores numéricos, onde  $n$  é o número de fases do exame. Nas subseções que se seguem, o erro entre duas segmentações  $S_1$  e  $S_2$  é apresentado por meio de tabelas, onde cada coluna é referente a uma das fases do exame considerado.

### Erro Acumulado Normalizado

Para a análise dos valores de erro obtidos nas comparações é importante verificar-se a porcentagem do erro em relação ao volume total. Desta forma, o cálculo do erro acumulado relativo em uma fase  $n$  ( $EAN_n$ ) é dado pela equação 6.1, onde  $m$  é o número de fatias do exame e  $S_1(i, n)$  e  $S_2(i, n)$  são, respectivamente, as segmentações  $S_1$  e  $S_2$  na fatia  $i$  e fase  $n$ .

$$EAN_n = \frac{\sum_{i=1}^m |S_1(i, n) - S_2(i, n)|}{\sum_{i=1}^m S_1(i, n) + \sum_{i=1}^m S_2(i, n)}$$

Equação 6.1

A área (em número de pixels) considerada no denominador da equação 6.1. corresponde à união das áreas relativas às duas segmentações consideradas ( $S1$  e  $S2$ ).

O erro acumulado relativo é utilizado nas comparações descritas nas sub-seções que se seguem. O emprego da equação 6.1 foi baseado em uma análise semelhante realizada em [FAX97].

### **6.2.1. Comparação da Segmentação pelo Sistema Proposto com a Segmentação Manual**

Nesta sub-seção são apresentados resultados da comparação da segmentação pelo método proposto com a segmentação manual. Esta comparação foi realizada com o conjunto de 10 exames de *cine MR* que foram segmentados manualmente em um estudo anterior, como citado no início desta seção. Este mesmo conjunto foi segmentado utilizando o sistema proposto, sendo cada exame segmentado três vezes por um mesmo operador. Esta comparação foi realizada através do cálculo do erro entre as segmentações pelo sistema e a segmentação manual através da equação 6.1.

A seguir, as figuras 6.5 a 6.14 apresentam os resultados desta comparação, sendo cada figura referente a um dos exames considerados. Cada figura é composta por uma tabela e um gráfico.

Cada tabela é composta por 3 linhas, sendo cada linha referente à comparação da segmentação manual com uma das segmentações realizadas pelo método proposto. As segmentações são referidas por  $S1$ ,  $S2$  e  $S3$  e a segmentação manual é referida por  $S_m$ . Assim tem-se as comparações ( $S1,S_m$ ), ( $S2,S_m$ ) e ( $S3,S_m$ ), cada uma disposta em uma linha de uma tabela. As colunas das tabelas são referentes às fases do ciclo cardíaco. A maioria dos exames contém 12 fases, sendo apenas o exame nº 4 constituído por 16 fases. A última coluna de cada tabela mostra para cada segmentação a média entre os erros obtidos em cada fase. Abaixo das tabelas são mostrados a média total e o desvio padrão entre as três segmentações consideradas.

Os valores mostrados nas tabelas são ilustrados através de gráficos de barras. São utilizadas três cores para ilustrar a comparação da segmentação manual com cada uma das segmentações  $S1$ ,  $S2$  e  $S3$  em todas as fases do ciclo cardíaco. A escala dos gráficos está entre 0 e 0.25, pois todos os valores de erros estão dentro desta faixa.

Testes	Fase1	Fase2	Fase3	Fase4	Fase5	Fase6	Fase7	Fase8	Fase9	Fase10	Fase11	Fase12	Média
S1,Sm	0,13	0,12	0,12	0,13	0,13	0,14	0,14	0,14	0,14	0,13	0,13	0,14	0,13
S2,Sm	0,12	0,12	0,12	0,14	0,15	0,15	0,15	0,15	0,15	0,14	0,14	0,14	0,14
S3,Sm	0,10	0,09	0,10	0,10	0,11	0,12	0,12	0,12	0,12	0,12	0,12	0,12	0,11

Média Total: 0,13  
Desvio Padrão: 0,0158

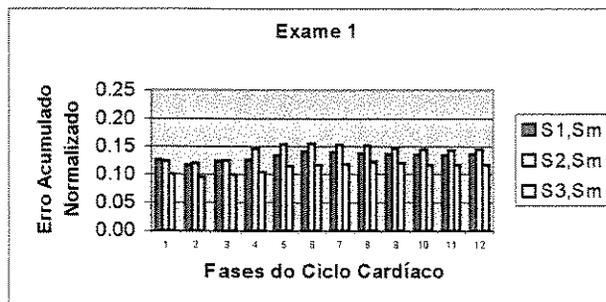


Figura 6.5. Comparação com a Segmentação Manual – Exame 1

Testes	Fase1	Fase2	Fase3	Fase4	Fase5	Fase6	Fase7	Fase8	Fase9	Fase10	Fase11	Fase12	Média
S1,Sm	0,14	0,16	0,18	0,20	0,21	0,21	0,20	0,20	0,19	0,19	0,18	0,18	0,13
S2,Sm	0,15	0,19	0,19	0,21	0,22	0,22	0,21	0,21	0,21	0,21	0,20	0,20	0,14
S3,Sm	0,17	0,18	0,19	0,21	0,22	0,21	0,21	0,21	0,20	0,20	0,19	0,19	0,11

Média Total: 0,20  
Desvio Padrão: 0,0187

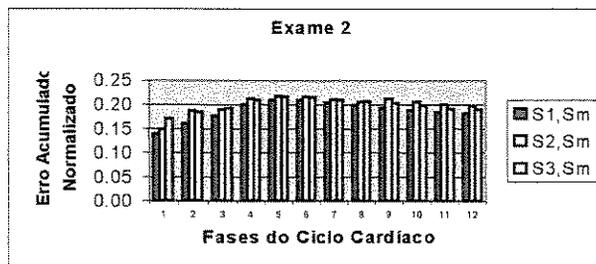


Figura 6.6. Comparação com a Segmentação Manual – Exame 2

Testes	Fase1	Fase2	Fase3	Fase4	Fase5	Fase6	Fase7	Fase8	Fase9	Fase10	Fase11	Fase12	Média
S1,Sm	0,14	0,16	0,16	0,18	0,18	0,17	0,17	0,18	0,18	0,19	0,19	0,20	0,19
S2,Sm	0,14	0,17	0,18	0,20	0,19	0,19	0,20	0,20	0,21	0,21	0,22	0,22	0,20
S3,Sm	0,13	0,16	0,16	0,18	0,17	0,17	0,17	0,17	0,18	0,18	0,19	0,19	0,20

Média Total: 0,18  
Desvio Padrão: 0,0207

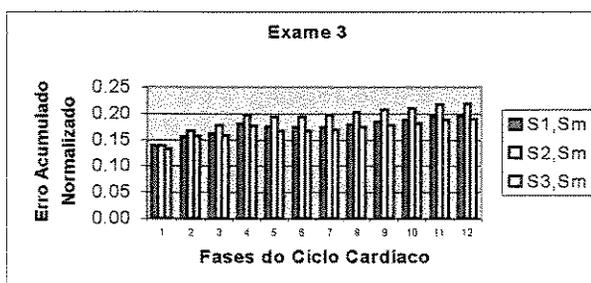


Figura 6.7. Comparação com a Segmentação Manual – Exame 3

Testes	Fase1	Fase2	Fase3	Fase4	Fase5	Fase6	Fase7	Fase8	Fase9	Fase10	Fase11	Fase12	Fase13	Fase14	Fase15	Fase16	Média
S1,Sm	0,09	0,09	0,08	0,08	0,08	0,08	0,08	0,08	0,09	0,09	0,09	0,09	0,09	0,09	0,09	0,09	0,09
S2,Sm	0,11	0,11	0,09	0,09	0,08	0,08	0,08	0,08	0,08	0,09	0,09	0,09	0,09	0,09	0,09	0,09	0,09
S3,Sm	0,09	0,09	0,08	0,08	0,07	0,08	0,08	0,08	0,08	0,08	0,08	0,08	0,08	0,08	0,08	0,08	0,08

Média Total: 0,08  
Desvio Padrão: 0,0082

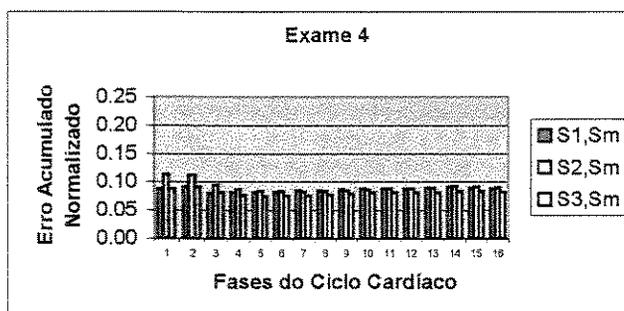


Figura 6.8. Comparação com a Segmentação Manual – Exame 4

Testes	Fase1	Fase2	Fase3	Fase4	Fase5	Fase6	Fase7	Fase8	Fase9	Fase10	Fase11	Fase12	Média
S1,Sm	0,12	0,12	0,12	0,12	0,13	0,13	0,14	0,14	0,14	0,14	0,14	0,14	0,13
S2,Sm	0,10	0,12	0,11	0,12	0,13	0,13	0,14	0,14	0,14	0,14	0,14	0,14	0,13
S3,Sm	0,11	0,12	0,12	0,13	0,13	0,14	0,14	0,14	0,14	0,14	0,13	0,13	0,13

Média Total: 0,13  
Desvio Padrão: 0,0109

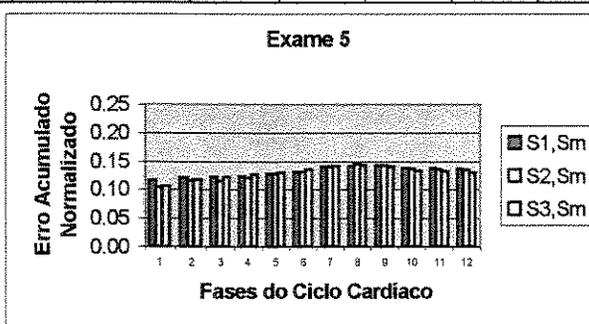


Figura 6.9. Comparação com a Segmentação Manual – Exame 5

Testes	Fase1	Fase2	Fase3	Fase4	Fase5	Fase6	Fase7	Fase8	Fase9	Fase10	Fase11	Fase12	Média
S1,Sm	0,12	0,14	0,13	0,13	0,13	0,14	0,14	0,15	0,15	0,17	0,16	0,15	0,14
S2,Sm	0,12	0,14	0,13	0,13	0,13	0,14	0,14	0,15	0,16	0,16	0,16	0,15	0,14
S3,Sm	0,12	0,12	0,11	0,11	0,11	0,12	0,12	0,13	0,14	0,15	0,14	0,14	0,13

Média Total: 0,14  
Desvio Padrão: 0,0151

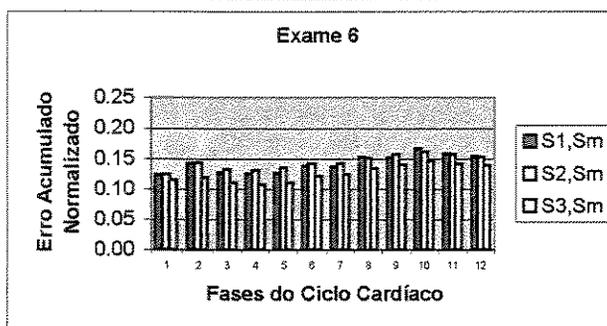


Figura 6.10. Comparação com a Segmentação Manual – Exame 6

Testes	Fase1	Fase2	Fase3	Fase4	Fase5	Fase6	Fase7	Fase8	Fase9	Fase10	Fase11	Fase12	Média
S1,Sm	0,12	0,17	0,18	0,17	0,15	0,14	0,14	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13	0,14
S2,Sm	0,11	0,10	0,10	0,10	0,11	0,11	0,11	0,11	0,11	0,12	0,12	0,12	0,11
S3,Sm	0,11	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,11	0,11	0,11	0,11	0,11	0,10

Média Total: 0,12  
Desvio Padrão: 0,0216

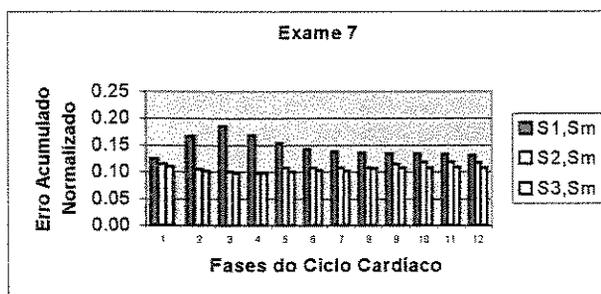


Figura 6.11. Comparação com a Segmentação Manual – Exame 7

Testes	Fase1	Fase2	Fase3	Fase4	Fase5	Fase6	Fase7	Fase8	Fase9	Fase10	Fase11	Fase12	Média
S1,Sm	0,15	0,19	0,17	0,16	0,14	0,14	0,14	0,14	0,15	0,15	0,15	0,16	0,15
S2,Sm	0,14	0,15	0,15	0,15	0,14	0,14	0,14	0,14	0,15	0,15	0,16	0,16	0,15
S3,Sm	0,13	0,15	0,14	0,14	0,13	0,13	0,13	0,13	0,14	0,14	0,15	0,15	0,14

Média Total: 0,15  
Desvio Padrão: 0,0111

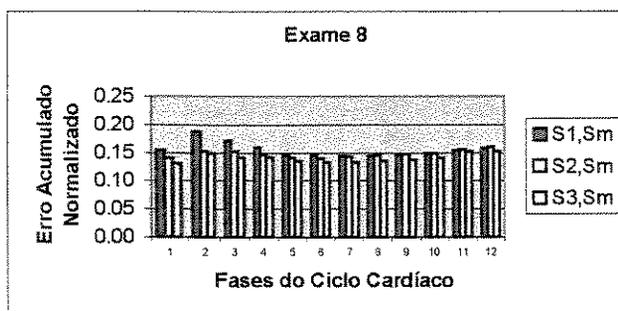


Figura 6.12. Comparação com a Segmentação Manual – Exame 8

Testes	Fase1	Fase2	Fase3	Fase4	Fase5	Fase6	Fase7	Fase8	Fase9	Fase10	Fase11	Fase12	Média
S1,Sm	0,14	0,14	0,14	0,14	0,14	0,14	0,14	0,14	0,15	0,15	0,15	0,15	0,14
S2,Sm	0,18	0,15	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13	0,14
S3,Sm	0,14	0,12	0,12	0,12	0,12	0,12	0,12	0,12	0,12	0,13	0,13	0,13	0,13

Média Total: 0,13  
Desvio Padrão: 0,0119

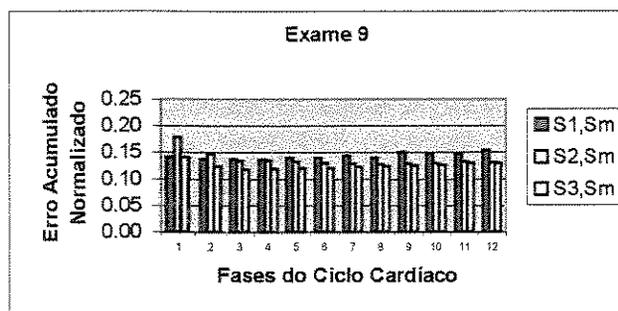


Figura 6.13. Comparação com a Segmentação Manual – Exame 9

Testes	Fase1	Fase2	Fase3	Fase4	Fase5	Fase6	Fase7	Fase8	Fase9	Fase10	Fase11	Fase12	Média
S1,Sm	0,12	0,14	0,14	0,15	0,16	0,16	0,16	0,17	0,17	0,16	0,16	0,16	0,15
S2,Sm	0,13	0,14	0,15	0,16	0,17	0,18	0,18	0,18	0,17	0,17	0,16	0,16	0,16
S3,Sm	0,11	0,13	0,13	0,14	0,15	0,16	0,16	0,17	0,16	0,16	0,16	0,16	0,15

Média Total: 0,16  
Desvio Padrão: 0,0171

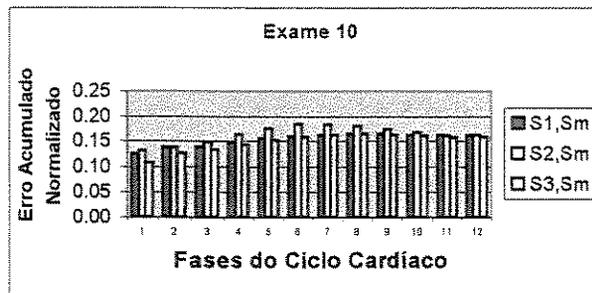


Figura 6.14. Comparação com a Segmentação Manual – Exame 10

### 6.2.2. Variação Volumétrica

Uma das formas de analisar-se a eficácia do sistema de segmentação desenvolvido é através da comparação dos gráficos de variação do volume endocardial ao longo do tempo. Desta forma pode-se analisar qual é a influência dos erros de segmentação sobre o resultado final, que é o volume da câmara cardíaca esquerda. Esta é uma forma de avaliação frequentemente encontrada na literatura.

Nesta comparação foi utilizado o mesmo conjunto de dez exames considerando-se as segmentações S1, S2 e S3 de cada exame.

Nas tabelas é apresentado o erro relativo, que corresponde à diferença de número de pixels entre as duas segmentações comparadas – a segmentação pelo sistema e a segmentação manual. O erro está sinalizado como negativo (quando o volume total de segmentação pelo método proposto é menor que o volume resultante da segmentação manual) e positivo, quando ocorre o contrário.

$$EVn = \frac{\sum_{i=1}^m Ss(i, n) - \sum_{i=1}^m Sm(i, n)}{\sum_{i=1}^m Sm(i, n)} \quad (\text{Equação 6.2})$$

O erro relativo utilizado nesta seção é obtido através da equação 6.2. Através desta é calculado o erro volumétrico relativo a cada fase  $n$  –  $Ev_n$  – a partir da segmentação realizada através do sistema em cada fatia  $i$  e fase  $n$  –  $S_s(i,n)$  – e da segmentação manual em cada fatia  $i$  e fase  $n$  –  $S_m(i,n)$ .

Os gráficos não correspondem aos valores das tabelas. Ao invés disso mostram a variação do volume total em cada fase do ciclo cardíaco. A escala dos gráficos não foi normalizada, pois há uma grande diferença entre os exames quanto ao volume máximo; sendo assim, os exames de menores volumes ficariam prejudicados na apresentação da variação de volume, caso os dados fossem normalizados.

Este tipo de medida é interessante para observar-se a influência do erro no resultado final. Os gráficos da variação de volume fornecem uma boa comparação visual dos resultados. Pode-se observar também que a maioria das curvas não apresenta semelhança direta a uma cossenóide, como ocorreria em um ventrículo com funcionamento normal. Isso acontece porque o conjunto de exames utilizado foi obtido de pacientes portadores de patologias cardíacas.

As figuras 6.15 a 6.24 a seguir mostram as tabelas e gráficos que ilustram a variação volumétrica.

Testes	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Média
S1,S <sub>m</sub>	-0,16	+0,08	+0,12	+0,07	-0,18	-0,20	+0,06	+0,07	-0,07	-0,06	+0,11	+0,18	0.00
S2,S <sub>m</sub>	-0,13	+0,03	+0,12	+0,31	+0,06	+0,09	+0,09	+0,08	+0,01	+0,01	+0,04	+0,09	0.07
S3,S <sub>m</sub>	-0,04	+0,01	+0,09	+0,02	-0,25	-0,17	+0,06	+0,06	-0,12	-0,03	+0,06	+0,02	-0.02

Média Total: 0,01

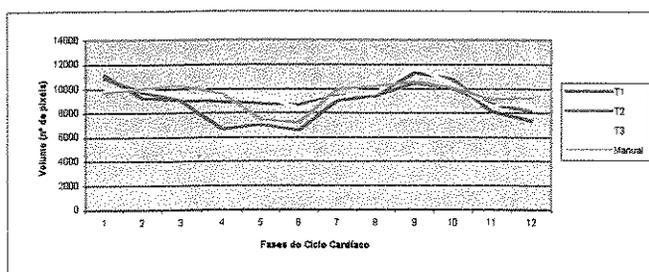


Figura 6.15. Variação Volumétrica – Exame 1

Testes	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Média
S1,Sm	+0,14	+0,27	+0,07	+0,44	+0,41	+0,12	+0,16	+0,08	-0,06	-0,01	+0,09	+0,14	0,15
S2,Sm	+0,16	+0,20	+0,22	+0,38	+0,32	-0,01	+0,11	+0,09	-0,26	-0,04	+0,12	+0,16	0,12
S3,Sm	+0,22	+0,30	+0,28	+0,35	+0,19	+0,01	+0,04	-0,06	-0,09	-0,10	+0,12	+0,19	0,12

Média Total: 0,13

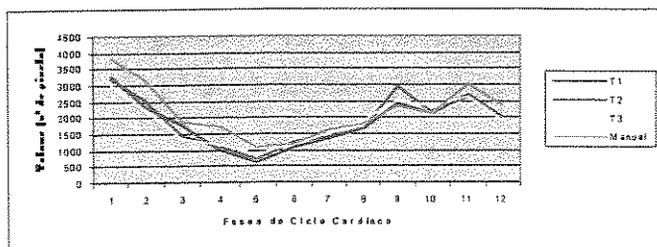


Figura 6.16. Variação Volumétrica – Exame 2

Testes	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Média
S1,Sm	0,00	0,19	0,13	0,32	-0,12	0,17	0,19	0,27	0,34	0,31	0,32	0,11	0,18
S2,Sm	0,06	0,16	0,18	0,27	0,12	0,21	0,33	0,21	0,36	0,25	0,40	0,19	0,23
S3,Sm	-0,03	0,03	0,12	0,30	0,02	0,16	0,23	0,19	0,30	0,26	0,27	0,12	0,17

Média Total: 0,19

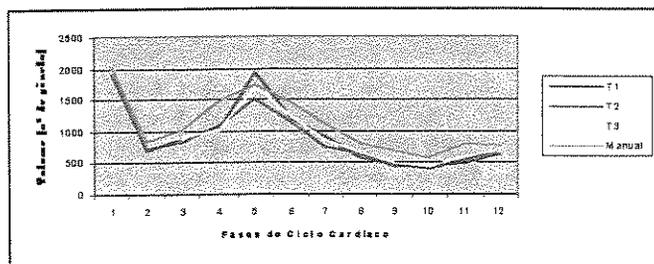


Figura 6.17. Variação Volumétrica – Exame 3

Testes	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Fase 13	Fase 14	Fase 15	Fase 16	Média
S1,Sm	-0,06	0,08	-0,03	0,08	0,06	0,11	0,10	0,10	0,13	0,12	0,02	0,06	0,02	0,03	+0,07	-0,02	0,08
S2,Sm	-0,12	-0,01	-0,05	0,00	0,01	0,08	0,03	0,03	0,05	0,04	-0,01	0,05	-0,01	-0,03	+0,06	-0,02	0,02
S3,Sm	-0,03	0,10	-0,05	0,01	0,02	0,09	0,05	0,07	0,11	0,12	0,00	0,02	0,00	0,06	+0,07	-0,02	0,05

Média Total: 0,05

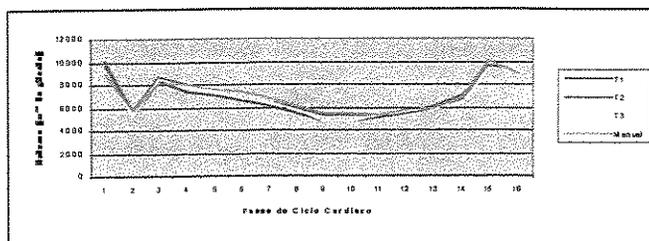


Figura 6.18. Variação Volumétrica – Exame 4

Testes	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Média
S1,Sm	-0,15	0,12	0,13	0,06	0,18	0,14	-0,03	-0,03	-0,06	0,09	0,06	-0,02	0,04
S2,Sm	0,04	0,12	0,09	0,09	0,20	0,16	0,18	0,04	0,04	0,06	0,05	0,03	0,09
S3,Sm	-0,08	0,15	0,04	0,05	0,18	0,09	0,11	-0,05	0,08	0,04	0,09	0,02	0,06

Média Total: 0,06

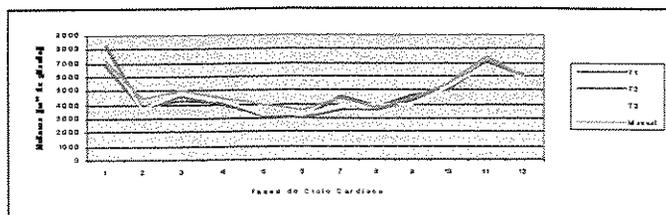


Figura 6.19. Variação Volumétrica – Exame 5

Testes	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Média
S1,Sm	0,02	-0,06	-0,01	0,13	-0,03	-0,31	-0,04	-0,21	0,18	-0,16	0,03	0,00	-0,04
S2,Sm	-0,02	-0,18	-0,05	0,03	-0,04	-0,21	0,01	-0,04	0,01	-0,06	-0,07	-0,02	-0,05
S3,Sm	0,08	0,00	-0,02	0,07	0,01	-0,22	-0,05	-0,07	0,13	-0,11	0,02	-0,04	-0,02

Média Total: -0,04

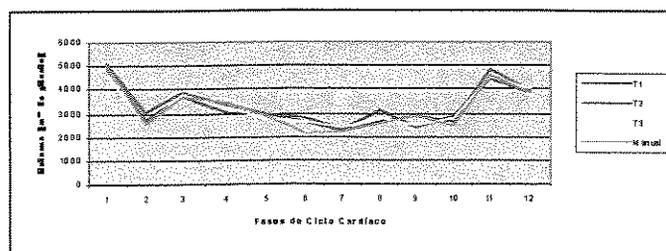


Figura 6.20. Variação Volumétrica – Exame 6

Testes	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Média
S1,Sm	-0,12	0,31	0,32	0,16	-0,03	-0,05	-0,05	-0,04	0,09	0,14	0,14	0,05	0,08
S2,Sm	-0,17	0,11	0,10	0,09	-0,13	-0,13	-0,09	-0,04	-0,20	-0,11	0,12	0,03	-0,04
S3,Sm	-0,15	0,10	0,11	0,10	-0,09	-0,16	-0,09	-0,14	0,00	0,05	0,09	0,01	-0,02

Média Total: 0,01

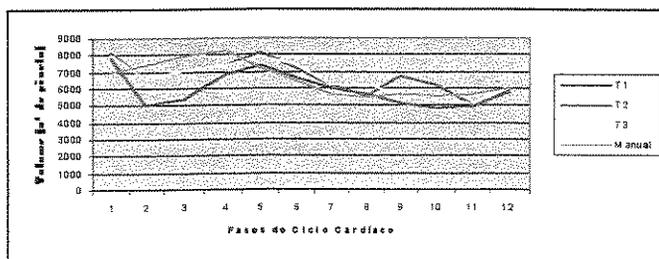


Figura 6.21. Variação Volumétrica – Exame 7

Testes	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Média
S1,Sm	-0,26	0,32	0,09	0,03	0,06	-0,05	-0,02	0,10	0,06	0,14	0,04	0,23	0,06
S2,Sm	-0,15	0,10	0,04	-0,01	0,09	-0,03	-0,13	-0,01	0,06	0,10	-0,21	-0,10	-0,02
S3,Sm	-0,18	0,09	0,10	0,00	0,07	-0,06	-0,05	-0,03	0,04	-0,02	-0,55	0,05	-0,05

Média Total: 0,00

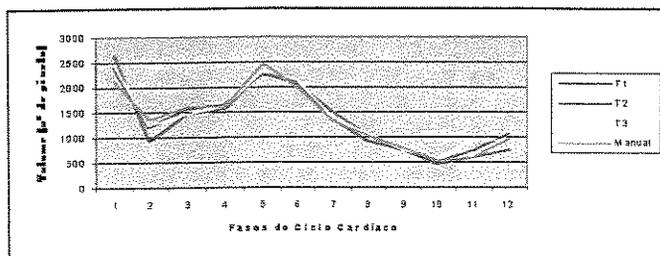


Figura 6.22. Variação Volumétrica – Exame 8

Testes	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Média
S1,Sm	-0,19	0,04	0,04	-0,05	0,18	-0,09	-0,22	0,04	0,25	0,14	-0,14	-0,32	-0,03
S2,Sm	-0,34	-0,01	0,01	-0,02	-0,07	-0,03	-0,02	-0,05	0,07	0,07	-0,18	-0,13	-0,06
S3,Sm	-0,20	0,07	0,06	0,01	0,03	0,03	-0,04	0,00	0,06	0,11	-0,12	-0,11	-0,01

Média Total: -0,01

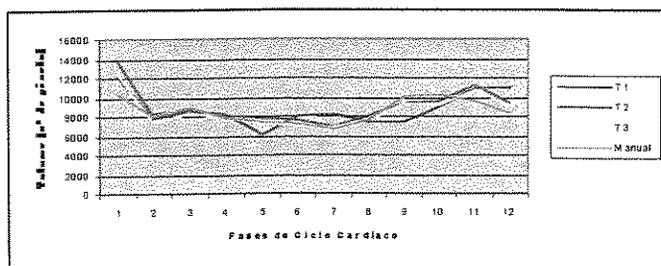


Figura 6.23. Variação Volumétrica – Exame 9

Testes	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Média
S1,Sm	0,13	0,06	0,02	0,17	0,23	0,08	0,06	-0,04	0,06	-0,09	-0,04	0,01	0,05
S2,Sm	0,00	-0,08	-0,19	-0,19	-0,09	-0,16	0,06	0,04	-0,02	-0,14	-0,03	-0,07	-0,07
S3,Sm	0,07	0,02	-0,07	-0,04	0,08	0,02	-0,03	-0,13	0,03	-0,02	0,03	-0,07	-0,01

Média Total: -0,01

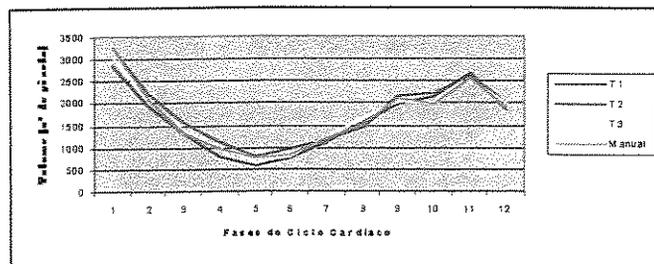


Figura 6.24. Variação Volumétrica – Exame 10

### 6.2.3. Fração de Ejeção

O volume *stroke* e a fração de ejeção são resultados bastante encontrados na literatura sobre segmentação de câmaras cardíacas. Na rotina clínica a fração de ejeção é bastante importante. O volume *stroke* é a diferença entre os volumes do ventrículo esquerdo no fim da diástole e no fim da sístole. A fração de ejeção (FE) é a divisão do volume *stroke* pelo volume no fim da diástole. Considera-se como fim da sístole a fase em que o ventrículo apresenta menor volume (quando o coração está em seu ponto máximo de contração) e o fim da diástole, a fase de maior volume (quando o coração está em seu ponto máximo de expansão). Em um indivíduo normal a fração de ejeção comumente encontrada tem valor em torno de 0.7.

A tabela 6.1 mostra os erros obtidos dos resultados da FE nas segmentações S1, S2 e S3 utilizadas nas seções anteriores em relação à FE encontrada na segmentação manual. As comparações são denotadas por (S1,Sm), (S2,Sm) e (S3,Sm).

Cada linha da tabela corresponde a um dos dez exames segmentados. Na segunda coluna é apresentada a fração de ejeção calculada a partir da segmentação manual (representada na tabela pela sigla FEM). As três últimas colunas apresentam o erro da fração de ejeção em cada segmentação, que é obtido pela equação 6.3, onde  $E_{ij}$  representa o erro obtido pela segmentação  $i$  (S1, S2 ou S3) do exame  $j$  (1 a 10).  $FE_{ij}$  representa a fração de ejeção obtida pela segmentação  $i$  do exame  $j$ .

$$E_{ij} = \frac{FE_{ij} - FEM_j}{FEM_j} \quad \text{Equação 6.3}$$

As duas últimas colunas da tabela mostram a média e o desvio padrão entre os erros obtidos das comparações (S1,Sm), (S2,Sm) e (S3,Sm) para cada exame. A última linha mostra a média entre os erros obtidos nos dez exames para cada uma das comparações. Na última linha são apresentados também a média e o desvio padrão totais entre os dez exames e as três comparações.

<b>Exames</b>	<b>FEM</b>	<b>S1,Sm</b>	<b>S2,Sm</b>	<b>S3,Sm</b>	<b>Média</b>	<b>Desvio Padrão</b>
<b>1</b>	0,3214	0,09	0,23	-0,10	0,07	0,17
<b>2</b>	0,7215	0,11	0,07	-0,01	0,06	0,06
<b>3</b>	0,7119	0,13	0,08	0,12	0,11	0,03
<b>4</b>	0,4786	0,05	0,01	0,04	0,03	0,02
<b>5</b>	0,5253	0,97	1,06	1,11	1,05	0,07
<b>6</b>	0,5751	-0,08	-0,02	-0,14	-0,08	0,06
<b>7</b>	0,3390	0,14	0,14	0,07	0,12	0,04
<b>8</b>	0,7788	0,06	-0,03	-0,01	0,01	0,05
<b>9</b>	0,3535	0,42	0,44	0,24	0,37	0,11
<b>10</b>	0,7748	0,03	-0,03	0,00	0,00	0,03
<b>Média</b>		0,19	0,20	0,13	0,17	0,06

**Tabela 6.1. Comparação das frações de ejeção das segmentações S1, S2 e S3 com a FEM**

### 6.2.4. Testes de Repetibilidade - Variação Intra-Operador

Nesta seção é apresentada a variabilidade entre diferentes segmentações de um mesmo exame por um mesmo operador (chamada de variação intra-operador). O erro referente à variação intra-operador é calculado com base na comparação dos resultados obtidos das segmentações S1, S2 e S3 entre si. Nesta seção é utilizado o mesmo conjunto de exames e as mesmas segmentações das seções anteriores.

A seguir as figuras 6.25 a 6.34 apresentam tabelas e gráficos ilustrando esta informação. Em cada linha da tabela é apresentada uma comparação entre duas das segmentações, ou seja, (S1,S2), (S1,S3) e (S2,S3). Os valores apresentados pelas tabelas correspondem também ao erro acumulado normalizado, que é calculado a partir da equação 6.1. Contudo, aqui não se utiliza a segmentação manual. Portanto, o erro normalizado é calculado em relação à soma dos volumes das duas segmentações comparadas.

Como na seção 6.2.1 são apresentadas para cada segmentação a média dos erros e o desvio padrão entre as três segmentações.

Testes	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Média
S1,S2	0,03	0,04	0,06	0,08	0,09	0,10	0,09	0,09	0,08	0,08	0,08	0,08	0,07
S1,S3	0,09	0,08	0,09	0,09	0,10	0,10	0,10	0,11	0,11	0,11	0,11	0,11	0,10
S2,S3	0,08	0,09	0,10	0,12	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13	0,12

Média Total: 0,10  
Desvio Padrão: 0,0246

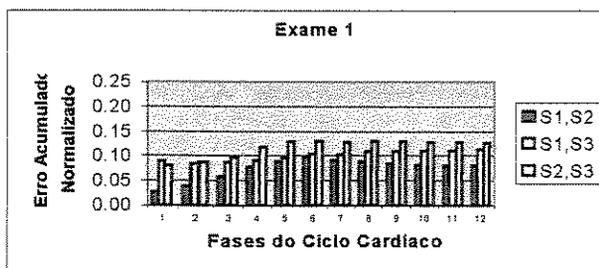


Figura 6.25. Comparação intra-operador – exame 1

Testes	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Média
S1,S2	0,06	0,07	0,09	0,09	0,08	0,08	0,08	0,08	0,09	0,09	0,08	0,07	0,08
S1,S3	0,06	0,05	0,07	0,08	0,08	0,08	0,08	0,08	0,08	0,07	0,07	0,07	0,07
S2,S3	0,07	0,09	0,08	0,09	0,09	0,08	0,08	0,08	0,10	0,09	0,09	0,08	0,08

Média Total: 0,08  
Desvio Padrão: 0,0101

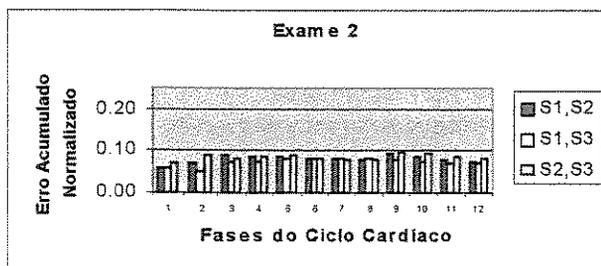
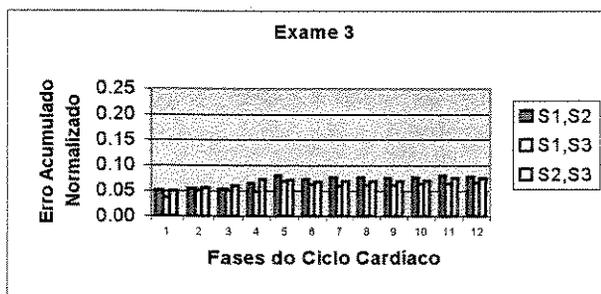


Figura 6.26. Comparação intra-operador – exame 2

Testes	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Média
S1,S2	0,05	0,05	0,05	0,06	0,08	0,07	0,08	0,08	0,07	0,08	0,08	0,08	0,07
S1,S3	0,04	0,05	0,05	0,05	0,07	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,07	0,06
S2,S3	0,05	0,06	0,06	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07

Média Total: 0,06  
Desvio Padrão: 0,0104

Figura 6.27. Comparação intra-operador – exame 3



Testes	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Fase 13	Fase 14	Fase 15	Fase 16	Média
S1,S2	0,05	0,05	0,04	0,04	0,04	0,03	0,03	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04
S1,S3	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,03	0,03	0,02	0,02
S2,S3	0,06	0,06	0,04	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,04	0,04	0,03	0,03

Média Total: 0,03  
Desvio Padrão: 0,0099

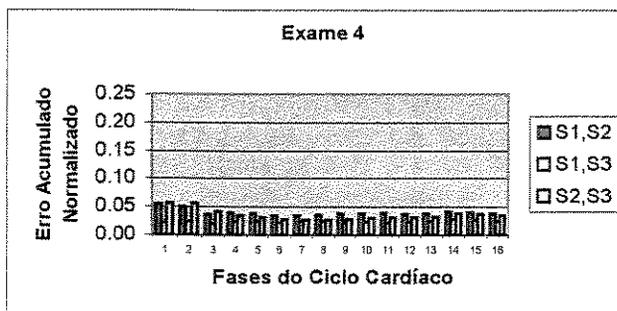


Figura 6.28. Comparação intra-operador – exame 4

Testes	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Média
S1,S2	0,09	0,08	0,07	0,06	0,05	0,05	0,07	0,07	0,08	0,07	0,07	0,07	0,07
S1,S3	0,06	0,05	0,05	0,06	0,05	0,06	0,07	0,07	0,08	0,07	0,07	0,07	0,06
S2,S3	0,06	0,06	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,06	0,06	0,05	0,05	0,05	0,05

Média Total: 0,06  
Desvio Padrão: 0,0102

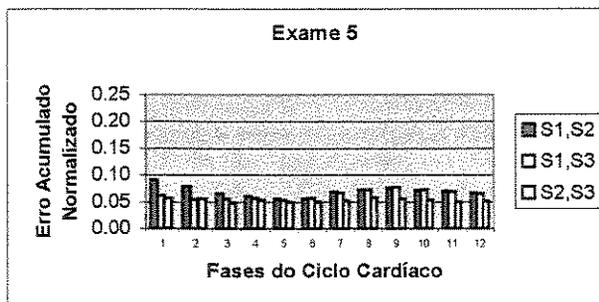


Figura 6.29. Comparação intra-operador – exame 5

Testes	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Média
S1,S2	0,08	0,08	0,07	0,07	0,07	0,08	0,08	0,08	0,08	0,10	0,09	0,09	0,08
S1,S3	0,06	0,07	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,06	0,07	0,10	0,09	0,08	0,07
S2,S3	0,07	0,08	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07	0,08	0,07	0,07	0,07

Média Total: 0,07  
Desvio Padrão: 0,0119

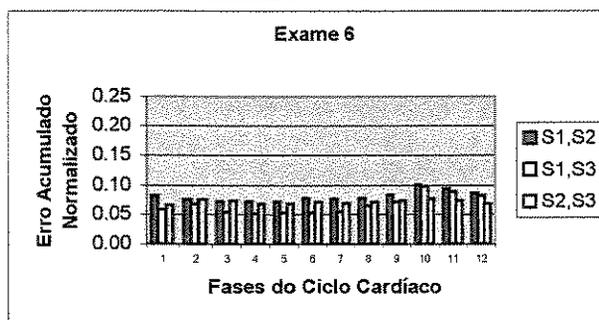


Figura 6.30. Comparação intra-operador – exame 6

Testes	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Média
S1,S2	0,02	0,08	0,10	0,08	0,08	0,07	0,07	0,06	0,07	0,08	0,07	0,07	0,07
S1,S3	0,03	0,07	0,10	0,08	0,07	0,07	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,05	0,06
S2,S3	0,01	0,02	0,01	0,02	0,03	0,02	0,03	0,03	0,04	0,04	0,04	0,04	0,03

Média Total: 0,05  
Desvio Padrão: 0,0248

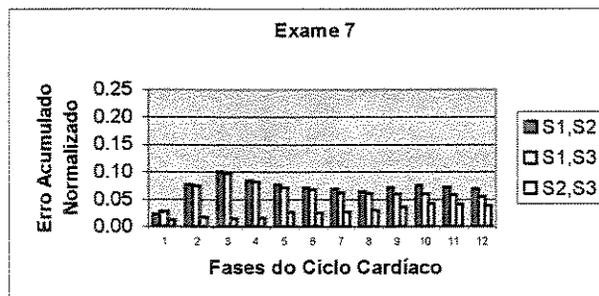


Figura 6.31. Comparação intra-operador – exame 7

Testes	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Média
S1,S2	0,05	0,08	0,09	0,09	0,07	0,07	0,06	0,07	0,06	0,06	0,07	0,07	0,07
S1,S3	0,04	0,08	0,07	0,07	0,06	0,05	0,05	0,06	0,05	0,05	0,06	0,07	0,06
S2,S3	0,02	0,03	0,05	0,06	0,05	0,04	0,05	0,04	0,04	0,05	0,05	0,06	0,04

Média Total: 0,06  
Desvio Padrão: 0,0151

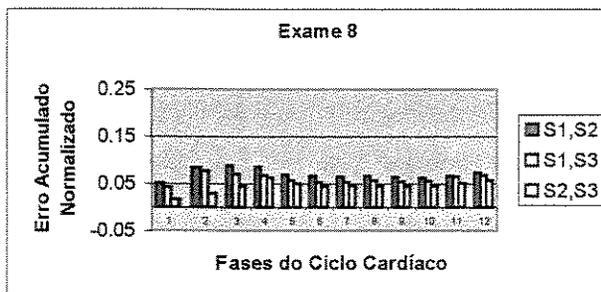


Figura 6.32. Comparação intra-operador – exame 8

Testes	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Média
S1,S2	0,09	0,09	0,08	0,07	0,08	0,09	0,09	0,09	0,10	0,10	0,09	0,10	0,09
S1,S3	0,10	0,08	0,07	0,07	0,07	0,08	0,09	0,08	0,09	0,09	0,09	0,09	0,08
S2,S3	0,11	0,10	0,08	0,07	0,07	0,07	0,07	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,07

Média Total: 0,08  
Desvio Padrão: 0,0127

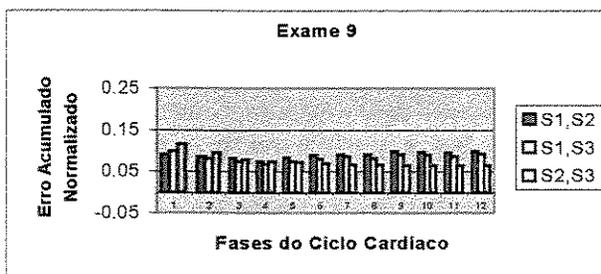


Figura 6.33. Comparação intra-operador – exame 9

Testes	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Média
S1,S2	0,08	0,08	0,08	0,10	0,11	0,12	0,12	0,11	0,10	0,09	0,09	0,09	0,10
S1,S3	0,04	0,03	0,04	0,05	0,06	0,06	0,07	0,07	0,07	0,06	0,06	0,06	0,06
S2,S3	0,06	0,06	0,07	0,08	0,10	0,10	0,10	0,10	0,09	0,09	0,08	0,07	0,08

Média Total: 0,08  
Desvio Padrão: 0,0228

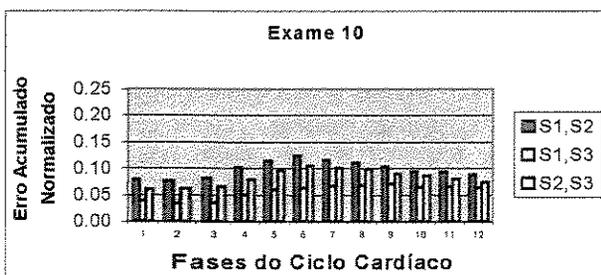


Figura 6.34. Comparação intra-operador – exame 10

### 6.2.5. Testes de Repetibilidade – Variação Inter-Operadores

Nesta seção é apresentada uma comparação entre segmentações de um mesmo exame por diferentes operadores. Foi utilizado o exame n.º segmentado por 4 operadores (designados por Op1, Op2, Op3 e Op4).

Inicialmente, na figura 6.35 é apresentada a variação do volume endocardial ao longo das fases do ciclo cardíaco. Cada linha da tabela corresponde ao volume resultante da segmentação realizada por cada um dos operadores. É inserido também o volume resultante da segmentação manual para auxiliar a ilustração.

	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Fase 13	Fase 14	Fase 15	Fase 16
Op 1	10496	5305	8613	7934	7266	6518	6072	5622	5120	4978	5310	5635	6368	6300	9997	8939
Op 2	9213	5330	8485	7795	7232	6640	6274	5582	4873	4748	5121	5605	6069	6667	9575	9037
Op 3	9295	5289	8352	7698	7193	6477	5984	5517	4882	4655	4950	5536	5972	6580	9338	8926
Op 4	9659	5620	8795	8225	7503	6925	6357	5852	5052	5059	5335	5919	6323	7434	9553	9438
Manual	8989	5787	8147	7987	7463	7290	6666	6151	5496	5394	5291	5779	5973	6858	10148	8924

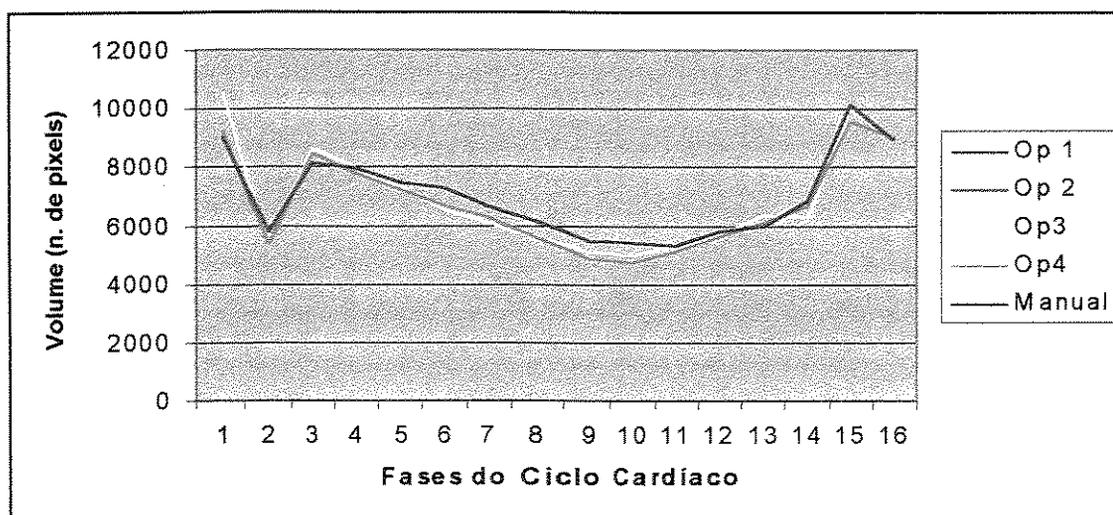


Figura 6.35. Comparação de volumes inter-operadores incluindo a segmentação manual

Na figura 6.36 é apresentada a variação inter-operadores. Cada linha da tabela mostra o erro referente à comparação entre duas das segmentações. Nesta comparação é também utilizado o erro acumulado normalizado, dado pela equação 6.1.

	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Fase 13	Fase 14	Fase 15	Fase 16
Op1,Op2	0,07	0,05	0,04	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03
Op1,Op3	0,10	0,08	0,05	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04
Op1,Op4	0,05	0,04	0,04	0,04	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,04	0,04	0,04
Op2,Op3	0,11	0,08	0,06	0,05	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,05	0,05	0,05
Op2,Op4	0,07	0,06	0,05	0,05	0,05	0,04	0,04	0,04	0,04	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
Op3,Op4	0,09	0,07	0,06	0,05	0,05	0,04	0,04	0,04	0,04	0,05	0,04	0,04	0,05	0,05	0,05	0,05
Média	0,08	0,06	0,05	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04
Desvio Padrão	0,02	0,02	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01

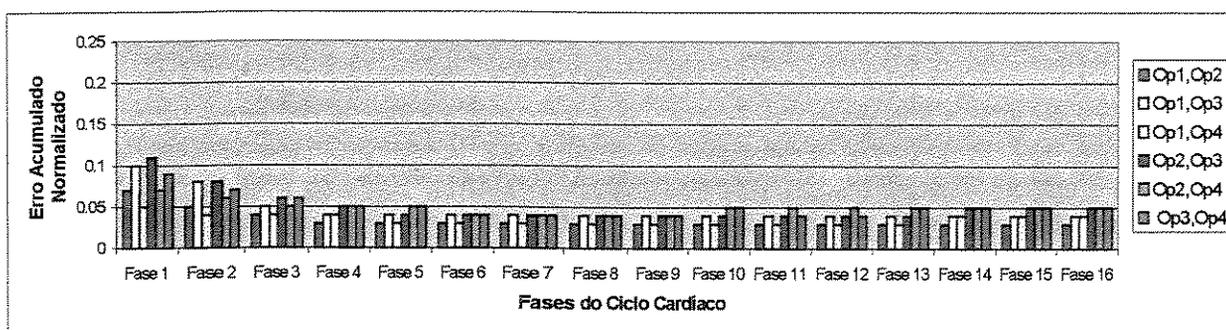


Figura 6.36. Variação inter-operadores – erro acumulado relativo

### 6.2.6. Comparação Baseada na Consideração de Músculos Papilares

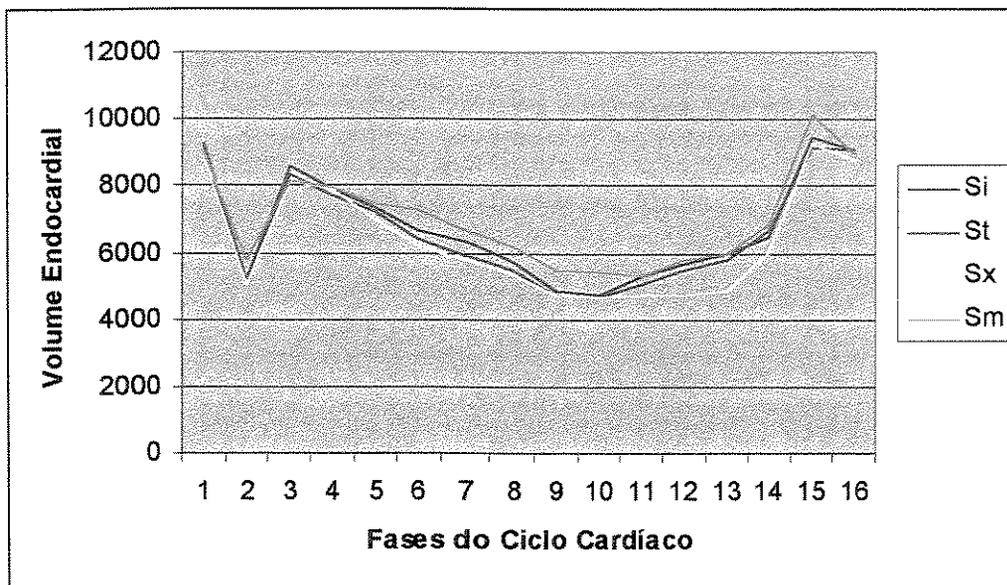
Nesta seção é apresentada uma análise da influência dos músculos papilares no resultado da segmentação. Nesta experiência foi utilizado apenas um exame, o mesmo utilizado na seção anterior.

Foram realizadas três segmentações pelo sistema proposto, representadas na figura 6.37 por  $S_i$ ,  $S_x$  e  $S_t$ , que são comparadas com a segmentação manual  $S_m$ .  $S_i$  representa a segmentação incluindo os músculos papilares em todos os cortes enquanto  $S_x$  representa a segmentação excluindo-os.  $S_t$  representa a segmentação realizada de acordo com a tendência do método, ou seja, excluindo os músculos papilares quando estes encontram-se próximos à borda relativa ao endocárdio e incluindo os músculos que aparecem no interior da cavidade.

A figura 6.37 é constituída também por uma tabela e um gráfico. Na tabela é apresentado o erro relativo obtido a partir das comparações das segmentações Si, St e Sx com a segmentação manual Sm. Este erro é também calculado a partir da comparação de volumes, dada pela equação 6.2.

O gráfico da figura 6.37 apresenta a variação volumétrica obtida das segmentações Si, St, Sx e Sm ao longo das fases do ciclo cardíaco.

	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	Fase 5	Fase 6	Fase 7	Fase 8	Fase 9	Fase 10	Fase 11	Fase 12	Fase 13	Fase 14	Fase 15	Fase 16
Si,Sm	+0,03	-0,10	+0,05	-0,01	-0,02	-0,09	-0,05	-0,07	-0,11	-0,12	-0,00	-0,02	-0,00	-0,06	-0,07	+0,02
St,Sm	+0,02	-0,15	+0,02	-0,03	-0,04	-0,14	-0,13	-0,12	-0,16	-0,16	-0,06	-0,06	-0,03	-0,03	-0,11	+0,02
Sx,Sm	-0,01	-0,15	0,00	-0,04	-0,07	-0,17	-0,15	-0,15	-0,17	-0,16	-0,12	-0,22	-0,23	-0,13	-0,09	-0,02



**Figura 6.37. Variação Volumétrica.** Si – segmentação incluindo os músculos papilares. St – segmentação incluindo os músculos papilares no interior do endocárdio e excluindo os que se encontram próximos à borda. Sx – segmentação excluindo os músculos papilares. Sm – segmentação manual.

### 6.3. Avaliação da Eficiência do Sistema (Tempo de Interação)

A seguir através da tabela 6.2 são apresentados os tempos de interação gastos em cada segmentação. Este dado é importante para auxiliar a análise comparativa entre as segmentações. O número de marcadores utilizados é também um dado importante para a análise, pois fornece um indicativo da complexidade da segmentação.

Cada linha da tabela corresponde a um dos exames considerados. A segunda coluna mostra o número de cortes de cada exame (NC). As colunas intituladas S1, S2 e S3 mostram as três segmentações realizadas para cada exame. Para cada segmentação são apresentados o tempo total de segmentação (TT), o tempo médio gasto em cada corte (T/C), o número total de marcadores utilizados em cada segmentação (NMT) e o número de marcadores por corte (NM/C), que é obtido por uma média de NMT por NC.

A última coluna da tabela apresenta para cada exame o tempo médio de interação entre as três segmentações consideradas. Abaixo da tabela é apresentado o tempo médio entre os dez exames nas três segmentações (referido como tempo médio total).

Exame	NC	S1				S2				S3				Tempo Médio
		TT mm:ss	T/C (s)	NMT	NM/C	TT mm:ss	T/C (s)	NMT	NM/C	TT mm:ss	T/C (s)	NMT	NM/C	
1	108	38:42	21.7	761	7.0	40:45	22.6	677	6.3	76:07	42.2	342	3.2	51:51
2	96	34:17	21.4	415	4.3	31:55	19.9	396	4.1	33:25	20.8	402	4.2	33:12
3	72	22:29	18.7	397	5.5	17:40	14.7	273	3.8	12:53	10.7	361	5.0	17:40
4	144	15:44	6.5	581	4.0	13:45	5.7	836	5.8	12:53	5.3	535	3.7	14:07
5	96	29:05	18.1	646	6.7	33:19	20.8	705	7.3	30:38	19.1	814	8.5	31:00
6	84	38:22	27.4	679	8.1	31:22	22.4	625	7.4	26:53	19.2	785	9.3	32:12
7	84	16:09	11.5	410	4.9	23:54	17.0	603	7.2	16:11	11.5	570	6.8	18:44
8	72	22:04	15.7	356	4.9	15:41	11.2	388	5.4	19:04	13.6	464	6.4	18:56
9	96	38:38	24.1	682	7.1	41:15	25.7	1229	12.8	48:24	30.02	1006	10.5	42:45
10	84	20:13	14.4	383	4.6	21:44	15.5	589	7.0	18:34	13.2	460	5.5	20:10

**Tempo Médio Total:** 28:04

**Tabela 6.2. Tempo de Interação e Número de Marcadores Utilizados**

mostrando os valores relativos às segmentações S1, S2 e S3 dos dez exames considerados. Este gráfico é interessante para comprovar que o tempo de segmentação é proporcional ao número de marcadores.

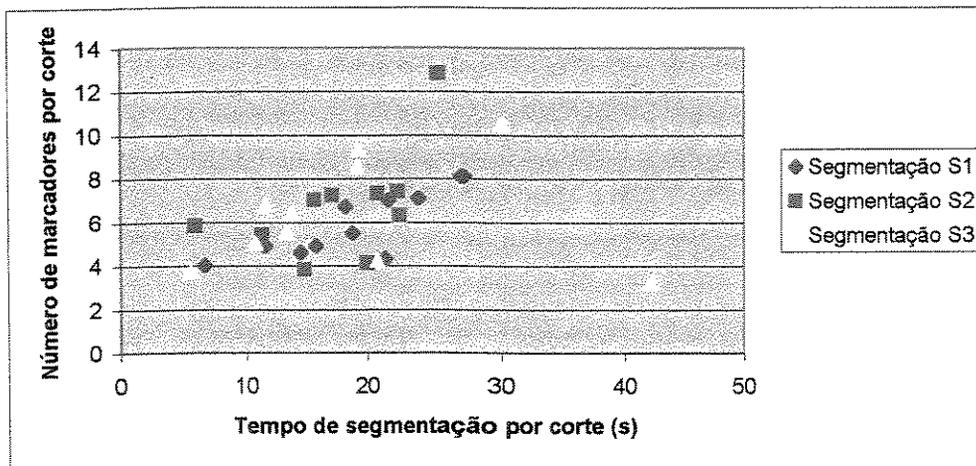


Figura 6.38. Gráfico ilustrando a relação entre o tempo de segmentação e o número de marcadores

Infelizmente não se teve acesso aos dados exatos referentes aos tempos gastos na segmentação manual de cada exame para uma comparação mais efetiva.

## 6.4. Discussão dos Resultados Obtidos

Em linhas gerais, os resultados obtidos através dos testes realizados contribuíram significativamente para a análise do sistema proposto.

Em relação à comparação da segmentação pelo sistema proposto com a segmentação manual observou-se uma incidência de erros condizente com valores comparativos encontrados na literatura. A média dos erros obtidos nesta comparação (considerando-se as segmentações S1, S2 e S3 dos dez exames utilizados) foi de 0,14.

Pôde-se observar, no entanto, que houve uma grande diferença entre os erros obtidos nos diferentes exames. A média dos erros obtidos no melhor caso (exame 4) foi de 0,08 e no pior caso (exame 2) foi de 0,20. Esta diferença deve-se principalmente à diversidade na qualidade entre os exames.

A medida de discrepância de pixels utilizada nesta comparação é uma forma de avaliação que amplia os erros, pois considera qualquer erro pontual.

Ainda em relação a esta comparação, deve-se ressaltar que, como citado na seção 6.2, a segmentação manual é uma importante referência para comparação, não havendo, porém, garantia de sua exatidão.

A comparação da variação volumétrica (apresentada na seção 6.2.2) é bastante importante, pois fornece uma idéia geral a respeito da interferência dos erros no resultado final. A análise do volume ao longo das fases do ciclo cardíaco é um dado bastante importante no processo de diagnose. A desvantagem deste tipo de medida é a perda de informações a respeito da localização dos pixels na imagem binária resultante da segmentação. Ainda, por esta abordagem, pixels a mais ou a menos ocorrentes nas diferentes fatias de uma fase anulam-se no cálculo do erro acumulado, o que faz com que o erro obtido neste tipo de medida em geral seja menor que o erro baseado na discrepância de pixels, mesmo apesar de não ser normalizado. A média dos erros encontrados na comparação dos volumes foi de 0,03.

Os erros mostrados pelas curvas volumétricas são bastante aceitáveis considerando-se que a qualidade deficiente das imagens e as patologias associadas aos exames dificultam muito o processo de segmentação.

As medidas de comparação intra-operador encontradas mostram que a variabilidade média é relativamente baixa, o que constitui um ponto bastante positivo para o sistema. A média dos erros obtidos em todos os exames nesta comparação foi de 0,06.

Infelizmente não se tem acesso à medida de variabilidade intra-operador associada à segmentação manual, mas estima-se que esta seja bem maior que a encontrada no caso do método em questão, pois a segmentação manual depende apenas do operador. Pelo método proposto há um grau de subjetividade menor, pois pode-se obter um mesmo resultado com diferentes marcadores, fazendo com que a repetibilidade seja maior.

Os resultados obtidos da comparação inter-operadores também mostrou resultados promissores. A média do erros obtidos entre as comparações das segmentações realizadas pelos quatro operadores entre si foi de 0,04.

Os resultados da comparação entre as frações de ejeção mostram que esta medida é bastante sensível a erros de segmentação. Um erro localizado em uma fatia pode levar à presença de picos ou vales no gráfico da variação volumétrica, que são erroneamente interpretados como sístole ou diástole.

Porém, este problema não é decorrente apenas da qualidade da segmentação, mas também da qualidade de aquisição das imagens. Quando estas são adquiridas podem ocorrer extra-sístoles decorrentes de arritmias cardíacas, fazendo com que o ventrículo se contraia e dilate rapidamente fora do ciclo cardíaco. Este fenômeno pode ser facilmente identificado por um eletrocardiograma. Para facilitar o processo de segmentação, o ideal seria que ciclos onde haja presença de arritmias fossem desconsiderados. Nos gráficos das figuras 6.17 e 6.22 da seção anterior pode-se observar claramente a presença de extra-sístoles.

Em relação à quantidade de interação, observou-se grandes variações nos tempos de segmentação entre os exames, obtendo-se valores um pouco elevados para utilização em uma rotina clínica. No entanto, a segmentação de alguns exames foi realizada em tempos da ordem de 12-16 minutos, valores que considera-se que sejam viáveis para utilização em rotina. Considerando-se a baixa qualidade da maioria dos exames utilizados no estudo, estima-se que com a utilização de exames de melhor qualidade a utilização do sistema na rotina poderia tornar-se mais viável.

## Capítulo 7. Conclusões e Trabalhos Futuros

---

Neste capítulo são retomados o tema e o objetivo deste trabalho, bem como as soluções propostas e resultados obtidos. Na seção 7.1 são brevemente abordados os temas de cada capítulo do texto. Na seção 7.2 são apresentadas conclusões obtidas do trabalho desenvolvido. Na seção 7.3 são discutidas as contribuições resultantes do trabalho e na seção 7.4 são apresentadas sugestões de trabalhos futuros.

### 7.1. Sobre o Texto

Na introdução foi apresentado o problema abordado pelo trabalho, que consiste na busca de uma solução para a questão da segmentação do ventrículo esquerdo em imagens de Ressonância Magnética. O principal objetivo foi o desenvolvimento de um sistema interativo (semi-automático) pelo qual fosse possível visualizar as imagens de um exame proveniente do método *cine MR* e obter a extração do ventrículo esquerdo em todos os cortes. Ainda como objetivo do trabalho é necessário destacar-se a importância da análise do sistema desenvolvido. Assim outra proposta do trabalho foi realizar uma avaliação do sistema proposto em termos da qualidade das imagens segmentadas e o tempo de segmentação.

Foram também apresentadas na introdução as justificativas para a realização deste trabalho, que estão relacionadas à necessidade de uma solução alternativa à segmentação manual, um processo custoso em termos de tempo e esforço. Como o conhecimento do especialista é um elemento bastante importante neste processo, supôs-se que a proposta de um sistema semi-automático seria adequada, sendo uma solução intermediária à segmentação manual e à segmentação totalmente automática.

Ainda na introdução foram citadas características gerais do trabalho, relacionadas ao desenvolvimento do sistema e resultados obtidos.

O segundo capítulo consistiu na apresentação da revisão bibliográfica realizada, que abrangeu o estudo de outras propostas de solução para o problema da segmentação do ventrículo esquerdo. Ainda neste capítulo foram discutidos critérios de classificação de métodos de segmentação,

propostos por [CLM99]. Através da revisão bibliográfica foi possível localizar o trabalho proposto como uma solução condizente com o estado da arte.

No terceiro capítulo foram abordados aspectos relacionados às imagens consideradas, como uma breve discussão sobre o processo de aquisição de imagens da modalidade de ressonância magnética, características de imagens cardíacas em geral e, em particular às imagens consideradas neste trabalho. Este capítulo foi bastante importante para conceber-se uma idéia da extensão do problema.

No quarto capítulo foram abordados aspectos relativos ao campo da morfologia matemática e, mais particularmente ao método *Watershed*. Este capítulo foi também bastante importante, pois através dele foram discutidas as técnicas utilizadas na solução do problema. Foram introduzidas as funções básicas da morfologia matemática; em especial foram discutidos os conceitos utilizados no trabalho. Foi feita também uma breve descrição da formulação do método *Watershed* utilizada, na qual não se trabalhou diretamente no âmbito deste programa de mestrado, mas cujas características são importantes para a avaliação dos resultados.

No capítulo cinco foi detalhadamente descrito o processo de desenvolvimento do sistema interativo, características de projeto e implementação bem como os recursos desenvolvidos. Através deste capítulo foi possível passar-se uma idéia bastante clara do perfil de um sistema desta natureza, o que não é muito comum na literatura consultada sobre o assunto.

O sexto capítulo apresentou uma análise do sistema proposto, através de testes sistemáticos de segmentação e comparação com resultados da segmentação manual previamente obtidos. Esta análise revelou de forma bastante significativa a potencialidade e as limitações da solução apresentada.

## 7.2. Conclusões

Nesta seção faz-se uma análise do trabalho desenvolvido quanto aos principais objetivos traçados e as características consideradas. Através da análise dos resultados obtidos dos testes realizados e discutidos no capítulo 6, foi possível chegar-se a algumas conclusões.

Em relação à qualidade dos exames segmentados, pôde-se observar um nível médio de erros aceitável e condizente com a literatura consultada. Um elemento importante a ser considerado é a qualidade das imagens, que influencia tanto na qualidade dos resultados quanto na quantidade do

tempo de segmentação. Foi possível observar, a partir dos resultados, que um dos exames do conjunto utilizado possui uma qualidade significativamente superior aos demais, sendo seu tempo de segmentação menor que os outros, bem como a análise dos erros na comparação com a segmentação manual e a variabilidade intra-operador e inter-operadores também menores. Desta forma, foi possível observar que se o sistema proposto for utilizado com imagens de melhor qualidade, os resultados tendem a ser bem melhores.

Quanto ao tempo de segmentação, para a maioria dos exames considerados no estudo, não seria viável sua segmentação pelo sistema proposto no âmbito da rotina clínica. Porém, em relação ao tempo da segmentação manual, que é da ordem de horas, o sistema proposto proporciona um ganho de tempo significativo na segmentação. Acredita-se que o sistema possa ser utilizado com eficácia em casos onde o tempo de segmentação não é um fator tão crítico, como no caso de segmentações realizadas em pesquisas, onde a utilização do sistema seria uma boa alternativa à abordagem manual. No caso da rotina clínica, estima-se que para que a utilização de um sistema semi-automático seja viável, é necessário que o tempo máximo de interação para a segmentação de um exame esteja em torno de 10 a 15 minutos. Nos resultados obtidos dos testes, observou-se que as segmentações do exame de melhor qualidade apresentou um tempo de segmentação próximo a esta faixa, pois as segmentações **S1**, **S2** e **S3** apresentaram, respectivamente os tempos: 15m34s, 13m45s e 12m53s, o que é bastante animador.

Em relação à metodologia de projeto adotada no desenvolvimento do sistema, os resultados foram bons em termos de flexibilidade e desenvolvimento incremental, sendo adequado ao tipo de problema em questão, onde o sistema é constantemente adaptado, de acordo com a interação com o usuário e a evolução no entendimento do problema.

### **7.3. Contribuições**

A principal contribuição resultante deste trabalho foi a disponibilização de um sistema de visualização e segmentação de imagens provenientes de *cine MR*. Este sistema possui também recursos de visualização e ajustes de resultados. O sistema encontra-se operacional, podendo ser executado nas plataformas Windows e Unix.

Outra contribuição importante resultante do trabalho foi a análise dos resultados, através da realização de testes sistemáticos, discutidos no capítulo 6. Esta análise foi realizada de forma

bastante consistente e completa, podendo, através de dados quantitativos, oferecer uma idéia bastante concisa sobre os resultados obtidos, possibilitando a realização de considerações sobre um sistema desta natureza. Os testes para análise de resultados que têm sido encontrados na literatura consultada em geral têm sido bem mais limitados, restringindo-se geralmente à análise de um ou dois aspectos.

Uma contribuição adicional é a revalidação da adequabilidade da utilização do método *Watershed* em um problema desta natureza. Outra validação que pode ser considerada como uma contribuição é em relação à viabilidade da metodologia de projeto utilizada, implementada em duas linguagens, separando a interface do processamento (neste caso através da utilização da *toolbox* de Morfologia Matemática e do desenvolvimento de um sistema GUI - Graphical User Interface). Estas últimas duas contribuições podem ser empregadas em trabalhos futuros.

A análise da influência dos músculos papilares também pode ser considerada uma contribuição. Na literatura consultada a questão dos músculos papilares é frequentemente documentada, mas sua influência no resultado da segmentação em geral não é investigada em termos quantitativos.

#### **7.4. Sugestões de Trabalhos Futuros**

Uma das sugestões de trabalhos futuros que podem ser apontadas a partir deste estudo é o desenvolvimento de formas efetivas de propagação de marcadores, visando uma maior automatização do sistema proposto. O sistema desenvolvido conta com os recursos de marcadores externos pré-definidos e cópia de marcadores entre as sequências de fatias e fases, elementos que diminuem a quantidade de interação necessária na segmentação. Por esta abordagem, em exames com uma boa qualidade foi possível observar-se uma boa redução da quantidade de interação, fazendo com que em alguns casos seja necessário apenas a inserção de um marcador por fase ou por fatia, sendo em muitos cortes necessário apenas a inspeção do resultado, sem nenhuma interação adicional.

Outra sugestão é a incorporação de resultados de um estudo sobre posicionamento de marcadores, realizado por um dos membros da equipe de processamento de imagens.

Ainda na direção da busca de uma maior automatização do sistema proposto, uma tentativa de redução da quantidade de interação poderia residir no estudo de uma forma de pré-processamento

que pudesse eliminar os músculos papilares, ou parte deles, visando a diminuição do número de marcadores a serem inseridos.

Outra sugestão de trabalho futuro é a extensão do trabalho à segmentação de outras estruturas do coração e também a outras modalidades de imagens médicas.

## Referências Bibliográficas

- [BBL98] Barrera J, Banon GJF, Lotufo RA, Hirata JR. *MMach: a Mathematical Morphology Toolbox for the Khoros System*. Journal of Electronic Imaging, 1998; 7(1):174-210.
- [BM93] Beucher S, Meyer F. *The Morphological Approach to Segmentation: the Watershed Transformation*. In E. R. Dougherty, editor, *Mathematical Morphology in Image Processing*, chapter 12, 433-481. Marcel Dekker, New York, 1993.
- [BS99] Brown MA, Semelka RC. *MRI – Basic Principles and Applications*. Wiley-Liss Publication, 1999.
- [CLM99] Costa Filho CFF, Moura LA, Costa MGF. *Revisão sobre métodos de segmentação 2D do ventrículo esquerdo*. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica v15, nº3, pgs 141-158, set/dez 1999.
- [CT96] Colletti PM, Terk MR. *Magnetic Resonance Imaging Applications to Cardiac Diagnosis*. Biomedical Instrumentation & Tchnology. 1996; 30:354-358.
- [DER92] Dougherty ER. *An Introduction to Morphological Image Processing*. SPIE Press, 1992.
- [EC95] ECRI – Emergency Care Research Institute. *Magnetic Resonance Imaging (MRI) Units*. Healthcare Product Comparison System. Janeiro, 1995.
- [EL92] Manual ELSCINT. *A Primer in Nuclear Magnetic Resonance Imaging*. 1992.
- [FAX93] Falcão AX. *Visualização de Volumes Aplicada à Área Médica*. Tese de Mestrado Apresentada ao DCA-FEE-Unicamp. Campinas, 1993.
- [FAX97] Falcão AX. *Paradigmas de Segmentação de Imagens Guiada pelo Usuário: Live-Wire, Live-Lane e 3D-Live-Wire*. Tese de doutorado Apresentada ao DCA-FEE-Unicamp. Campinas, 1997.
- [FJM00] Fitzpatrick JM, Sonda M. *Handbook of Medical Imaging: Volume 3. Progress in Medical Image Processing and Analysis*. Spie Optical Engineering Press, Maio/2000.
- [FJR96] Furuie S, Jara GE, Rebelo MFS, Melo CP. *Segmentação do Ventrículo Esquerdo Cardíaco Usando Modelo de Expansão de Balão*. RBE – Caderno de Engenharia Biomédica, 1996; 12:99-107.
- [FRG97] Furuie SS, Rebelo MS, Gutierrez MA, Melo CP. *Segmentation of Left-Ventricle Myocardium in MRI Using Endocardium Layer Expansion Model*. In: 24° Computers in Cardiology. Lund, Suécia, 1997.
- [FRP97] Furuie SS, Rebelo MS, Parzianello LC, Gutierrez MA. *Segmentation of Cardiac Left Ventricle in MRI Based on Competitive Connectedness*. In: 18° World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Nice, França, 1997.

- [GT95] Goshtasby A, Turner DA. *Segmentation of Cardiac Cine MR Images for Extraction of Right and Left Ventricular Chambers*. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1995; 14(1):56-64.
- [GW00] Gonzalez RC, Woods RE. *Processamento de Imagens Digitais*. Editora Edgard Blucher Ltda, 2000. São Paulo.
- [HC93] Higgins CB, Caputo GR. *Role of MRI in acquired and congenital cardio-vascular disease*. American Journal of Roentgenology. 1993; 161:13-22.
- [HCR90] Higgins WE, Chung N, Ritman EL. *Extraction of left-ventricular chamber from 3-D Images of the Heart*. IEEE Trans. Med. Imaging, 1990;9(4):384-395.
- [HH97] Hansen MW, Higgins WE. *Relaxation Methods for Supervised Image Segmentation..* IEEE Transactions on Medical Imaging, 1997; 19(9):949-962.
- [HO93] Higgins WE, Ojard EJ. *Interactive Morphological Watershed Analysis for 3D Medical Images*. Comp. Medical Imaging and Graphics, 1993; 17:387-395.
- [HSZ87] Haralick RM, Sternberg SR, Zhuang X. *Image Analysis Using Mathematical Morphology*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1987; 9(4):532-550.
- [HW96] Higgins WE, Wang AJ, Reinhardt JM. *Semi-automatic 4D Analysis of Cardiac Image Sequences*. Medical Imaging 1996: Physiology and Function from Multidimensional Images, 1996; 359-372.
- [KE91] Kuwahara M, Eiho S. *3-D Heart Image Reconstructed from MRI Data*. Computerized Medical Imaging and Graphics. 1991, 15(4):241-246.
- [LF00] Lotufo RA, Falcão AX. *The Ordered Queue and the Optimality of the Watershed Approaches*. Mathematical Morphology and its Application to Image and Signal Processing. 341-350. June 26-28, Palo Alto, USA, Kluwer Academic Publishers.
- [LJC88] Laschinger JC et alli. *Preoperative three-dimensional reconstruction of the heart and great vessels in patients with congenital heart disease*. Journal of Thoracic Cardiovascular Surgery. 1988; 96:464-473.
- [MB90] Meyer F, Beucher S. *Morphological Segmentation*. Journal of Visual Communication and Image Processing, 1990; 1(1):21-46.
- [MG75] Matheron G. *Random Sets and Integral Geometry*. Wiley, NewYork, 1975.
- [OU96] Ousterhout JK. *Tcl and the Tk Toolkit*. Addison-Wesley Publishing Company, 1996.
- [RGF98] Rebelo MS, Gutierrez MA, Furuie SS, Moura LA. *A Multiscale Method to isolate cardiac structures in MRI*. In press: Computers in Cardiology, IEEE Computer Society Press, Los Alamitos, Califórnia-USA, 1998.
- [RLG00] Rondina JM, Lotufo RA, Gutierrez MA. *Um Sistema para Segmentação Interativa de Imagens de Ressonância Magnética Utilizando o Método Watershed*. CBEB2000 - Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. Florianópolis, 2000.

- [RLR00] Rondina JM, Lotufo RA, Gutierrez MA, Rebelo MS. *An Interactive Segmentation System Based on Watershed Approach Applied to Magnetic Resonance Images*. Chicago 2000 World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Chicago, 2000.
- [RS95] Ranganath S. *Contour Extraction from Cardiac MRI Studies Using Snakes*. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1995; 14(2):328-338.
- [SH95] Sundaramoorthv G, Haford JD, Hoffman EA, Higgins W. *IMPROMPTU: A System for Automatic 3D Medical Image-Analysis*. *Comp. Med. Imaging Graphics*, 1995; 19:131-143.
- [SHN96] Soldo SJ, Haywood L, Norris SL, Gober JR, Colletti PM, Terk MR. *Method for Assessing Cardiac Function Using Magnetic Resonance Imaging*. *Biomedical Instrumentation & Technology*. 1996; 30:359-363.
- [SJ83] Serra J. *Image Analysis and Mathematical Morphology*. Academic Press, New York, 1983.
- [TS95] Thedens DR, Skorton DJ, Fleagle SR. *Methods of Graph Searching for Border Detection in Image Sequences with Application to Cardiac Magnetic Resonance Imaging*. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1995; 14(1):42-55.
- [UWZ97] Umbaugh SE, WEI Y, Zuke M. *Feature Extraction in Image Analysis*. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 1997; 62-73.
- [WE97] Welcher BB. *Practical Programming in Tcl and Tk – 2<sup>nd</sup> ed.* Editora Prentice-Hall do Brasil, Rio de Janeiro, 1997.
- [WF97] Weghorst S, Furness T. *Advanced Human Interfaces for Telemedicine*. HITL Technical Report, 1997.
- [WS88] Webb S. *The Physics of Medical Imaging*. IOP Publishing Ltd, 1988.