Revista Brasileira de Engenharia Biomédica,
v. 18, n. 3, p. 117-131, set/dez 2002
© SBEB - Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica
ISSN 1517-3151

Artigo Original
recebido em 09/08/2001 e aceito em 12/11/2002

Um sistema de segmentação interativa do ventrículo esquerdo em seqüências de imagens de ressonância magnética (*Cine MR*)

A system for interactive segmentation of left ventricle in sequences of magnetic resonance images (Cine MR)

Jane Maryam Rondina
Mestre em Engenharia Elétrica e Computação
Programa de Pós-Graduação
DCA / FEEC / Unicamp
Cidade Universitária "Zeferino Vaz"
Dist. de Barão Geraldo – Campinas / SP – Brasil
CEP 13083-970. Fone (0xx19) 7873705
e-mail: maryam@dca.fee.unicamp.br

Roberto de Alencar Lotufo
Professor MS-6
DCA / FEEC / Unicamp
e-mail: lotufo@dca.fee.unicamp.br

Marco Antonio Gutierrez
Diretor da Unidade de Suporte
Serviço de Informática – InCor/HC/FMUSP
Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44.
CEP 05403-000 – São Paulo / SP – Brasil.
Fone (0xx11) 30695441
e-mail: marco.gutierrez@incor.usp.br

Resumo
A utilização de imagens de Ressonância Magnética vem ganhando crescente importância na análise do funcionamento cardíaco e detecção de cardiopatias. Contudo, para a obtenção de informações quantitativas utilizadas em determinados diagnósticos é necessária a realização de um processo de segmentação das imagens, visando a extração de estruturas de interesse. A segmentação de forma manual é muitas vezes utilizada para este propósito. No entanto, esta abordagem demanda uma quantidade muito elevada de trabalho repetitivo principalmente considerando-se a técnica *cine MR*, cujos exames são, em geral, constituídos por centenas de imagens. Este artigo apresenta a descrição de um sistema desenvolvido para a segmentação do ventrículo esquerdo em seqüências de imagens obtidas por *cine MR*. O método de segmentação utilizado é a transformação *Watershed* com marcadores no contexto da Morfologia Matemática. Para a avaliação do sistema proposto foram feitos testes sistemáticos de segmentação com um conjunto de 10 exames e a partir destes foram realizadas análises comparativas abordando aspectos como variações intra e inter-operadores, comparação com a segmentação manual, variação volumétrica e comparações das frações de ejeção. São apresentados neste artigo resultados obtidos nas comparações de alguns exames e uma discussão a respeito dos resultados completos.
Palavras-chave: Imagens cardíacas, Processamento de imagens médicas, Ressonância magnética, Segmentação, Sistema gráfico interativo, Transformação *Watershed*, Ventrículo esquerdo.

Abstract
The use of Magnetic Resonance Imaging has been shown increasing importance in the cardiac work analysis and cardiopaties detection. However, to obtain quantitative information from the images it is necessary to segment them, i. e., to extract structures of interest in the images. In many cases the manual segmentation is used to this purpose. But this approach requires too much repetitive work, especially considering the cine MR technique, whose exams are, in most of cases, formed by hundreds of images. This paper presents a description of a system developed to segment the left ventricle in image sequences obtained by cine MR. The segmentation method used is the Watershed transformation with markers in the Mathematical Morphology context. For the proposed system evaluation, sistematic segmentation tests were done with a set of 10 exams. From this tests, comparative analysis were performed considering aspects such as intra and inter-operators variations, comparison with the manual segmentation, volumetric variation and comparison of the ejection fractions. In this paper are also presented results obtained in comparisons of some exams and a discussion about the complete results.
Keywords: *Cardiac images, Interactive graphical system, Left ventricle, Magnetic resonance imaging, Medical image processing, Segmentation, Watershed transformation.*

Extended Abstract

Introduction

Magnetic Resonance Images are an important tool to evaluate cardiopaties today. For some analysis it is important to obtain quantitative results extracted from a segmentation process.

A traditional approach to segment medical images is to trace the object contours manually. This process is, usually, made harder by the elevated quantity of images in cine MR exams. Other problem related to the manual approach is its inherent subjectivity that causes small repeatability rates. In this way, the use of automatic or semi-automatic image analysis techniques has potential to help in this process.

This work proposes an interactive computational system to extract cardiac structures (in particular the left ventricular chamber). The system uses a combination of automatic process and human intervention that is adequate to this purpose.

The developed system and the results of some segmentation tests are described and discussed in this text.

Material and Methods

The Figure 1 presents samples of the typical cine MR images used in the text.

The system uses the gray-scale Watershed transformation based on mathematical morphology concepts. The Watershed transform corresponds to the physical phenomenon of a surface immersion in water, illustrated by the Figure 2. The approach used combines Watershed from markers concept, forcing the immersion just in marked points. In this system, the user provides the markers. The watershed is applied to each 2D slice of the 3-D MR exam.

For the system development, it was used a methodology that separates the processing, provided by a mathematical morphology toolbox (Barrera et al., 1998), and the graphical user interface, developed using the TclTk programming language.

The system organization is illustrated in the Figure 3.

Results

The Figure 4 shows the system main screen including a window for zoom and a graphic plot of volume variation of the heart cycle. There are four groups of tools – resources for markers drawing (including marker propagation and automatic placement of marker), resources of markers editing, visualization aid and pre-processing resources. Figure 5 shows results of some images segmentation.

This section also presents information about the segmentation tests performed. The first one is the comparison between results of manual and semi-automatic segmentations. It was used the Equation 1 for calculate the normalized accumulated error for each phase f of the considered exam. In this equation, t is the number of slices in the exam and $S_m(i,f)$ and $S_s(i,f)$ are, respectively, the manual and semi-automatic segmentations in the slice i and phase f. The Tables 1 and 2 show respectively the worst and best cases obtained in the segmentation of 10 exams. Each exam was segmented three times.

Other kind of comparison was related to the repeatability tests. One of these was the intra-operator comparison, considering three segmentations of each exam performed by the same person. This comparison is presented in the Tables 4 and 5 (worst and best cases, respectively). The other analysis was the inter-operators comparison, considering a unique exam segmented by four different persons (whose results are showed in Table 6).

It was also done comparisons of segmentations considering the papillary muscles (Figure 7) under different aspects (including them in the segmentation, excluding them or including just those that appear near to the borders). These three approaches were compared with the manual segmentation in the same exam and the results are shown in Table 7. Other comparison considered was the ejection fraction (difference of blood volume in the left ventricle between end diastole and end systole divided by the volume at end diastole), which is an important in clinical routine. The Table 8 shows the results of the comparison of three semi-automatic segmentations and the manual segmentation of the same exam, according to Equation 3.

Discussion

In the comparison between the semi-automatic and manual segmentations, it was obtained acceptable error values and significative variation among the considered exams. The results obtained with the repeatability tests were considered very promising.

Considering the papillary muscles, it was observed that the semi-automatic method tendency (including just the muscles in the interior of the cavity) showed final quantitative results similar to manual approach, factor that could facilitate the segmentation process.

Relating to the ejection fraction estimation, it was observed that this measurement is sensible to segmentation errors depending on the choice of the time corresponding to the end systole and end diastole.

It was also observed that the time to segment different exams varies very much, suggesting that the use of exams with better quality could make the proposed system viable to be used in a clinical routine.

Conclusion

The principal contributions of this work were the development of the interactive system (that is available in MS-Windows and Unix platforms), the analysis of the segmentation results through systematical tests (which used significative amount of data for evaluation of the proposed system) and validation of the methodology used and the Watershed transform used as the segmentation tool.

Future work could propose better ways of markers propagation and images pre-processing. It is also important to extend this study to segmentation of other structures, organs and other modality of medical images.

Introdução

Imagens de Ressonância Magnética (IRM) vêm se tornando uma importante ferramenta para a avaliação de certas cardiopatias, uma vez que permitem a visualização e análise tridimensional (3D) da anatomia das estruturas cardíacas. Contudo, a obtenção de dados quantitativos utilizados em alguns processos de diagnose depende da estimativa do volume das câmaras cardíacas, especialmente do ventrículo esquerdo (VE). Assim, para a realização de determinadas análises é necessário um processo prévio de segmentação, visando o particionamento das imagens em regiões significativas para a diagnose.

No entanto, o isolamento de estruturas complexas como as câmaras cardíacas não é uma tarefa simples. Em especial, pela modalidade de aquisição de imagens considerada neste trabalho (*cine MR - cinematic Magnetic Resonance*), a quantidade de dados é em geral bastante elevada. Cada corte tomográfico é obtido em vários instantes dentro do ciclo cardíaco, formando uma seqüência e resultando em exames formados por centenas de imagens.

Há outros fatores que dificultam o processo de segmentação neste tipo de aplicação. A intensidade em cada pixel nas imagens não depende apenas do tipo de tecido, mas também da velocidade do sangue que flui na região, um fator que contribui para que haja diferenças de intensidade em uma mesma estrutura. É comum também a existência de diferentes estruturas descritas por *pixels* de intensidades muito semelhantes. As imagens podem ainda conter interferências causadas pela movimentação do paciente no momento da aquisição do exame, muitas vezes ocorrendo também ruídos decorrentes do processo de aquisição. Em algumas imagens, a presença de músculos papilares (estruturas musculares que atravessam as cavidades ventriculares) também aumenta a dificuldade da segmentação.

Uma primeira abordagem do processo de segmentação tem sido a extração das estruturas de forma manual (através do desenho de contornos e/ou preenchimento das regiões desejadas). Porém, tal abordagem em geral é bastante custosa. Sistemas gráficos têm sido desenvolvidos para auxiliar o especialista na definição das regiões de interesse através de ferramentas gráficas de edição de fatias, preenchimento e contorno de regiões, entre outras. Porém, tais soluções em geral também apresentam dificuldades, como o alto consumo de tempo necessário a sua realização e a ocorrência de erros, geralmente devido à elevada quantidade de interação. Ainda, os resultados obtidos manualmente, mesmo com o auxílio de ferramentas gráficas, são pouco reproduzíveis e comumente sujeitos a variações intra e inter-operador (Higgins *et al*., 1996).

Neste contexto, a utilização de técnicas automatizadas de análise de imagens apresenta potencial para o auxílio do processo de segmentação. Segundo Ranganath (1995), através dos ganhos 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 é realizado em alguns casos quando os contornos são desenhados manualmente.

Porém, devido à necessidade de exatidão normalmente necessária no campo de análises de imagens médicas e às características das imagens, a segmentação de forma totalmente automática tem também apresentado dificuldades. Segundo Higgins *et al*. (1996), 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.

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 deste. Entre elas estão o método proposto por Ranganath (1995), que trabalha com um modelo de contornos ativos – ou *snakes*, o método apresentado por Furuie *et al*. (1996), que propõe a segmentação do VE através de um método de expansão de balão e os métodos propostos por Hansen e Higgins (1997), Higgins e Ojard (1993) e Higgins *et al*. (1996), também baseados na transformação *Watershed*, descrita na próxima seção.

As diversas abordagens propostas acerca deste assunto apresentam diferentes graus de requerimento de intervenção humana. Contudo a necessidade de assistência por parte do operador - tipicamente denominada supervisão - tem sido bem aceita em análise de imagens médicas 3D (Hansen e Higgins, 1997). Assim, a combinação de processamento automático com intervenção humana pode ser considerada uma abordagem adequada a este tipo de aplicação.

Neste trabalho propôs-se o desenvolvimento de um sistema interativo de extração de estruturas cardíacas (mais particularmente da câmara ventricular esquerda) utilizando o método *Watershed*, implementado através de conceitos de Morfologia Matemática.

Embora o sistema interativo desenvolvido seja genérico (podendo, por princípio, ser aplicado à

segmentação de qualquer estrutura nas imagens), o objetivo deste estudo foi dirigido especificamente à segmentação da aglomeração sanguínea no interior do ventrículo esquerdo, através do delineamento dos limites endocardiais (bordas internas da cavidade ventricular). Tendo-se extraído os limites internos das câmaras ventriculares em todas as fases é possível estimar-se os volumes do ventrículo ao longo do tempo, permitindo a observação da dinâmica do coração e a realização de cálculos do volume *stroke* (ou "volume de batimento") e da fração de ejeção, dados importantes para o diagnóstico, pois denotam a capacidade de bombeamento do sangue pelo coração.

A partir do sistema desenvolvido foram realizados testes de segmentação para avaliação de seu desempenho, visando basicamente três tipos de avaliação. Um destes é a análise da precisão dos resultados da segmentação através de testes de reprodutibilidade (variações intra e inter-operadores). Outro objetivo é a análise da exatidão dos resultados, que foi realizada através da comparação dos resultados obtidos da segmentação pelo sistema com os resultados da segmentação manual. Outra avaliação importante é o tempo de interação necessário ao processo de segmentação, dado importante na proposta de um sistema para a rotina clínica.

Foram feitos testes de segmentação com 10 exames. Os resultados dos testes comparativos realizados são apresentados resumidamente na seção Resultados e são avaliados na seção Discussão.

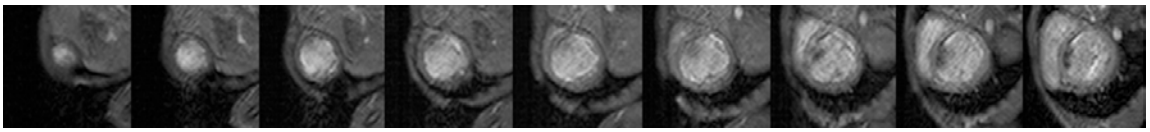
Características das Imagens Consideradas

Na modalidade utilizada – *cine MR (cinematic Magnetic Resonance)*, para cada posição de corte tomográfico, múltiplas imagens são adquiridas ao longo do intervalo de batimento cardíaco (Brown e Semelka, 1999). Assim, 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).

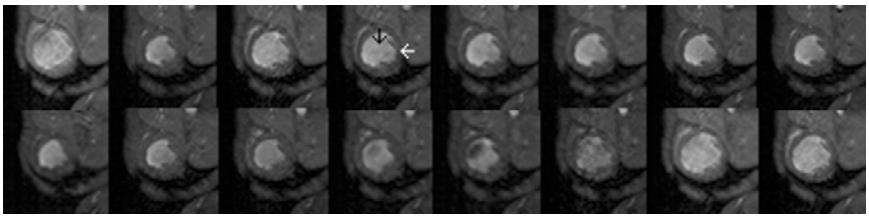
A Figura 1 apresenta imagens do coração provenientes de *cine* MR- que foram recortadas para abranger apenas a região do ventrículo esquerdo. As imagens foram adquiridas no Sistema de Ressonância Magnética Philips GyroScan (Philips Medical Systems), apresentando campo magnético de 0,5 Tesla e matriz de aquisição de 256x256 *pixels* com 2 bytes de profundidade por *pixel*, sendo destes considerados como significativos apenas 12 bits . O sistema de aquisição utilizado é parte integrante da Divisão de Diagnóstico por Imagem do Instituto do Coração.

A Figura 1(a) mostra um exemplo de uma seqüência de cortes transversais ao eixo maior do ventrículo esquerdo, do ápice à base do coração (respectivamente da esquerda para a direita na figura). Esta seqüência é relativa à primeira fase dentro de um ciclo cardíaco. Na Figura 1(b) é apresentada uma seqüência de fases, ao longo de um ciclo cardíaco, relativa ao quarto corte transversal. Pode-se observar que o primeiro e o último cortes da seqüência correspondem às fases próximas ao fim da diástole (onde o ventrículo atinge o ponto máximo de dilatação), enquanto os cortes intermediários aproximam-se da sístole, fase em que o ventrículo contrai-se.

Cada corte apresenta uma região mais brilhante, próxima ao centro, que corresponde à aglomeração sanguínea no interior do limite endocardial, apontada



a)



b)

Figura 1. Imagens provenientes de *cine MR* mostrando a região do ventrículo esquerdo. **a)** Seqüência de cortes do ápice (à esquerda) à base (à direita). **b)** Seqüência de fases variando entre a sístole e a diástole. ***Figure 1.*** *Images deriving from cine MR showing the left ventricle region.* ***a)*** *Sequence of slices from the apex to the base.* ***b)*** *Sequence of phases varying between systole and diastole.*

pela seta escura no quarto corte da Figura 1(b). Apresentam também uma região aproximadamente circular ao redor da primeira, de nível de cinza médio, que corresponde ao miocárdio, tecido muscular que envolve o ventrículo (apontada pela seta clara). Como pode-se observar na Figura 1(a), nos cortes próximos ao ápice do coração torna-se mais difícil a visualização dos limites ventriculares. Também nos cortes próximos à fase da sístole há maiores dificuldades na segmentação das estruturas, pois o ventrículo está contraído contendo pouca quantidade de sangue – cortes próximos ao centro da seqüência mostrada na Figura 1(b).

Materiais e Métodos

Nesta seção é apresentada a metodologia utilizada no desenvolvimento deste trabalho. As informações estão separadas em quatro sub-seções, abordando respectivamente o método de segmentação utilizado, as decisões de projeto do sistema e a organização da interface gráfica.

O Método *Watershed* com Marcadores

As técnicas de processamento e análise não-linear de imagens utilizadas estão relacionadas ao campo da Morfologia Matemática (MM), um ramo de processamento e análise de imagens que concentra-se na estrutura geométrica dentro de uma imagem (Dougherty, 1992). Nesta abordagem, um dos principais métodos de segmentação está relacionado a uma transformação que define a linha divisora de bacias hidrográficas – ou *Watershed*.

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

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 (Beucher e Meyer, 1990). Este processo é ilustrado através da Figura 2.

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 serão 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.

Assim, nesta abordagem, 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 Divisoras de Águas e cada lago colorido constitui a região particionante provida pela transformação *Watershed*.

Visando-se obter resultados úteis do processo de segmentação, é muitas vezes utilizada a seguinte seqüência de ações: 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* a partir dos marcadores é computado na imagem do gradiente.

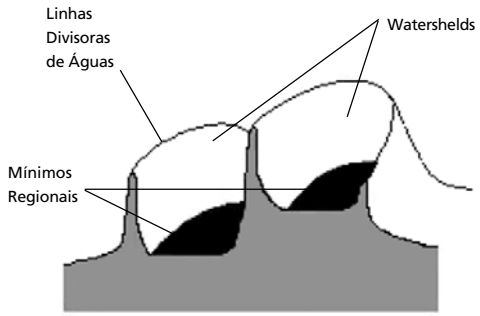


Figura 2. Esquematização do método *Watershed* Clássico. ***Figure 2.*** *Schematization of classical Watershed method.*

Qualquer região da 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 (Beucher e Meyer, 1990).

A obtenção dos marcadores (ou seja, a definição das regiões onde serão feitas perfurações na superfície topográfica) pode ser feita automaticamente ou por intervenção humana. No primeiro caso, os marcadores são detectados diretamente da imagem original, normalmente realizando-se uma filtragem intensa desta por meio de recursos morfológicos seguida de um *thresholding* resultando em uma imagem binária de marcadores (Beucher e Meyer, 1990). No segundo caso (em que o usuário fornece os marcadores), caracteriza-se um processo semi-automático de segmentação, que pode ser também denominado de segmentação assistida, supervisionada ou interativa. Esta é a abordagem utilizada neste trabalho.

A implementação do *Watershed* por marcadores utilizada neste trabalho está escrita em detalhes em Lotufo e Falcão (2000).

***Watershed* 3D**

No início do desenvolvimento deste trabalho foram realizados testes da utilização do método *Watershed* tridimensional nesta aplicação. Por esta abordagem, o operador insere um marcador em um dos cortes e o método busca extrair a estrutura em todo o volume.

No entanto optou-se pela utilização do *Watershed* 2D nesta aplicação, pois verificou-se que este método seria mais adequado ao tipo de sistema proposto. Para a utilização do método 3D na segmentação das imagens consideradas seria necessária a interpolação de cortes para trabalhar-se com voxels quadrados. Haveria um aumento no tempo de processamento, causando uma demora no fornecimento de resposta à ação do operador, fazendo com que o sistema deixasse de trabalhar em tempo real. Ainda, a inserção de um marcador viria a intervir no resultado de vários cortes obrigando o operador a conferir os resultados de corte por corte, o que em alguns casos poderia ser mais trabalhoso que a própria segmentação bidimensional, onde o operador já insere o marcador na melhor posição. Assim considerou-se a utilização do método *Watershed* 3D não apropriada no âmbito de um sistema interativo para a aplicação em questão.

Metodologia de Projeto

No desenvolvimento do sistema interativo proposto foi empregada uma metodologia de projeto pela qual os procedimentos utilizados para processamento das imagens são independentes da implementação da interface. Estes procedimentos são providos através de uma biblioteca de morfologia matemática (Barrera *et al*., 1998) que vem sendo implementada em um ambiente de programação de algoritmos de processamento e análise de imagens. Através deste ambiente, bibliotecas de procedimentos de imagens implementadas em C tornam-se automaticamente acessíveis pelas linguagens Tcl/Tk (John Ousterhout, University of California, Berkeley) e MATLAB (The Mathworks, EUA).

Para o desenvolvimento da interface foi utilizada a ferramenta de programação Tcl/Tk *(Tool Command Language and Toolkit)*, pois esta linguagem apresenta recursos adequados à construção de elementos gráficos (como ferramentas de definição e edição de marcadores) e recursos para a apresentação de imagens. Outra característica importante é sua portabilidade. Assim, a execução do sistema pode ser realizada tanto em plataformas Unix como em MS-Windows 32 bits (Microsoft, EUA).

Esta metodologia pela qual os métodos utilizados para processamento das imagens são independentes da implementação da interface confere flexibilidade ao projeto, pois 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.

Organização do Sistema

No sistema desenvolvido, o processo pode ser caracterizado pelas etapas representadas na Figura 3. O operador interage com o sistema através de um módulo de interação desenvolvido que pode ser classificado como um sistema GUI (*Graphical User Interface*). Através deste, o operador fornece os marcadores – linhas ou pontos sobre a imagem – desenhados por meio de ferramentas gráficas providas pelo sistema. O operador pode fornecer também parâmetros para a realização de filtragem das imagens e suavização dos contornos. A cada marcador inserido ou editado pelo operador é ativado o módulo de processamento, consistindo das etapas de pré-processamento (filtragem), segmentação e pós-processamento (suavização) e a imagem segmentada é visualizada. Quando o usuário deseja verificar os resultados quantitativos baseados nos volumes obti-

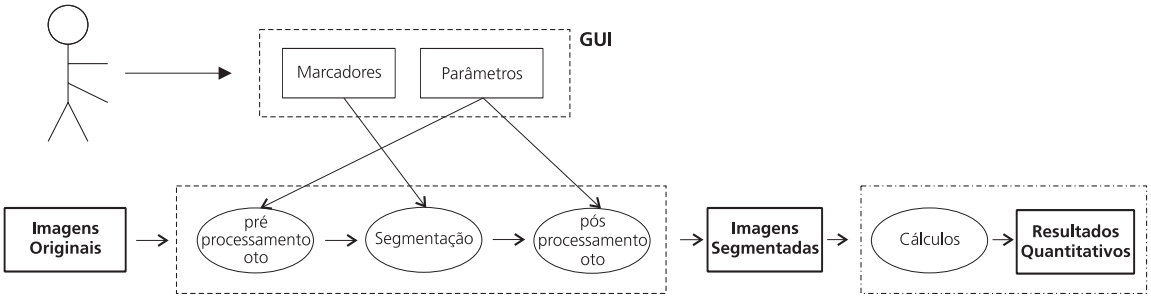


Figura 3. Representação da organização do sistema. ***Figure 3.*** *Representation of the system organization.*

dos das imagens segmentadas, é ativado o módulo de cálculos.

O pré-processamento destina-se a uma simplificação das imagens, reduzindo o ruído existente nestas, buscando assim facilitar a segmentação. O pós-processamento destina-se a uma suavização dos contornos resultantes da segmentação, visando a diminuição das reentrâncias e saliências das linhas obtidas. Tanto a filtragem das imagens quanto a suavização dos contornos são realizadas por operações morfológicas.

As ferramentas de pré e pós-processamento são fornecidas como recursos opcionais disponíveis. Testes foram realizados visando a determinação do tipo do filtro e parâmetros de filtragem e suavização mais adequados, porém não se chegou a uma conclusão, devido à diversidade das imagens.

Durante a execução do sistema são criadas estruturas de dados vetoriais onde cada elemento é correspondente a um corte. São utilizados vetores para armazenar as imagens originais, as imagens segmentadas e imagens dos marcadores. Um vetor é também utilizado para armazenar as coordenadas de cada marcador, bem como o corte ao qual este pertence e a estrutura a que se refere (determinada pela cor do marcador). Desta forma, o *feedback* de um marcador inserido ou editado é imediato, pois o processamento é realizado apenas no corte correspondente.

Resultados

O Sistema Desenvolvido

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

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*.

O primeiro grupo consiste nas ferramentas de definição de marcadores. Através destes o operador pode desenhar marcadores internos e externos à estrutura de interesse, em forma de linhas ou pontos. Para diminuir a quantidade de interação necessária foram implementadas as ferramentas de marcadores externos pré-definidos e propagação de marcadores por todos os cortes. Há também a ferramenta de ajustes manuais, para cortes onde o resultado da segmentação não é satisfatório através da introdução de marcadores convencionais.

O segundo grupo é formado pelas ferramentas de edição (eliminação, cópia, colagem e movimentação de marcadores).

O terceiro grupo são os recursos de auxílio à visualização – ferramentas de ocultação de marcadores e contornos da segmentação e *zoom* (cuja janela é mostrada na Figura 4).

O quarto grupo consiste nas ferramentas de pré- e pós-processamento (filtragem e suavização, respectivamente).

No rodapé da tela há uma barra de *status* que apresenta informações relativas à posição corrente do cursor, mostrando o número do corte onde o *mouse* está posicionado, o número da fatia e da fase, as coordenadas do ponto em relação ao corte e a intensidade de cinza do ponto.

Manipulação dos Resultados - Nesta sub-seção são discutidos aspectos relacionados aos resultados do processo de segmentação.

A partir das imagens segmentadas podem ser calculados dados quantitativos, como o volume sanguíneo em cada fase do ciclo cardíaco. Esta informação pode ser apresentada em forma de gráfico (como é mostrado em uma janela sobre a tela principal do sistema na Figura 4). 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.

O resultado da segmentação pelo sistema pode ser armazenado de duas formas. Uma das formas é através da gravação de imagens binárias correspondentes às regiões segmentadas.

Outra forma é através da gravação dos marcadores definidos pelo operador. Nesta opção os marcadores são gravados em um arquivo texto, onde cada um destes é armazenado em uma linha constituída do número do corte a que pertence o marcador, seu tipo (interno ou externo) e as coordenadas dos pontos que o formam. Quando o arquivo de marcadores é carregado a segmentação é refeita e os resultados são apresentados.

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 sejam também obtidos dados sobre a interação, proporcionando uma melhor avaliação do sistema. Alguns dos dados de interação gravados são informações sobre o operador, dados sobre o exame, data da segmentação, tempo de interação, número de marcadores e dados sobre a utilização dos recursos disponíveis.

Exemplos de Resultados da Segmentação - A Figura 5 apresenta, a título de ilustração, algumas imagens segmentadas pelo sistema proposto.

A Figura 5(a) apresenta resultados satisfatórios da segmentação com a inserção de apenas dois marcadores em cada corte - um interno à estrutura desejada (pequenas linhas em preto na figura) e um externo (retângulos cinza ao redor da estrutura – marcadores externos pré-definidos). Os contornos resultantes são mostrados em branco.

A Figura 5(b) mostra exemplos de cortes onde é necessária a inserção de vários marcadores adicionais em cada corte para a obtenção de resultados satisfatórios.

Testes Comparativos - Uma parte importante deste trabalho foi a realização de testes de segmentação e análise comparativa dos resultados. A finalidade da realização destes testes foi a avaliação da qualidade do sistema proposto quanto à precisão (análise de variabilidade) e a exatidão dos resultados da segmentação.

Os testes realizados envolvem: 1) a comparação dos resultados obtidos pelo sistema com os resultados da segmentação manual; 2) a avaliação do erro absoluto no cálculo de volume ao longo das fases do ciclo cardíaco; 3) a realização de testes de reprodutibilidade, visando analisar as variações de segmentação entre

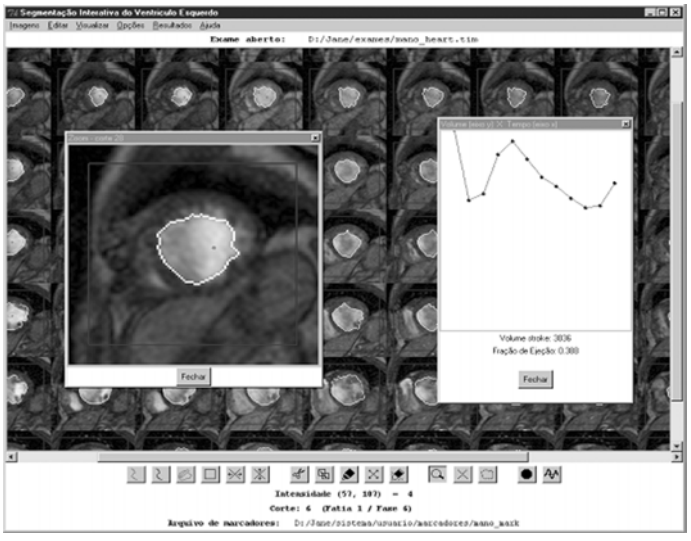
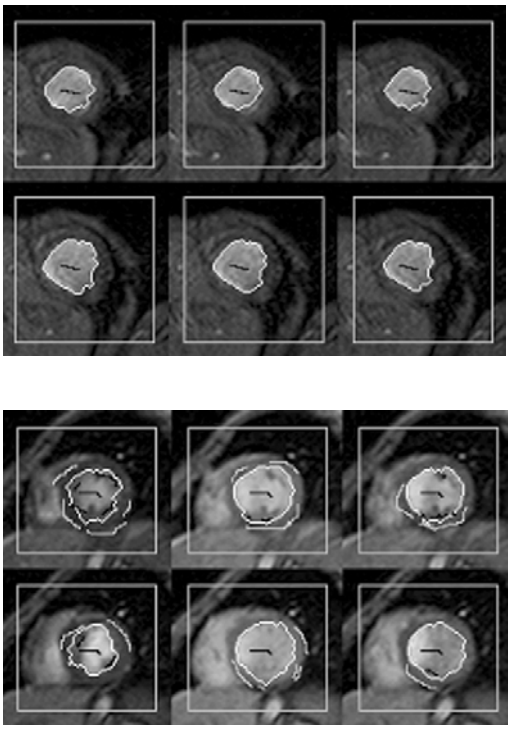


Figura 4: Tela principal do sistema interativo de segmentação sobreposta pela janela de zoom e pela janela de gráfico da variação volumétrica. ***Figure 4.*** *Main screen of the segmentation interactive system superposed with zoom window and volumetric variation graphic window.*



a)

b)

Figura 5. Resultados da segmentação em diferentes imagens (a) utilizando dois marcadores; (b) utilizando vários marcadores. ***Figure 5.*** *Results of segmentation in different images. a) using two markers; b) using various markers.*

um mesmo operador e diferentes operadores; 4) uma comparação entre segmentações de um mesmo exame com diferentes formas de considerar os músculos papilares e 5) a comparação das frações de ejeção.

Os testes foram realizados sistematicamente e de forma extensiva com um conjunto de 10 exames. No entanto, no âmbito desta publicação os resultados são apresentados resumidamente. Assim, para cada uma das comparações realizadas são aqui apresentados apenas uma ou duas figuras (gráficos) ou tabelas típicos para ilustração. Uma documentação mais completa dos resultados pode ser encontrada em Rondina (2001).

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 fazem parte de duas diferentes segmentações S_1 e S_2 do mesmo exame. O erro referente ao corte é calculado através da discrepância em número de *pixels* entre as regiões contidas nas duas imagens binárias comparadas.

A Figura 6(a) representa esta comparação, onde as segmentações simbólicas S_1 e S_2 são sobrepostas. O número de *pixels* que não pertencem à interseção entre as duas regiões é apresentado na figura como a região pontilhada e equivale à discrepância entre as duas segmentações S_1 e S_2 referentes ao mesmo corte. Esse valor é considerado o erro referente ao corte na comparação das segmentações S_1 e S_2 do mesmo.

Como mencionado anteriormente, pela modalidade de imageamento considerada, os exames são constituídos por cortes (no espaço) e fases (no tempo).

Assim, para cada fase, o erro acumulado é determinado pela soma dos erros em cada corte relativo à fase considerada, como é ilustrado pela Figura 6(b).

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.

Comparação com a Segmentação Manual - Para a análise dos valores de erro obtidos nas comparações é importante verificar-se a significância destes em relação ao volume total. Desta forma, o cálculo do erro acumulado normalizado em uma fase f (EAN_f) é dado pela equação 1, onde t é o número de fatias do exame e $S_m(i,f)$ e $S_s(i,f)$ são, respectivamente, as segmentações manual e pelo sistema na fatia i e fase f.

O numerador corresponde ao cálculo da discrepância de *pixels* entre as segmentações S_m e S_s, como descrito anteriormente. A área (em número de *pixels*) considerada no denominador da equação 1 corresponde à soma das áreas relativas às duas segmentações consideradas (S_m e S_s).

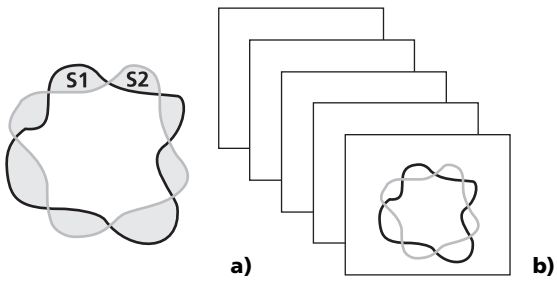


Figura 6. Erro Acumulado. **a)** Esquema representativo da sobreposição de duas segmentações. **b)** Somatório dos erros de cada fatia em uma fase. ***Figure 6.*** *Accumulated error.* ***a)*** *Scheme representing the superposition of two segmentation results.* ***b)*** *Sum of errors in each slice of one phase.*

$$EAN_f = \frac{\sum_{i=1}^{t} | S_m(i,f) - S_s(i,f) |}{\sum_{i=1}^{t} S_m(i,f) + \sum_{i=1}^{t} S_s(i,f)} \quad (1)$$

Foram realizadas 3 segmentações de cada um dos 10 exames por um mesmo operador, denominadas S_1, S_2 e S_3.

As tabelas 1 e 2 mostram respectivamente o pior e o melhor caso encontrado, considerando-se a média dos erros obtidos nas três segmentações. Cada linha das tabelas corresponde aos erros obtidos da comparação de uma das segmentações com a segmentação manual, sendo intituladas (S_1,S_m), (S_2,S_m) e (S_3,S_m). Cada coluna é referente a uma das fases do ciclo cardíaco (o exame da Tabela 1 é formado por 12 fases e o da Tabela 2 por 16 fases). A última coluna mostra a média dos erros entre as fases. As duas últimas linhas mostram respectivamente a média total das três segmentações e o desvio padrão (abreviado por D.P.).

Variação Volumétrica - Uma das formas de analisar-se a eficácia do sistema de segmentação 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 freqüentemente encontrada na literatura.

Na Tabela 3 é apresentado o erro relativo, que corresponde à diferença de número de *pixels* entre a segmentação manual e a segmentação pelo sistema. O erro calculado é relativo em relação à segmentação manual, como pode ser visto pela equação 2, onde EV_f é o erro volumétrico na fase f, t é o número de fatias do exame, S_s é a segmentação pelo sistema e S_m é a segmentação manual.

$$EV_f = \frac{\sum_{i=1}^{t} S_s(i,f) - \sum_{i=1}^{t} S_m(i,f)}{\sum_{i=1}^{t} S_m(i,f)} \quad (2)$$

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.

A Figura 7 mostra a variação volumétrica referente ao mesmo exame da Tabela 3, não mostrando porém o erro relativo calculado. Ao invés do erro, o gráfico mostra a variação do volume em cada fase do ciclo cardíaco. O eixo x corresponde às fases do ciclo e o eixo y corresponde aos valores absolutos de volume. Este tipo de gráfico é interessante para uma análise visual.

A análise da variação volumétrica entre as segmentações semi-automática e manual é um importante indicador na validação do método proposto, pois con-

Tabela 1. Erros obtidos da comparação com a segmentação manual – pior caso
Table 1. *Errors obtained by comparison with manual segmentation – worst case*

Exame n. 2	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
S_1, S_m	0,14	0,16	0,18	0,20	0,21	0,21	0,20	0,20	0,19	0,19	0,18	0,18	0,19
S_2, S_m	0,15	0,19	0,19	0,21	0,22	0,22	0,21	0,21	0,21	0,21	0,20	0,20	0,20
S_3, S_m	0,17	0,18	0,19	0,21	0,22	0,21	0,21	0,21	0,20	0,20	0,19	0,19	0,20
Média	0,20												
D. P.	0,0187												

S_1, S_2 e *S_3* – segmentações semi-automáticas realizadas por um mesmo operador. *S_m* – segmentação manual. D.P. – desvio padrão.
S_1, S_2 and S_3 – semi-automatic segmentation performed by the same operator. S_m – manual segmentation. D.P. – standard-deviation.

Tabela 2. Erros obtidos da comparação com a segmentação manual – melhor caso
Table 2. *Errors obtained by comparison with manual segmentation – best case*

Exame n. 4	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
S_1, S_m	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
S_2, S_m	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
S_3, S_m	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	0,08																
D. P.	0,0082																

S_1, S_2 e *S_3* – segmentações semi-automáticas realizadas por um mesmo operador. *S_m* – segmentação manual. D.P. – desvio padrão.
S_1, S_2 and *S_3* – *semi-automatic segmentation performed by the same operator. S_m – manual segmentation. D.P. – standard-deviation*.

fronta efetivamente os resultados finais entre os dois métodos, apresentando também dados de superestimação ou subestimação dos volumes endocardiais.

Pela Figura 7 pode-se observar que as segmentações semi-automáticas e a segmentação manual apresentam uma variação volumétrica de caráter sistemático.

Testes de Reprodutibilidade (Variações Intra-Operador e Inter-Operadores) - Os testes de reprodutibilidade são importantes para analisar o quão reprodutíveis são os resultados do processo de segmentação. Desta forma pode-se analisar a precisão do sistema.

Um dos testes de reprodutibilidade realizados foi a avaliação da variação intra-operador. Um mesmo exame foi segmentado 3 vezes por um mesmo operador, sendo calculado o erro entre cada par de segmentações (S_1,S_2), (S_1,S_3) e (S_2,S_3). Este processo foi realizado com todo o conjunto de 10 exames, sendo mostrados aqui apenas o pior e o melhor casos, mostrados respectivamente em Tabela 4 e Tabela 5. Os erros apresentados foram também calculados através da equação 1.

Outro teste de reprodutibilidade realizado foi a avaliação da variação inter-operadores. Um mesmo exame foi segmentado por 4 operadores, sendo calculado o erro entre cada par de segmentações realizadas pelos operadores Op1, Op2, Op3 e Op4. O cálculo de erro foi realizado utilizando-se também equação 1. Os resultados são mostrados pela Tabela 6.

Comparação Baseada na Consideração de Músculos Papilares - Nesta comparação é apresentada uma análise da influência dos músculos papilares no resultado da segmentação.

Foram realizadas três segmentações de um mesmo exame por um mesmo operador através do sistema proposto, representadas 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 8(a) mostra um exemplo de corte onde os músculos papilares aparecem no interior da cavidade e a Figura 8(b) mostra um exemplo onde estes aparecem próximos à borda. No primeiro caso estes normalmente são detectados com a inserção de apenas um marcador externo. No segundo caso é necessária a inserção de marcadores internos adicionais sobre os músculos para detectá-los.

Na Tabela 7 é apresentado o erro relativo obtido a partir das comparações das segmentações S_i, S_t e S_x com a segmentação manual S_m. Este erro também é calculado a partir da diferença de volumes, dada pela equação 2.

Tabela 3. Variação volumétrica – cálculo de erros volumétricos
Table 3. *Volumetric variation – calculation of volumetric errors*

Exame n. 10	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
S_1, S_m	+0,132	+0,061	+0,016	+0,173	+0,228	+0,075	+0,064	-0,037	+0,055	-0,085	-0,039	+0,005	0,0540
S_2, S_m	+0,004	-0,084	-0,190	-0,192	-0,087	-0,157	+0,056	+0,042	-0,017	-0,139	-0,029	-0,069	-0,0718
S_3, S_m	+0,069	+0,021	-0,069	-0,044	+0,079	+0,022	-0,033	-0,129	+0,034	-0,024	+0,025	-0,067	-0,0097

S_1, S_2 e S_3 – segmentações semi-automáticas realizadas por um mesmo operador. S_m – segmentação manual.
S_1, S_2 and S_3 – *semi-automatic segmentation performed by the same operator.* S_m – *manual segmentation*.

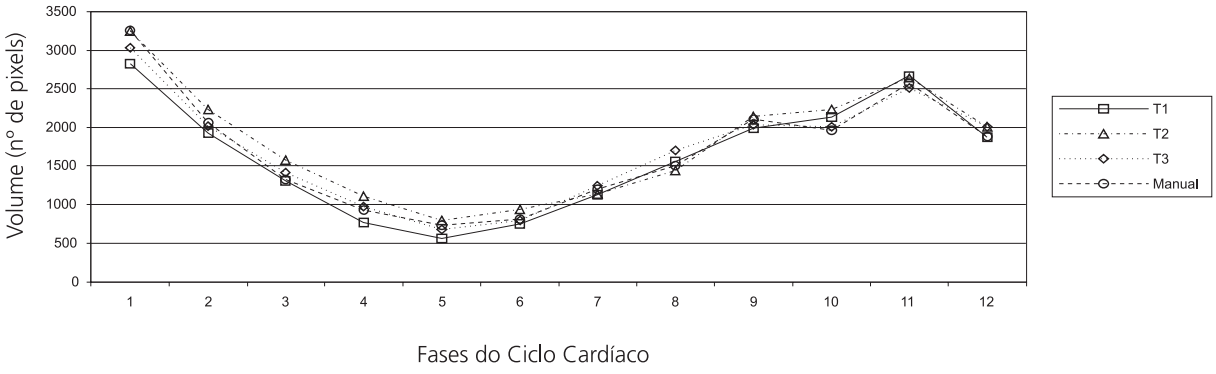


Figura 7: Variação volumétrica – valores absolutos. ***Figure 7.*** *Volumetric variation – absolute values.*

A Figura 9 mostra também a comparação baseada nos músculos papilares, considerando S_i, S_x e S_t. Porém são mostrados os valores absolutos correspondentes aos volumes em cada fase do ciclo cardíaco.

Frações 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).

Tabela 4. Variação intra-operador – pior caso ***Table 4.*** *Intra-operator variation – worst case*

Exame 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	Média
S_1, S_2	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
S_1, S_3	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
S_2, S_3	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	0,10												
D. P.	0,0246												

S_1, S_2 e S_3 – segmentações semi-automáticas realizadas por um mesmo operador. D.P. – desvio padrão.
S_1, S_2 and S_3 – *semi-automatic segmentation performed by the same operator. D.P. – standard-deviation*.

Tabela 5. Variação intra-operador – melhor caso ***Table 5.*** *Intra-operator variation – best case*

Exame 4	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
S_1, S_2	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
S_1, S_3	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
S_2, S_3	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	0,03																
D. P.	0,0099																

S_1, S_2 e S_3 – segmentações semi-automáticas realizadas por um mesmo operador. D.P. – desvio padrão.
S_1, S_2 and S_3 – *semi-automatic segmentation performed by the same operator. D.P. – standard-deviation*)

Tabela 6. Variação inter-operadores ***Table 6.*** *Inter-operators variation*

Exame 4	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	0,20	0,05	0,04	0,03	0,04	0,05	0,08	0,05	0,07	0,07	0,06	0,08	0,11	0,12	0,07	0,03
Op1,Op3	0,22	0,06	0,06	0,04	0,03	0,03	0,06	0,04	0,10	0,09	0,08	0,09	0,14	0,25	0,12	0,04
Op1,Op4	0,17	0,09	0,04	0,05	0,06	0,07	0,09	0,08	0,09	0,12	0,04	0,09	0,15	0,02	0,12	0,06
Op2,Op3	0,14	0,06	0,04	0,03	0,02	0,04	0,06	0,03	0,06	0,05	0,05	0,04	0,09	0,18	0,06	0,01
Op2,Op4	0,10	0,07	0,05	0,06	0,05	0,06	0,05	0,07	0,06	0,08	0,05	0,06	0,12	0,19	0,07	0,05
Op3,Op4	0,14	0,10	0,06	0,08	0,07	0,08	0,09	0,08	0,10	0,11	0,08	0,10	0,11	0,22	0,09	0,06
Média	0,16	0,07	0,05	0,05	0,05	0,06	0,07	0,06	0,08	0,09	0,06	0,08	0,12	0,16	0,09	0,04
D.P.	0,0440	0,0194	0,0098	0,0194	0,0187	0,0187	0,0172	0,0214	0,0190	0,0258	0,0167	0,0225	0,0219	0,0826	0,0264	0,0194

Op1, Op2, Op3, Op4 – segmentações semi-automáticas de um mesmo exame realizadas por diferentes operadores. D.P. – desvio padrão
Op1, Op2, Op3, Op4 – semi-automatic segmentation of the same exam performed by different operators. D.P. – standard-deviation.

Tabela 7. Variação considerando os músculos papilares – erros calculados pela equação 2.
Table 7. *Variation considering the papillary muscles – errors calculated using equation 2.*

Exame 4	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
S_i,S_m	-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
S_t,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
S_x,S_m	+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

S_i – segmentação incluindo os músculos papilares. S_t – segmentação incluindo os músculos papilares no interior do endocárdio e excluindo os que se encontram próximos à borda. S_x – segmentação excluindo os músculos papilares. S_m – segmentação manual. S_i – *segmentation including papillary muscles.* S_t – *segmentation including papillary muscles in the cavity interior and excluding those near the border.* S_x – *segmentation excluding papillary muscles.* S_m – *manual segmentation*.

Em um indivíduo normal a fração de ejeção comumente encontrada tem valor em torno de 0,7.

A Tabela 8 mostra os erros obtidos dos resultados da FE nas segmentações S_1, S_2 e S_3 utilizadas nas subseções anteriores em relação à FE encontrada na segmentação manual. As comparações são denotadas por (S_1,S_m), (S_2,S_m) e (S_3,S_m).

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 3, onde E_{ij} representa o erro obtido pela segmentação i (S_1, S_2 ou S_3) do exame j (1 a 10). FE_{ij} representa a fração de ejeção obtida pela segmentação i do exame j.

$$E_{ij} = \frac{FE_{ij} - FEM_j}{FEM_j} \qquad (3)$$

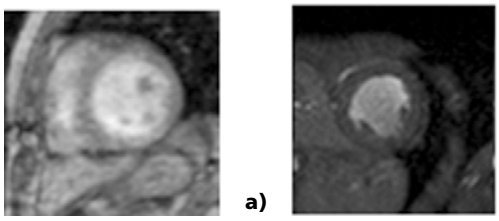


Figura 8. Músculos papilares. **a**) Os músculos aparecem no interior da cavidade. **b**) Os músculos aparecem próximos à borda. ***Figure 8.*** *Papillary muscles.* ***a****) Muscles in the cavity interior.* ***b****) Muscles near the border*.

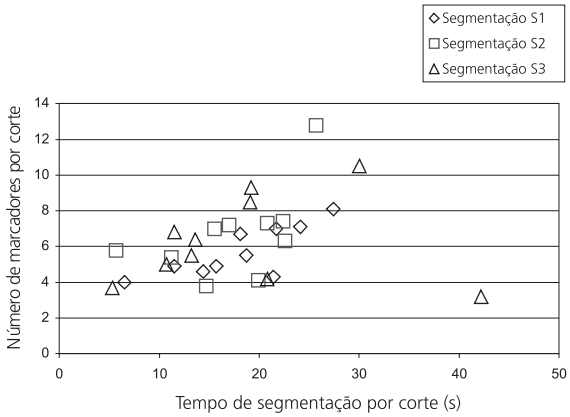


Figura 9. Relação entre o tempo de segmentação e o número de marcadores. ***Figure 9.*** *Relationship between segmentation time and number of markers*.

Tabela 8. Comparação das frações de ejeção
Tabel 8. *Comparing ejection fractions*

Exames	FEM	S_1,S_m	S_2,S_m	S_3,S_m
1	0,3214	0,09	0,23	-0,10
2	0,7215	0,11	0,07	-0,01
3	0,7119	0,13	0,08	0,12
4	0,4786	0,05	0,01	0,04
5	0,5253	0,97	1,06	1,11
6	0,5751	-0,08	-0,02	-0,14
7	0,3390	0,14	0,14	0,07
8	0,7788	0,06	-0,03	-0,01
9	0,3535	0,42	0,44	0,24
10	0,7748	0,03	-0,03	0,00

FEM – fração de ejeção obtida das segmentações manuais. S_1, S_2 e S_3 – segmentações semi-automáticas realizadas por um mesmo operador. S_m – segmentação manual para comparação.

FEM – ejection fraction obtained from manual segmentation. S_1, S_2 and S_3 *– semi-automatic segmentation performed by the same operator.* S_m *– manual segmentation for comparison*).

Tempo de Interação - Um dado importante para auxiliar a análise comparativa entre as segmentações é a medida do tempo de interação. Nesta seção são apresentados através de uma tabela os tempos gastos nas segmentações S_1, S_2 e S_3 de cada um dos 10 exames. Outro dado apresentado é o número de marcadores utilizados em cada segmentação, um dado importante para a análise, pois fornece um indicativo da complexidade da segmentação.

Cada linha da Tabela 9 corresponde a um dos exames. A segunda coluna mostra o número de cortes de cada exame (NC). As colunas intituladas S_1, S_2 e S_3 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 Figura 9 mostra a relação entre o número médio de marcadores utilizados por corte e o tempo médio de interação para segmentação de cada corte. É utilizado um gráfico de dispersão mostrando os valores relativos às segmentações S_1, S_2 e S_3 dos dez exames considerados. Esta figura é interessante para comprovar que o tempo de segmentação é proporcional ao número de marcadores.

Discussão

Nesta seção são discutidos alguns aspectos relacionados aos resultados dos testes comparativos realizados.

Tabela 9. Tempo de Interação e Número de Marcadores Utilizados ***Table 9.*** *Interaction time and number of used markers*

		S_1				S_2				S_3			
Exame	**NC**	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
2	96	34:17	21,4	415	4,3	31:55	19,9	396	4,1	33:25	20,8	402	4,2
3	72	22:29	18,7	397	5,5	17:40	14,7	273	3,8	12:53	10,7	361	5,0
4	144	15:44	6,5	581	4,0	13:45	5,7	836	5,8	12:53	5,3	535	3,7
5	96	29:05	18,1	646	6,7	33:19	20,8	705	7,3	30:38	19,1	814	8,5
6	84	38:22	27,4	679	8,1	31:22	22,4	625	7,4	26:53	19,2	785	9,3
7	84	16:09	11,5	410	4,9	23:54	17,0	603	7,2	16:11	11,5	570	6,8
8	72	22:04	15,7	356	4,9	15:41	11,2	388	5,4	19:04	13,6	464	6,4
9	96	38:38	24,1	682	7,1	41:15	25,7	1229	12,8	48:24	30,02	1006	10,5
10	84	20:13	14,4	383	4,6	21:44	15,5	589	7,0	18:34	13,2	460	5,5

S_1, S_2 e *S_3* – segmentações semi-automáticas realizadas por um mesmo operador. NC – número de cortes de cada exame. TT – tempo total de segmentação. T/C – tempo médio gasto em cada corte. NMT – número total de marcadores da segmentação. NM/C – número de marcadores por corte. *S_1, S_2 and S_3 – semi-automatic segmentation performed by the same operator. NC – slices number in each exam. TT – total time of segmentation. T/C – average time spent in each slice. NMT – total number of markers in the segmentation. NM/C – number of markers for slice*.

Em relação à comparação da segmentação pelo sistema proposto com a segmentação manual foram obtidos valores de erros aceitáveis. Pode-se observar que estes valores apresentam uma variação significativa de acordo com o exame. Como ilustração foram apresentados o pior caso do conjunto, exame cuja média dos erros nas três segmentações realizadas foi de 0,20 e o melhor caso, cuja média foi de 0,08.

A comparação da variação volumétrica fornece uma idéia geral a respeito da interferência dos erros no resultado final. Este tipo de informação é interessante, dado que a análise do volume ao longo das fases do ciclo cardíaco é um dado bastante importante no processo de diagnose. A desvantagem é que esta medida perde informações a respeito da localização dos *pixels* na imagem binária resultante da segmentação.

Quanto aos testes de reprodutibilidade, os resultados encontrados foram muito bons. As medidas obtidas mostram que a variabilidade média é relativamente baixa, o que constitui um ponto bastante positivo para o sistema. Infelizmente não se conta com as medidas de variabilidade intra-operador e inter-operadores associadas à segmentação manual, mas estima-se que a reprodutibilidade no caso manual seja bem menor que a encontrada no caso do método em questão, pois a segmentação manual depende apenas da habilidade do operador.

Quanto à comparação realizada pela consideração dos músculos papilares observou-se que a segmentação seguindo a tendência do método (inclusão de músculos papilares que encontram-se no interior da cavidade e exclusão dos músculos que encontram-se próximos à borda) não está muito distante da segmentação incluindo os músculos papilares (que é a mais próxima da segmentação manual). Isto favorece a utilização do sistema, pois seguindo-se a tendência do método pode-se utilizar menos marcadores, diminuindo o tempo de interação.

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.

Em relação à quantidade de interação, observou-se grandes variações nos tempos de interação para a segmentação dos diferentes 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, porém, certas características de grande parte dos exames utilizados no estudo que dificultam a utilização do método *Watershed*, (como a presença de ruídos nas imagens e falta de homogeneidade nos níveis de cinza das estruturas anatômicas) estima-se que com a utilização de exames de melhor qualidade, a utilização do sistema na rotina poderia tornar-se mais viável.

Conclusão

Neste artigo foi apresentada uma proposta de um sistema interativo de segmentação do ventrículo esquerdo em imagens de ressonância magnética. Foi apresentado o método de segmentação utilizado, foi descrito o projeto e a implementação do sistema e seus recursos. Foram também apresentados e discutidos alguns resultados de testes de segmentação do sistema proposto.

A principal contribuição resultante deste trabalho foi a disponibilização de um sistema interativo de segmentação de imagens provenientes de *Cine MR*. O sistema encontra-se operacional, podendo ser executado nas plataformas Windows e Unix. Outra contribuição importante do trabalho foi a análise dos resultados da segmentação através da realização dos testes sistemáticos, o que trouxe dados significativos para a avaliação do sistema proposto. Uma contribuição adicional foi a validação da adequação do método *Watershed* a este tipo de aplicação bem como a viabilidade da metodologia de projeto utilizada.

Como trabalhos futuros que possam dar continuidade a este sugere-se o desenvolvimento de formas efetivas de propagação de marcadores visando uma maior automatização. Outra tentativa de redução da quantidade de interação poderia localizar-se no estudo de uma forma de pré-processamento que pudesse eliminar os músculos papilares ou parte deles, visando a diminuição do número de marcadores. Outra sugestão seria a extensão do estudo à segmentação de outras estruturas do coração e de outros órgãos e a outras modalidades de imagens médicas.

Agradecimentos

À Capes pelo apoio financeiro, ao InCor pelo fornecimento das imagens e ao DCA/FEEC/Unicamp pelo fornecimento dos recursos para o desenvolvimento do trabalho.

Este trabalho foi desenvolvido através de uma cooperação estabelecida entre a Universidade Estadual de Campinas e o Instituto do Coração de São Paulo (InCor).

Referências

Barrera, J, Banon, G.J.F., Lotufo R.A. and Hirata, J.R. (1998), "Mmach: a Mathematical Morphology Toolbox for the Khoros System". *Journal of Electronic Imaging*, v. 7, n. 1, p. 174-210.

Beucher, S. and Meyer, F. (1990), "Morphological Segmentation". *Journal of Visual Communication and Image Processing*, v.1, n.1, p.21-46.

Brown, M.A. and Semelka, R.C. (1999), *MRI – Basic Principles and Applications*, New York: WILEY-LISS.

Dougherty, E.R. (1992), *An Introduction to Morphological Image Processing*, Ed.: D.C. O'Shea, Bellingham: SPIE Optical Engineering Press.

Furuie, S., Jara, G.E., Rebelo, M.F.S. e Melo, C.P. (1996), "Segmentação do Ventrículo Esquerdo Cardíaco Usando Modelo de Expansão de Balão", *RBE – Caderno de Engenharia Biomédica*, v. 12, p. 99-107.

Hansen, M.W. and Higgins, W.E. (1997), "Relaxation Methods for Supervised Image Segmentation", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 19, n. 9, p. 949-962.

Higgins, W.E. and Ojard, E.J. (1993), "Interactive Morphological Watershed Analysis for 3D Medical Images", *Computerized Medical Imaging and Graphics,* v. 17, p. 387-395.

Higgins, W.E., Wang, A.J. and Reinhardt, J.M. (1996), "Semi-automatic 4D Analysis of Cardiac Image Sequences", In: *Medical Imaging 1996: Phisiology and Function from Multidimensional Images*, p.359-372.

Lotufo, R.A., Falcão, A.X. (2000), "The Ordered Queue and the Optimality of the Watershed Approaches'', In: *Computational Imaging and Vision*, v. 12 [Mathematical Morphology and its Application to Image and Signal Processing], Eds.: J. Goutsias, L. Vincent, D. Bloomberg, Dordrecht: Kluwer Academic Publisher, p. 341-350.

Ranganath, S. (1995), "Contour Extraction from Cardiac MRI Studies Using Snakes", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 14, n. 2, p. 328-338.

Rondina, J.M. (2001), *Segmentação Interativa do Ventrículo Esquerdo em Seqüências de Imagens de Ressonância Magnética (Cine MR)*, Tese de Mestrado, Departamento de Computação e Automação, Faculdade de Engenharia Elétrica e Computação, Unicamp, Campinas.