

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

SEGMENTAÇÃO DO VENTRÍCULO ESQUERDO
UTILIZANDO TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE
IMAGENS

SAULO GUERREIRO LACERDA

ORIENTADORA: Dra. JULIANA FERNANDES CAMAPUM

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

PUBLICAÇÃO: PPGENE.DM – 337/08

BRASÍLIA/DF: MARÇO – 2008

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

FICHA CATALOGRÁFICA

LACERDA, SAULO GUERREIRO SEGMENTAÇÃO DO VENTRÍCULO ESQUERDO UTILIZANDO TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE IMAGENS [Distrito Federal] 2008. xii, 75p., 210x297 mm (ENE/FT/UnB, Mestre, Engenharia Elétrica, 2008). Dissertação de Mestrado – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia. Departamento de Engenharia Elétrica.	
1. Processamento de Imagens Médicas	2. Ecocardiografia
3. Segmentação	4. Busca Radial
5. Filtros Morfológicos	
I. ENE/FT/UnB	II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

LACERDA, S. G. (2008). Segmentação do Ventrículo Esquerdo Utilizando Técnicas de Processamento de Imagens. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, Publicação PPGENE.DM-337/08, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 75p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Saulo Guerreiro Lacerda

TÍTULO: Segmentação do Ventrículo Esquerdo Utilizando Técnicas de Processamento de Imagens.

GRAU: Mestre

ANO: 2008

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

Saulo Guerreiro Lacerda
SQN 407 bloco G apto. 303
70855-070 Brasília -DF

AGRADECIMENTOS

A toda minha família, principalmente meus pais e minha irmã. Sem o seu apoio e suporte a realização deste trabalho seria impossível.

A minha namorada, Virgínia Pereira Lourenço, pelo apoio antes e durante o curso de mestrado. Sem ela eu também não teria realizado este trabalho.

A minha orientadora, Profa. Dra. Juliana Fernandes Camapum, pela confiança e auxílio durante todas as fases deste curso de mestrado.

Aos meus amigos, que sempre me ajudaram e apoiaram durante estes dois anos de estudo.

Aos colegas do curso e do GPDS, pelo companheirismo nas disciplinas e pelo auxílio na elaboração deste trabalho.

RESUMO

SEGMENTAÇÃO DO VENTRÍCULO ESQUERDO UTILIZANDO TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE IMAGENS

Autor: Saulo Guerreiro Lacerda

Orientadora: Juliana Fernandes Camapum

Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica

Brasília, março de 2008

Técnicas de processamento de imagens são largamente utilizadas atualmente em conjunto com outras áreas da ciência, incluindo a medicina. Estas técnicas são utilizadas principalmente como auxílios em exames médicos, agilizando a execução dos mesmos e reduzindo a influência dos observadores na sua execução.

O presente trabalho apresenta um método, composto por várias técnicas de processamento de imagens, que tem como objetivo principal realizar a segmentação da cavidade interna do ventrículo esquerdo em imagens de ecocardiografia bidimensional, tanto de eixo curto quanto de eixo longo.

Inicialmente a imagem é recortada. Depois são aplicados filtros de alto-reforço, limiarização, morfológico de elevação e LoG. Em seguida a segmentação *watershed* é realizada seguida da busca radial, interpolação dos pontos candidatos e atenuação da borda obtida. Uma etapa extra, que consiste na utilização de informação prévia de um contorno anteriormente obtido, é utilizada na segmentação de seqüências de imagens.

Os resultados obtidos são comparados com a segmentação manual realizada por um médico especialista, utilizando três medidas de erro distintas. Os resultados das medidas de erro mostram que o método proposto alcançou bons resultados.

ABSTRACT

LEFT VENTRICLE SEGMENTATION USING IMAGE PROCESSING TECHNIQUES

Author: Saulo Guerreiro Lacerda

Supervisor: Juliana Fernandes Camapum

Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica

Brasília, março de 2008

Image processing techniques are largely used with various areas of science, including medicine. These techniques are used mainly as a way to improve medical exams, making them faster and reducing the observer's influence on their execution.

This work presents a method that combines various image processing techniques and has as its main objective to extract the left ventricle internal cavity border on 2-D echocardiography images, using both short-axis and long-axis images.

First the images were cut. Then the program applies the high boost filtering, thresholding, elevation filtering and LoG. Then watershed is applied, followed by radial search, interpolation on the candidate points and border attenuation. The program also uses an extra step to obtain the borders on image sequences. This extra step consists on using information from a previous obtained segmentation.

The results obtained from the presented method are compared with the manual segmentation made by a specialist medic. Three different error measures are used, and results from these tests shows that the semi-automatic method presented achieved good results.

SUMÁRIO

1 – INTRODUÇÃO	1
1.1 – ESCOPO E APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA	2
1.2 – OBJETIVOS E METAS	3
1.3 – ESTRUTURA E COMPOSIÇÃO DO TRABALHO	4
2 – ESTRUTURA E FUNCIONAMENTO DO CORAÇÃO HUMANO ...	6
2.1 – ESTRUTURAS DO CORAÇÃO HUMANO	6
2.2 – O CICLO CARDÍACO	8
2.2.1 – Período Diastólico Ventricular	8
2.2.2 – Contração Ventricular Isovolumétrica	9
2.2.3 – Período de Ejeção Ventricular	9
2.2.4 – Fase de Relaxamento Isovolumétrico	10
2.3 – PARÂMETROS IMPORTANTES DO CORAÇÃO E SUA OBTENÇÃO	10
2.3.1 – Pulso e Bulhas Cardíacas	10
2.3.2 – O Eletrocardiograma (ECG)	11
2.3.3 – Parâmetros Relacionados à Função Ventricular	13
3 - HISTÓRICO E FUNCIONAMENTO DO EXAME ECOCARDIOGRÁFICO	16
3.1 – BREVE HISTÓRICO DA ECOCARDIOGRAFIA	16
3.2 – FUNCIONAMENTO E OPERAÇÃO DO EXAME ECOCARDIOGRÁFICO	17
3.2.1 – Geração e captação das ondas de ultra-som	17
3.2.2 – Ecocardiografia Modo-M	19
3.2.3 – Ecocardiografia Bidimensional (2D)	21
3.2.3 – Ecocardiografia Doppler e Imagem do Fluxo em Cores	23
4 – TRABALHOS CORRELATOS	26

4.1 – CLASSIFICAÇÃO DOS MÉTODOS DE PROCESSAMENTO	26
4.2 – ESTRUTURA GERAL DOS MÉTODOS DE SEGMENTAÇÃO	28
4.3 – MÉTODOS DE SEGMENTAÇÃO DA CÂMARA INTERNA DO VENTRÍCULO ESQUERDO.....	29
4.4 – MÉTRICAS UTILIZADAS NA AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO	35
4.4.1 – Medidas de Distância entre Pixels.....	36
4.4.2 – Medidas de Diferença de Área	38
4.4.3 – Medidas de Correlação Linear.....	39
5 – DESCRIÇÃO DO MÉTODO PROPOSTO PARA SEGMENTAÇÃO DO VENTRÍCULO ESQUERDO	40
5.1 – MÉTODO PROPOSTO PARA SEGMENTAÇÃO DE IMAGENS ISOLADAS.....	40
5.1.1 – Recorte da Imagem Original	42
5.1.2 – Aplicação do Filtro de Alto-Reforço	42
5.1.3 – Aplicação de Limiarização.....	43
5.1.4 – Aplicação do Filtro Morfológico de Elevação	46
5.1.5 – Aplicação do Filtro Laplaciano do Gaussiano	48
5.1.6 – Aplicação do Filtro Baseado em Regiões.....	49
5.1.7 – Busca Radial e Interpolação dos Pontos Candidatos à Borda	50
5.2 – MÉTODO PROPOSTO PARA A DETECÇÃO DE SEQUÊNCIAS DE IMAGENS DE ECOCARDIOGRAFIA BIDIMENSIONAL	53
6 – TESTES E ANÁLISE DOS RESULTADOS DA APLICAÇÃO DO MÉTODO DE SEGMENTAÇÃO PROPOSTO	56
6.1 – ANÁLISE DA SEGMENTAÇÃO DE IMAGENS ISOLADAS.....	57
6.1.1 – Resultados dos Testes em Imagens de Eixo Curto.....	58
6.1.2 – Resultados dos Testes em Imagens de Eixo Longo.....	60
6.1.3 – Análise das Falhas Ocorridas na Aplicação do Método Proposto	60

6.2 – ANÁLISE DA SEGMENTAÇÃO EM SEQÜÊNCIAS DE IMAGENS E GERAÇÃO DA CURVA DE VARIAÇÃO DE ÁREA	62
7 – CONCLUSÕES	67
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 6.1 – Resultados dos testes realizados entre as segmentações semi-automáticas realizadas pelo método proposto e as segmentações manuais.....	59
Tabela 6.2 – Comparação entre os resultados obtidos pelo método proposto e os obtidos por métodos propostos por outros autores.....	59
Tabela 6.3 – Resultados obtidos nos testes comparativos entre a segmentação de imagens de eixo longo pelo método proposto neste trabalho e por um profissional médico.	60
Tabela 6.4. Resultado das comparações entre a segmentação manual e a segmentação semi-automática realizada pelos métodos de imagens isoladas e seqüencial.....	65

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Exemplos de imagens obtidas através de exames médicos.....	1
Figura 2.1: Principais estruturas do coração humano.....	7
Figura 2.2. Ilustra a onda característica do ECG.....	12
Figura 2.3: Obtenção das dimensões do ventrículo esquerdo..	14
Figura 3.1: Funcionamento de um transdutor utilizado em exames de ecocardiografia.	19
Figura 3.2. Exame ecocardiográfico modo-M.....	21
Figura 3.3. As quatro posições padrão do transdutor..	22
Figura 3.4: Imagens de eixo longo paraesternal e de eixo curto paraesternal.....	22
Figura 3.5: Imagem obtida através da visualização apical de quatro câmaras.....	23
Figura 4.1: Métrica de comparação de segmentos do ventrículo esquerdo.....	37
Figura 5.1: Ilustra as etapas executadas pelo método de segmentação proposto neste trabalho.....	41
Figura 5.2: Máscara utilizada no filtro de alto-reforço.....	43
Figura 5.3: Exemplo de como uma imagem em escala de cinza pode ser interpretada como um mapa topográfico ..	44
Figura 5.4: Exemplo de aplicação de Watershed.	45
Figura 5.5: Ilustra a ocorrência de supersegmentação.....	47
Figura 5.6: Imagem original, resultado do filtro de elevação, valores positivos do resultado do Laplaciano do Gaussiano e resultado do watershed.....	48
Figura 5.7: Aplicação do filtro de regiões para diminuir os ruídos presentes após a aplicação do watershed.....	50
Figura 5.8: O resultado da busca radial é mostrado nessa figura..	52
Figura 5.9: Mostra as etapas do algoritmo para a detecção em seqüências de imagens.	54
Figura 6.1: Exemplos da aplicação do método semi-automático proposto neste trabalho..	58
Figura 6.2: Exemplo de ocorrência de ‘dobra’ no contorno da câmara interna do ventrículo, resultando em falha na segmentação semi-automática e a falha na segmentação devido à presença de ruído na câmara interna.....	61

Figura 6.3: Aplicação de informação da segmentação anterior para corrigir falhas na segmentação de uma imagem.....	63
Figura 6.4: Mostra o resultado da aplicação da segmentação seqüencial..	64
Figura 6.5: Curva da variação de área do ventrículo esquerdo em imagens de eixo curto..	65

1 – INTRODUÇÃO

Os métodos de diagnóstico através de aquisição de imagens são largamente utilizados pela medicina para a extração de parâmetros relativos ao corpo humano e identificação de diversas patologias. Entre os exames baseados em imagem existentes, podemos citar o raio-x, a ressonância magnética e o ecocardiograma.

Existem diversas aplicações de processamento de imagens associadas a estes exames, que geralmente tem como propósito segmentar e/ou identificar estruturas e órgãos específicos. Entre eles, podemos citar [OLIVEIRA, 2007], onde os autores apresentam um método de auxílio no diagnóstico de pneumonias em crianças através da aplicação de técnicas de processamento de imagens em exames de raio-x dos pulmões.

Outro exemplo de aplicação de técnicas de processamento de imagem em imagens médicas é mostrado em [LOURENÇO, 2004]. Neste trabalho, os autores apresentam um método de processamento de imagens aplicado às imagens de exame de colposcopia. O método apresentado tem como objetivo auxiliar médicos no diagnóstico de câncer de colo de útero.

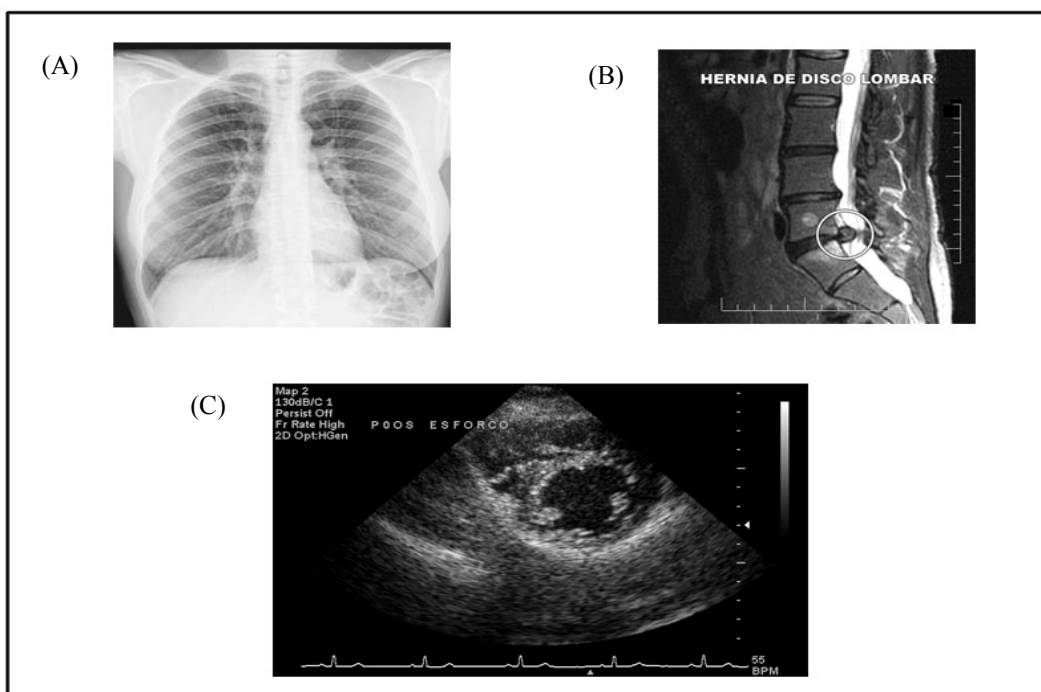


Figura 1.1 – Exemplos de imagens obtidas através de exames médicos. (A) uma imagem de raio-x, em (B) uma imagem de ressonância magnética e em (C) uma imagem de ecocardiografia bidimensional de eixo curto.

Dentre os diversos exames que utilizam aquisição de imagens, o ecocardiograma bidimensional é ainda um importante exame, utilizado para analisar e extrair parâmetros relativos ao coração e seu funcionamento. De acordo com [COSTA FILHO, 1999] entre as áreas de pesquisa em imagens médicas, um campo extremamente dinâmico na atualidade é a segmentação de órgãos e estruturas em imagens cardíacas. Entre estas estruturas, particularmente a segmentação do ventrículo esquerdo é intensamente pesquisada, devido a importância do mesmo na avaliação de parâmetros cardíacos.

De acordo também com [ANDRADE *et al*, 2006] a avaliação de características estáticas e dinâmicas do ventrículo esquerdo, tais como tamanho, forma, volume e espessura de paredes pode fornecer diversos parâmetros úteis para a avaliação do desempenho cardíaco. Dessa forma a extração de seu contorno é de fundamental importância para a identificação de seus aspectos anatômicos e funcionais.

Outros métodos de segmentação do ventrículo esquerdo estão presentes na literatura. Estes métodos utilizam diversas formas de realizar esta segmentação. Modelos Deformáveis, também chamados de *snakes*, são utilizados pelos autores em [CHENG, 2006], [CHALANA, 1996] e [GARCIA *et al*, 2003]. A morfologia matemática também é uma técnica comumente empregada na segmentação do ventrículo esquerdo, utilizada por [CHOY, 1998] e [REIS, 2007].

A seguir é apresentado o escopo deste trabalho, bem como o problema que será abordado durante seu desenvolvimento.

1.1 – ESCOPO E APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA

A extração do contorno do ventrículo esquerdo é tipicamente realizada de forma manual, por um médico especialista. Porém, de acordo com [BOSCH *et al*, 2002] a extração manual do contorno é tediosa, consome muito tempo e sofre de variações intra e inter-observador. De acordo também com este autor e com [COSTA FILHO, 1999], a segmentação automática do ventrículo esquerdo constitui um problema relativamente complexo, devido a algumas características. As imagens de ultra som podem sofrer baixo contraste em algumas regiões, o que dificulta a detecção da parede do ventrículo esquerdo. O ruído presente nas imagens algumas vezes possui a mesma amplitude do contraste da

borda, dificultando a localização da mesma. Este ruído é devido principalmente à reverberação e ao espalhamento das ondas de ultra-som. Ainda assim, apesar destes problemas, o exame de ultra-som ainda é largamente utilizado, devido ao seu baixo custo, à portabilidade e a capacidade de obter imagens da função cardíaca em tempo real.

Este trabalho apresenta um algoritmo para realizar a segmentação da câmara interna do ventrículo esquerdo em imagens de ecocardiografia, utilizando morfologia matemática aliada à busca radial. Os resultados obtidos através deste algoritmo serão comparados com a segmentação manual realizada por um médico especialista e uma curva de variação de área, referente a um conjunto de imagens de eixo curto de um ciclo cardíaco completo será montada.

1.2 – OBJETIVOS E METAS

O principal objetivo do trabalho é propor um algoritmo que realiza a segmentação de forma semi-automática do ventrículo esquerdo. Esta segmentação poderá ser utilizada para facilitar a determinação de parâmetros que auxiliem o diagnóstico de disfunções associadas ao ventrículo esquerdo, realizado por médicos especialistas. Este objetivo geral pode ser subdividido em algumas metas, apresentadas a seguir:

- Segmentação semi-automática da câmara interna do ventrículo esquerdo em imagens de ecocardiografia bidimensional, de eixo curto ou eixo longo;
- Minimizar a influência do operador humano no processo de segmentação, diminuindo a variabilidade das bordas obtidas;
- Minimizar o tempo necessário para a segmentação em seqüências de imagens, tornando assim o processo mais ágil;
- Realizar a análise dos resultados obtidos pelo algoritmo proposto, através da aplicação de métricas de comparação, propostas na literatura. Estas métricas realizam a comparação entre as bordas obtidas pelo algoritmo e as segmentadas manualmente por um médico especialista;
- Gerar uma curva de variação de área do ventrículo esquerdo em uma seqüência de imagens que representem um ciclo cardíaco completo, obtendo dessa forma uma visualização das etapas do ciclo cardíaco e a fração de variação de área.

1.3 – ESTRUTURA E COMPOSIÇÃO DO TRABALHO

Este trabalho é composto por sete capítulos, sendo este o primeiro capítulo, que realiza a introdução ao trabalho. O segundo capítulo traz uma breve descrição das estruturas cardíacas, de como atuam e seu papel no funcionamento do coração. Explica de forma resumida o ciclo cardíaco e a forma como alguns parâmetros importantes relacionados ao funcionamento do coração podem ser obtidos.

O Capítulo 3 descreve de forma simplificada o funcionamento do exame de ecocardiografia. Os conceitos básicos do funcionamento do exame, um histórico de sua evolução e as diferentes modalidades existentes para exames de ecocardiografia, como o Modo-M e a ecocardiografia Doppler, são apresentados.

O Capítulo 4 realiza uma exposição e comparação entre alguns dos métodos existentes para a segmentação do ventrículo esquerdo em imagens bidimensionais. Este capítulo começa descrevendo um conjunto de características gerais presentes nos métodos estudados, e parte para a descrição de vários métodos propostos, que utilizam diferentes conjuntos de técnicas de processamento de imagens. Por fim, descreve algumas métricas utilizadas para a comparação e análise de resultados em métodos de segmentação do ventrículo esquerdo, sendo que estas métricas foram utilizadas em alguns dos trabalhos descritos no próprio Capítulo 4.

No Capítulo 5 é descrito o método de segmentação do ventrículo esquerdo proposto neste trabalho. Todas as etapas presentes e as técnicas utilizadas no método proposto são explicadas e ilustradas neste capítulo.

O Capítulo 6 contém os resultados da aplicação do método proposto no Capítulo 5 em um conjunto de imagens de ecocardiografia bidimensional. Foram utilizadas imagens tanto de eixo longo quanto de eixo curto, e os resultados da segmentação semi-automática realizada pelo método proposto em cada imagem são quantificados, em forma de três medidas de erro. Estas medidas de erro são relativas à segmentação manual, realizada por um médico especialista, nas mesmas imagens segmentadas pelo método proposto. Os resultados obtidos são também comparados aos resultados obtidos por outros métodos de

segmentação existentes na literatura. As falhas presentes no método proposto neste trabalho são também expostas e analisadas.

Por fim, o Capítulo 7 traz a conclusão do trabalho, detalhando os resultados alcançados e propostas para trabalhos futuros e aplicações do método de segmentação apresentado.

2 – ESTRUTURA E FUNCIONAMENTO DO CORAÇÃO HUMANO

O coração é um órgão musculoso, localizado ligeiramente à esquerda do osso esterno. Tem como papel principal impulsionar o sangue nos vasos do sistema circulatório. Assim, seu funcionamento é semelhante ao de uma bomba e é dividido em etapas, que compõem o ciclo cardíaco [TIMERMAN et al, 2000]. Neste capítulo serão descritas as principais estruturas do coração humano, seu funcionamento e papel no ciclo cardíaco e os parâmetros que podem ser extraídos através dos exames de eco-cardiografia e eletrocardiografia.

2.1 – ESTRUTURAS DO CORAÇÃO HUMANO

Em termos de sua função, o coração pode ser dividido em duas partes distintas: o lado direito e o lado esquerdo, normalmente referenciados como coração esquerdo e coração direito. Ambos os lados possuem um funcionamento semelhante, sendo a principal diferença entre eles o sentido de bombeamento do sangue: o lado direito do coração bombeia o sangue proveniente do corpo em direção aos pulmões, chamado de sangue venoso, enquanto o lado esquerdo bombeia o sangue proveniente dos pulmões em direção ao corpo, chamado de sangue arterial [GUYTON, 1997].

Cada um dos lados do coração é formado por duas cavidades, denominadas de ventrículo e átrio. Assim, o coração é composto de ventrículos esquerdo e direito, e átrios esquerdo e direito. Não há comunicação direta entre os dois lados do coração; entre o ventrículo e o átrio de cada um dos lados há uma válvula que separa as duas cavidades. No lado esquerdo, esta válvula recebe o nome de válvula mitral, e no lado direito recebe o nome de válvula tricúspide.

A Figura 2.1 mostra de forma ilustrativa a disposição das principais estruturas do coração: as quatro cavidades, principais válvulas e vasos.

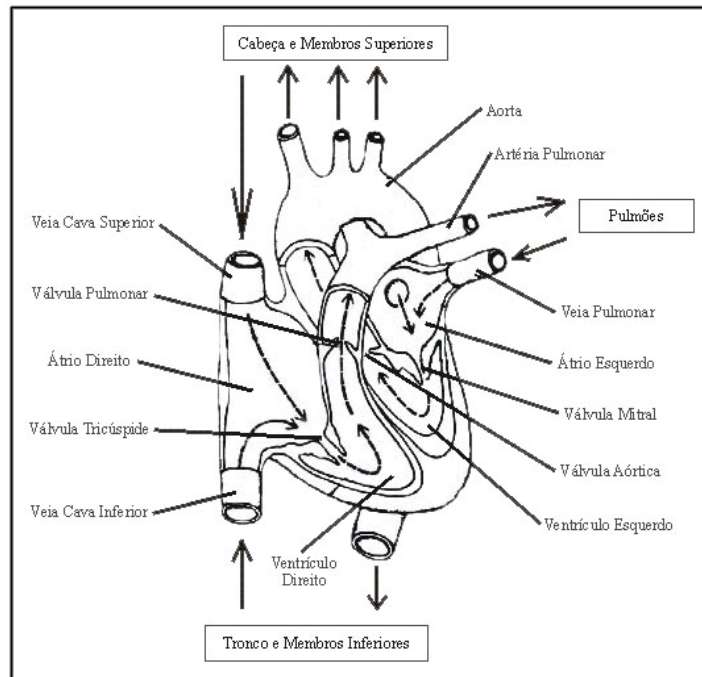


Figura 2.1: Principais estruturas do coração humano.
Adaptado de [GUYTON, 1997].

As veias cava superior e cava inferior são os vasos responsáveis por alimentar o átrio direito com sangue proveniente do corpo humano, pobre em oxigênio. Do átrio por sua vez, o sangue segue para o ventrículo direito, de onde é bombeado através da artéria pulmonar para os pulmões. Este sangue realiza as trocas gasosas nos pulmões, e retorna rico em oxigênio pela veia pulmonar até o átrio esquerdo. Do átrio esquerdo o sangue passa para o ventrículo esquerdo, e segue para o restante do corpo, através da aorta. Depois disso, o ciclo recomeça, com o sangue retornando do restante do corpo humano para o coração.

Este funcionamento do coração ilustra como os lados direito e esquerdo exercem papéis diferentes na circulação sanguínea, mas operam da mesma forma e necessariamente sincronizados entre si. Essa circulação e impulsão do sangue dentro do coração é dividida em várias etapas, denominado de ciclo cardíaco. O ciclo cardíaco é brevemente explicado a seguir.

2.2 – O CICLO CARDÍACO

O coração funciona como uma bomba muscular, impulsionando o sangue através dos vasos cardíacos do sistema circulatório humano. Para realizar esse bombeamento, as cavidades do coração se contraem e se expandem em seqüência, movendo o sangue no sentido pulmão – restante do corpo ou vice-versa, como visto na seção anterior. Esta seqüência de contrações e expansões ocorre de forma extremamente sincronizada e é denominada de ciclo cardíaco.

A contração do coração é um conjunto de fatores elétricos e bioquímicos, que resultam na energia mecânica do encurtamento das miofibrilas do coração. Esta contração é chamada de sístole (do grego contração) e é responsável pelo esvaziamento da câmara cardíaca. Após o esvaziamento da câmara cardíaca as fibras musculares retornam a um estado de relaxamento, chamado de diástole. Durante a diástole a câmara cardíaca é novamente preenchida com sangue. Assim ocorre o ciclo cardíaco, que pode ser separado em quatro principais etapas, segundo [TIMERMAN et al, 2000]: período diastólico ventricular, contração ventricular isovolumétrica, período de ejeção ventricular e fase de relaxamento isovolumétrico. Estas fases são descritas a seguir, levando em consideração o átrio e ventrículo esquerdos.

2.2.1 – Período Diastólico Ventricular

Nesta fase ocorre o preenchimento da cavidade ventricular. Este preenchimento ocorre em diferentes velocidades e baseado nestas velocidades esta fase pode ser dividida em três momentos.

Em um primeiro momento, ocorre o relaxamento ativo da cavidade ventricular. Este relaxamento causa uma diferença de pressão entre átrio e ventrículos, ocasionando um fluxo sanguíneo no sentido átrio – ventrículo. Este fluxo causa a abertura da válvula mitral, é caracterizado por um rápido deslocamento da massa sanguínea e denominado de momento de enchimento rápido. Com o preenchimento da câmara ventricular, as pressões entre átrio e ventrículo começam a se igualar, resultando na diminuição do fluxo sanguíneo

e dando início ao momento de diástase. Por fim, ocorre a sístole atrial, que é o terceiro momento desta primeira fase, e completa o enchimento do ventrículo.

2.2.2 – Contração Ventricular Isovolumétrica

Esta segunda fase é marcada pelo início da contração da câmara ventricular. Com o início da sístole ventricular, o sangue é impulsionado em direção à válvula mitral e à válvula aórtica. Com o aumento da pressão, a válvula mitral se fecha, e a válvula aórtica se abre. Esta fase ocorre até o instante anterior à abertura da válvula aórtica, onde há uma mudança na pressão da câmara ventricular, porém o volume permanece constante.

2.2.3 – Período de Ejeção Ventricular

Esta fase também pode ser dividida em dois momentos distintos. No início, a contração da câmara ventricular gera um aumento de pressão em relação à pressão na artéria aorta. Quando esta pressão atinge certo valor, a válvula aórtica se abre, e há um fluxo sanguíneo da câmara ventricular em direção à aorta. Este primeiro fluxo sanguíneo ocorre de forma rápida, e é chamado de fase de ejeção rápida. Aproximadamente 80% do volume de sangue presente na câmara ventricular antes desta fase é transferido para a aorta neste primeiro momento.

Na medida em que o ventrículo atinge o final da sístole a pressão na câmara ventricular começa a se igualar com a pressão na artéria aorta. Esta etapa marca o segundo momento desta fase, onde o fluxo sanguíneo em direção à aorta torna-se mais lento na medida em que as pressões se igualam. No momento em que a sístole termina, as pressões entre o ventrículo esquerdo e a câmara se igualam. O sangue ainda flui em direção à aorta por instantes, por inércia, mas em um certo momento a pressão na artéria aorta aumenta, e o sangue tende a retornar à câmara ventricular. Este retorno faz com que a válvula aórtica se feche, e marca o final desta terceira fase.

2.2.4 – Fase de Relaxamento Isovolumétrico

Logo após o final da sístole tem início a diástole da câmara ventricular. No início desta fase, as válvulas mitral e aórtica permanecem fechadas. Nos instantes iniciais da diástole ventricular, a câmara ventricular inicia o relaxamento, diminuindo sua pressão interna. Porém, como as duas válvulas ainda estão fechadas, não há mudança no volume da câmara ventricular. Este fato continua até que a pressão na câmara ventricular seja menor que a pressão na câmara atrial a ponto de que a válvula mitral se abra. Este momento marca o final desta fase, e inicia-se o ciclo cardíaco novamente, retornando à primeira fase descrita anteriormente.

Durante o ciclo cardíaco, vários parâmetros do coração, como mudanças no volume, fluxo sanguíneo, ritmo de contração e dilatação, entre outros, podem ser observados, através de alguns exames como o eletrocardiograma, o ecocardiograma e o auscultamento. Na seção a seguir, estes parâmetros e a forma de obtê-los serão detalhados.

2.3 – PARÂMETROS IMPORTANTES DO CORAÇÃO E SUA OBTENÇÃO

Como visto anteriormente, o coração é um complexo conjunto de estruturas que precisam funcionar de forma sincronizada para garantir uma circulação sanguínea eficiente. Vários parâmetros relacionados ao funcionamento destas estruturas do coração podem ser observados. Estes parâmetros são muito importantes, pois atuam como indicativos do funcionamento do coração; através deles, diversas patias cardíacas podem ser identificadas, sendo assim a obtenção destes parâmetros fundamental para a cardiologia atual.

2.3.1 – Pulso e Bulhas Cardíacas

O pulso e as bulhas cardíacas são os parâmetros mais simples de serem obtidos. O pulso, gerado pelo fluxo sanguíneo durante a ejeção rápida do sangue pelo ventrículo no momento da sístole, propaga-se através das artérias do corpo humano, e pode ser mais facilmente percebido em alguns pontos particulares, como nas artérias localizadas nos

punhos e nas laterais do pescoço. Como o pulso é gerado por cada contração do ventrículo, ele pode ser usado como um indicador da frequência cardíaca e do ritmo das contrações do ventrículo – se estas ocorrem de forma regular ou irregular. Dessa forma, algumas cardiopatias, como a arritmia, podem ser identificadas através da observação do pulso.

Já as bulhas cardíacas são parâmetros sonoros, normalmente obtidos com o auxílio de um estetoscópio. As bulhas são sinais sonoros produzidos pelo movimento das válvulas cardíacas. A chamada primeira bulha é decorrente do fechamento das válvulas localizadas entre os átrios e os ventrículos – válvulas mitral e tricúspide – e a abertura das válvulas pulmonar e aórtica. A segunda bulha, que ocorre logo após a primeira, é resultado da abertura das válvulas mitral e tricúspide e do fechamento das válvulas pulmonar e aórtica. Algumas patias relacionadas ao funcionamento das válvulas cardíacas podem ser identificadas pela presença de ruídos característicos junto às bulhas, como a estenose.

Outro conjunto de parâmetros importantes são os relacionados à atividade elétrica do coração. Como descrito anteriormente, as contrações e dilatações das cavidades cardíacas ocorrem de forma sincronizada. Estas contrações são controladas por impulsos cardíacos, que têm origem em uma estrutura localizada no próprio coração, chamada de nódulo sinusal. Toda esta atividade cardíaca pode ser observada através do exame de eletrocardiografia. O eletrocardiograma (ECG) é um importante exame, largamente utilizado nos diagnósticos cardíacos e será brevemente descrito a seguir.

2.3.2 – O Eletrocardiograma (ECG)

O nódulo sinusal é localizado próximo à parede do átrio direito e gera impulsos cardíacos. Após ser gerado, o sinal percorre as paredes dos átrios, até alcançar outro nódulo, chamado de nódulo atrioventricular (AV). A partir deste nódulo o impulso elétrico segue em direção aos ventrículos, através de fibras especializadas chamadas de feixe AV. Este feixe segue localizado pela região central do coração até a parte inferior do mesmo, quando se divide para alcançar os ventrículos direito e esquerdo.

O Eletrocardiograma, ou ECG, é o exame que capta esta atividade elétrica no coração. Ele mostra em sua saída uma forma de onda bastante característica, onde é possível identificar as fases do ciclo cardíaco. Assim, através do ECG, é possível acompanhar as fases do ciclo

cardíaco, o ritmo e o intervalo das contrações, identificando cardiopatias associadas a estes parâmetros. A Figura 2.2 ilustra a forma de onda comum do ECG, com a correspondência às fases do ciclo cardíaco:

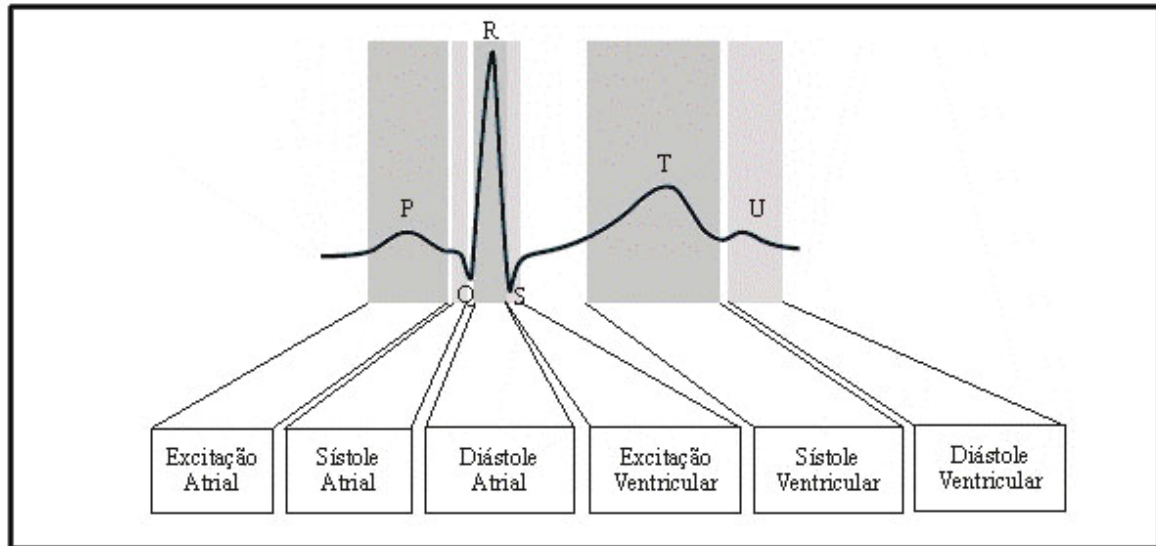


Figura 2.2. Ilustra a onda característica do ECG. Adaptado de [JULIAN, 1996].

Nessa figura podemos ver as principais componentes da onda de ECG, que de acordo com [JULIAN et al, 1996] são:

- Onda P: corresponde ao início do ciclo cardíaco e despolarização do átrio;
- Intervalo PR: representa o tempo durante o qual o sinal elétrico é conduzido pelas paredes do átrio e através do nóculo AV;
- Complexo QRS: corresponde à despolarização dos ventrículos;
- Onda T: representa a repolarização ventricular.

O ECG é, portanto, uma importante ferramenta para diagnósticos relacionados ao coração. É utilizado também como um meio de sincronizar os exames de ecocardiografia, através dos quais são obtidos um outro conjunto importante de parâmetros. Estes parâmetros serão discutidos a seguir.

2.3.3 – Parâmetros Relacionados à Função Ventricular

De acordo com [TIMERMAN et al, 2000], a câmara ventricular esquerda é a verdadeira bomba propulsora do coração. Por ser a última câmara antes da circulação periférica, é a verdadeira responsável por parâmetros como o débito cardíaco e a fração de ejeção, dois dos mais importantes parâmetros relacionados ao funcionamento do ventrículo esquerdo [OH, 1997]. Nesta seção serão descritos estes parâmetros, e a forma como são normalmente obtidos.

A ecocardiografia bidimensional, por permitir uma visualização em tempo real de qualquer uma das câmaras do coração, é o exame mais indicado para visualizar estes parâmetros. Aliada à ecocardiografia Doppler, que permite visualizar o fluxo sanguíneo no ventrículo, estas duas técnicas permitem um método sério de medida das funções ventriculares sistólicas e diastólicas e suas características de enchimento [OH, 1997]. Estes exames ecocardiográficos são tratados de forma mais detalhada no Capítulo 3 deste trabalho.

Para realizar a medida das dimensões do ventrículo esquerdo são utilizadas imagens de eixo longo paraesternal, de eixo curto e imagens apicais. Estas dimensões são alinhadas perpendicularmente ao eixo central do ventrículo esquerdo, ao nível da válvula mitral e da junção das cordoalhas, durante a sístole e diástole.

Para medir o volume da cavidade do ventrículo esquerdo são utilizadas imagens apicais ortogonais de duas e quatro câmaras. É aplicada a regra simplificada de Simpson para cálculo do volume desta cavidade. A Figura 2.3 ilustra as medidas destas dimensões.

Para o cálculo da massa, [OH, 1997] sugere dois métodos: o método de comprimento da área e o método do elipsóide truncado. Em ambos são necessárias imagens de eixo curto do ventrículo esquerdo ao nível dos músculos papilares e imagens apicais de quatro e de duas câmaras, no final da diástole. A massa também pode ser obtida utilizando medidas feitas através da ecocardiografia modo-M guiada pela ecocardiografia bidimensional.

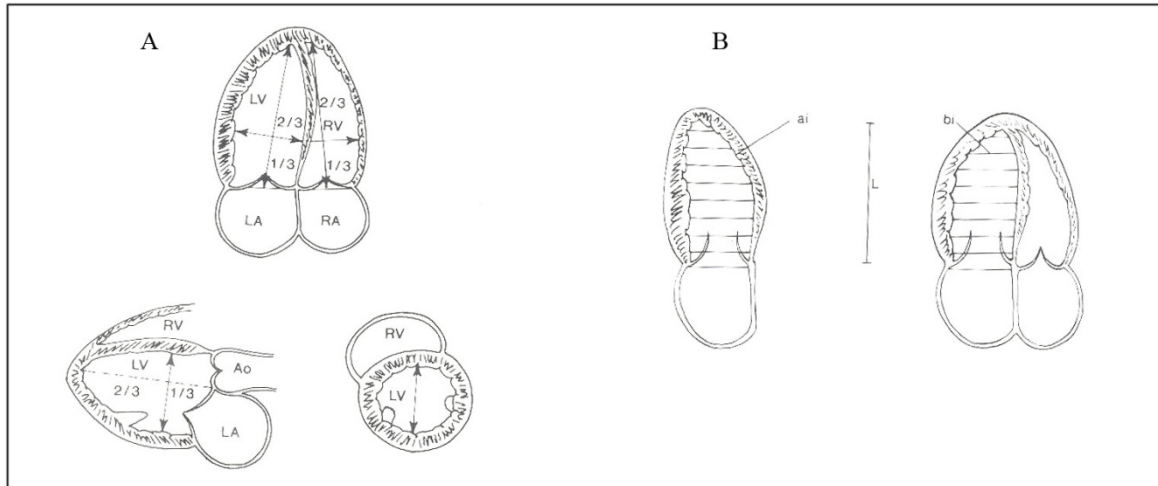


Figura 2.3: Obtenção das dimensões do ventrículo esquerdo. Adaptado de [OH, 1997].

Além das dimensões da câmara ventricular, outros importantes parâmetros relacionados ao funcionamento do ventrículo esquerdo são a fração de encurtamento, ou fração de ejeção, e o débito cardíaco.

A fração de encurtamento representa a alteração percentual na dimensão da cavidade ventricular, que ocorre durante a sístole. Pode ser calculada através da Equação (2.1).

$$\text{Fração de Encurtamento} = \frac{LVED - LVES}{LVED} \times 100\% \quad (2.1)$$

onde $LVED$ representa a dimensão diastólica final do ventrículo esquerdo e $LVES$ representa a dimensão sistólica final do ventrículo esquerdo.

A fração de ejeção representa o volume ejetado pelo ventrículo como uma porcentagem do volume diastólico final do mesmo. Seu cálculo depende do volume do ventrículo, e pode ser obtido através da Equação (2.2).

$$\text{Fração de Ejeção} = \frac{EVD - ESV}{EDV} \times 100\% \quad (2.2)$$

onde *EDV* representa o volume diastólico final e *ESV* representa o volume sistólico final.

Enfim, o débito cardíaco é o produto do volume ventricular sistólico e da frequência cardíaca. O volume sistólico pode ser obtido como dito anteriormente, através da aplicação da regra de Simpson simplificada, de acordo com [OH, 1997], ou através da ecocardiografia Doppler, utilizando o diâmetro da via de saída do ventrículo – a artéria aorta – e a integral da velocidade-tempo.

3 - HISTÓRICO E FUNCIONAMENTO DO EXAME ECOCARDIOGRÁFICO

A ecocardiografia faz parte de um vasto conjunto de técnicas de exame médico que possuem um princípio comum: a análise médica de estruturas do corpo humano através da interpretação de imagens. Assim como a radiologia, entre outras, a ecocardiografia é uma forma não invasiva de obter-se imagens do coração com o objetivo de mensurar diversos parâmetros do mesmo. Estes parâmetros são utilizados como indicadores do funcionamento do coração e podem ser utilizados no diagnóstico de diversas patologias do mesmo.

Neste capítulo será descrito um breve histórico do exame ecocardiográfico, seus princípios de funcionamento, operação e aplicações.

3.1 – BREVE HISTÓRICO DA ECOCARDIOGRAFIA

De acordo com [Oh, 1997], os primeiros a utilizar ultra-sonografia pra observar as funções cardíacas foram Edler e Hertz, na Suécia, em 1954. O padrão refletido pelas ondas ultra-sônicas em pacientes portadores de estenose mitral era tão característico que tornou-se um diagnóstico, e a gravidade desta patologia podia ser medida pela análise do ecocardiograma modo-M.

Em 1965, Feigenbaum e seus colegas, na Universidade de Indiana, relataram a primeira detecção de um derrame pericárdico utilizando a ultra-sonografia, sendo então responsáveis pela introdução da ecocardiografia na prática clínica da cardiologia.

Até então foi utilizada a ecocardiografia modo-M, que produz uma visão unidimensional do coração. Na segunda metade dos anos 70, foi desenvolvida a ecocardiografia bidimensional (2D) que possibilitou a obtenção, em tempo real, de imagens do coração.

Uma outra forma de aplicação do exame ecocardiográfico é a ecocardiografia Doppler. Apesar de ter sido desenvolvida no mesmo período que a ecocardiografia modo-M, a ecocardiografia Doppler passou a ser utilizada clinicamente apenas após o final dos anos

70. Ela foi utilizada para medir a velocidade do fluxo sanguíneo nos orifícios valvulares do coração e a partir daí medir a pressão presente neste orifício valvular. Inúmeros estudos de validação foram realizados subseqüentemente para validar e confirmar a exatidão desta aplicação da ecocardiografia Doppler.

Assim, a ecocardiografia passa a ser utilizada também como uma técnica hemodinâmica, não apenas uma técnica de imagem. Essa nova aplicação da ecocardiografia permitiu o desenvolvimento, em meados dos anos 80, da imagem de fluxo a cores. Dessa forma, não somente a forma e estruturas do coração poderiam ser observadas de forma não invasiva, mas também o fluxo sanguíneo dentro do órgão poderia ser analisado.

Tendo como base estas três técnicas de ecocardiografia – modo-M, bidimensional e Doppler – outras áreas e aplicações específicas foram desenvolvidas para o exame ecocardiográfico, como a ecocardiografia transesofágica (TEE), utilizada principalmente em pacientes com obesidade mórbida ou portadores de algum fator que impede a aplicação da ecocardiografia transtorácica, a ecocardiografia fetal, ecocardiografia intravascular, entre outras.

3.2 – FUNCIONAMENTO E OPERAÇÃO DO EXAME ECOCARDIOGRÁFICO

Segundo [MORCEF, 1980], a ecocardiografia é uma aplicação particular do ultra-som, na área da cardiologia. Para que possamos entender de forma melhor sua aplicação, resultados e limitações, vamos descrever brevemente o comportamento das ondas de ultra-som e sua utilização no exame ecocardiográfico.

3.2.1 – Geração e captação das ondas de ultra-som

São classificadas como ultra-som as ondas acústicas com frequência superior a 20 KHz, estando assim além da capacidade auditiva do ser humano. Por possuir uma frequência elevada, conseqüentemente as ondas de ultra-som possuem um comprimento de onda pequeno. Essa característica concede à onda de ultra-som uma propriedade imprescindível para a viabilidade do exame de ecocardiografia: a possibilidade de ser direcionada como

um feixe de ondas, de forma similar a um feixe de luz de uma lanterna. Mais adiante será descrito porque esta característica é importante para o exame de ecocardiografia.

Para o exame de ecocardiografia, é utilizado um transdutor para a geração das ondas ultra-sônicas, que utiliza o mesmo princípio dos geradores de pulso (*clock*). Um cristal piezelétrico, normalmente o quartzo, é utilizado. Este tipo de cristal tem uma propriedade particular: sua forma é modificada quando atravessado por uma corrente elétrica. Uma corrente elétrica em um sentido faz com que o cristal se expanda, enquanto uma corrente elétrica no sentido contrário faz com que o cristal se contraia.

Dessa forma, a aplicação de uma corrente elétrica alternada neste cristal produzirá uma série de contrações e expansões, fazendo o cristal vibrar em uma frequência proporcional à da corrente elétrica aplicada. Nos geradores de pulso, essa vibração é utilizada para controlar operações, como conversões analógicas/digitais.

Essas vibrações do cristal geram ondas de som. Quando aplicadas correntes elétricas com frequências altas, as ondas geradas pelo cristal são ultra-sônicas. Assim, uma frequência da corrente pode ser escolhida de forma que a vibração do cristal gere as ondas de ultra-som necessárias para o exame ecocardiográfico.

Estes cristais possuem também uma propriedade inversa à esta: quando são atingidos por uma onda de ultra-som, produzem um impulso elétrico. Desta forma, são utilizados tanto na geração quanto na recepção das ondas de ultra-som.

Assim, um transdutor é construído de forma a gerar um feixe de ondas ultra-sônicas, utilizado no exame ecocardiográfico. Segundo o esquema ilustrado na Figura 3.1, o cristal é posicionado de forma que um feixe de ondas ultra-som é direcionado para fora do transdutor, enquanto outro feixe é absorvido por um material específico do outro lado do transdutor.

O feixe ultra-sônico é direcionável, conforme descrito anteriormente. Porém, não é direcionável em toda sua extensão. Ele pode ser dividido em dois campos: um campo próximo, onde as ondas são paralelas, e um campo distal, onde começa a haver uma maior dispersão das ondas, como mostra a Figura 3.1.

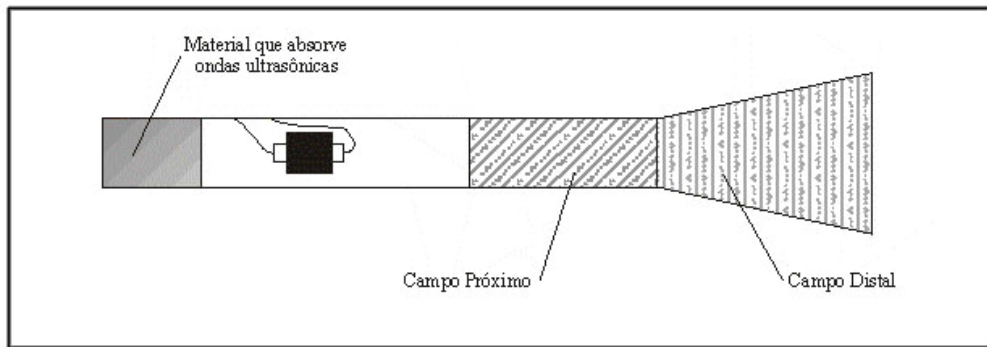


Figura 3.1: funcionamento de um transdutor utilizado em exames de ecocardiografia. Adaptado de [MORCEF, 1980].

Para uma melhor detecção das estruturas cardíacas, é desejável que estas estejam localizadas dentro do campo próximo. A detecção destas estruturas a partir do campo distal é precária, uma vez que as ondas do ultra-som não incidirão de forma perpendicular às estruturas cardíacas.

A extensão do campo próximo pode ser facilmente dimensionada pelas características do transdutor. De acordo com [MORCEF, 1980], ela é diretamente proporcional ao quadrado do raio do transdutor e inversamente proporcional ao comprimento da onda ultra-sônica. Assim, um exemplo de transdutor utilizado para exame ecocardiográfico em adultos, com 12 mm de diâmetro e frequência de 2.25 MHz, possui um campo próximo de aproximadamente 6 cm.

3.2.2 – Ecocardiografia Modo-M

Na ecocardiografia em modo-M, o transdutor é colocado na parede torácica e direcionado para uma determinada região do coração, por exemplo, a válvula mitral. Durante um tempo variável entre 2 a 5 milionésimos de segundo o transdutor funciona de forma ativa: uma corrente alternada é aplicada ao cristal, que emite ondas de ultra-som que penetram no tórax do paciente.

Após emitir as ondas de ultra-som, o transdutor opera em modo passivo, ou de escuta, pelos próximos 995 a 998 milionésimos de segundo. Durante este período os ecos das ondas de ultra-som emitidas pelo transdutor chegam de volta a ele. De acordo com o tempo

que cada eco leva para chegar, a partir do momento inicial do período de escuta, as diversas estruturas do coração podem ser identificadas. Quando mais profunda estiver uma determinada estrutura, maior o tempo necessário para que o eco correspondente a ela retorne ao transdutor. Após este tempo de escuta, o transdutor emite novamente as ondas de ultra-som, reiniciando um ciclo de emissão/recepção de ondas de ultra-som.

Os ecos capturados pelo transdutor são então mostrados em um osciloscópio, ordenados de cima para baixo pela ordem de chegada dos ecos: assim, a estrutura mais próxima fica representada na parte superior do osciloscópio, enquanto a estrutura mais profunda é representada na parte inferior do osciloscópio.

Existem 3 modos de apresentar, na tela do osciloscópio, os ecos resultantes da emissão de ondas ultra-sônicas pelo transdutor. De acordo com [MORCEF, 1980], no modo A (A indicando Amplitude) as estruturas do coração são apresentadas como uma espícula, indicando a quantidade de energia das ondas ultra-sônicas que foi refletida por cada estrutura.

O modo B (B indicando Brilho) mostra cada estrutura como um ponto, e a intensidade do eco da onda ultra-sônica recebida pelo transdutor é representada pelo brilho de cada ponto: quanto mais brilhante o ponto que representa uma estrutura, mais energia retornou no eco da mesma.

Como algumas estruturas do coração movimentam-se durante sua atividade, a posição dessas estruturas varia na tela do osciloscópio durante o exame. Combinando este fator com ciclos sucessivos de emissão/recepção do transdutor é montado o modo de visualização M (M indicando movimento). Dessa forma, o modo-M não leva em conta apenas a intensidade da onda que retorna no eco de cada estrutura, mas também ilustra o movimento realizado por cada estrutura durante o exame.

O modo-M é montado na tela como uma sucessão de modos B, dispostos em seqüência do lado esquerdo para o lado direito da tela do osciloscópio. À medida que as estruturas se movimentam durante o funcionamento do coração este movimento é representado na tela do osciloscópio. Quando uma estrutura se afasta do transdutor ela desce na tela do osciloscópio; quando se aproxima, ela sobe na tela do osciloscópio. Dessa forma, estruturas são representadas por curvas no modo-M quando se movimentam e por retas se permanecem à mesma distância do transdutor. A Figura 3.2 mostra a visualização da

ecocardiografia modo-M. Nesta figura, a letra A indica a dimensão diastólica final (correspondente ao período QRS do eletrocardiograma, como visto no Capítulo 2) e a letra B indica a dimensão sistólica final, ambas do ventrículo esquerdo.

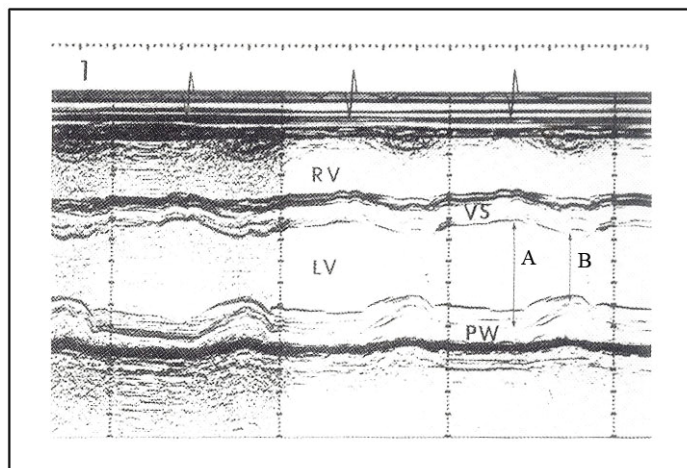


Figura 3.2. Exame ecocardiográfico modo-M. Adaptado de [Oh, 1997].

Para que as estruturas do coração sejam corretamente visualizadas, é necessário que o eco das ondas ultra-sônicas atinja o transdutor. Para isso, o transdutor deve ser posicionado de forma perpendicular à estrutura que se deseja visualizar, e esta estrutura deve estar de preferência no campo próximo do transdutor, onde as ondas ultra-sônicas são paralelas. Por isso, como dito anteriormente, a característica de dispersão das ondas ultra-sônicas é um fator importantíssimo para sua aplicação em exames de ecocardiografia.

3.2.3 – Ecocardiografia Bidimensional (2D)

Para a realização da ecocardiografia bidimensional, normalmente são utilizadas 4 posições padrão para o transdutor: janelas paraesternal, apical, subcostal e supra-esternal. As duas primeiras posições são aplicadas com o paciente em posição de decúbito lateral esquerdo e as duas últimas com o paciente em posição supina. A Figura 3.3 ilustra estas quatro posições normais do transdutor.



Figura 3.3. As quatro posições padrão do transdutor: paraesternal (1), apical (2), subcostal (3) e supra-esternal (4). Adaptado de [Oh, 1997].

Para cada uma destas quatro posições, várias imagens diferentes do coração e suas estruturas são obtidas, através da rotação manual e inclinação do transdutor. De acordo com estes movimentos do transdutor são obtidas imagens de eixo curto e longo, possibilitando assim um exame multiplano. A Figura 3.4 ilustra as imagens que podem ser obtidas, através da rotação e inclinação do transdutor localizado nas quatro posições apresentadas anteriormente. Um exemplo de uma imagem de ecocardiografia, com uma ilustração das estruturas do coração pode ser vista na Figura 3.5.

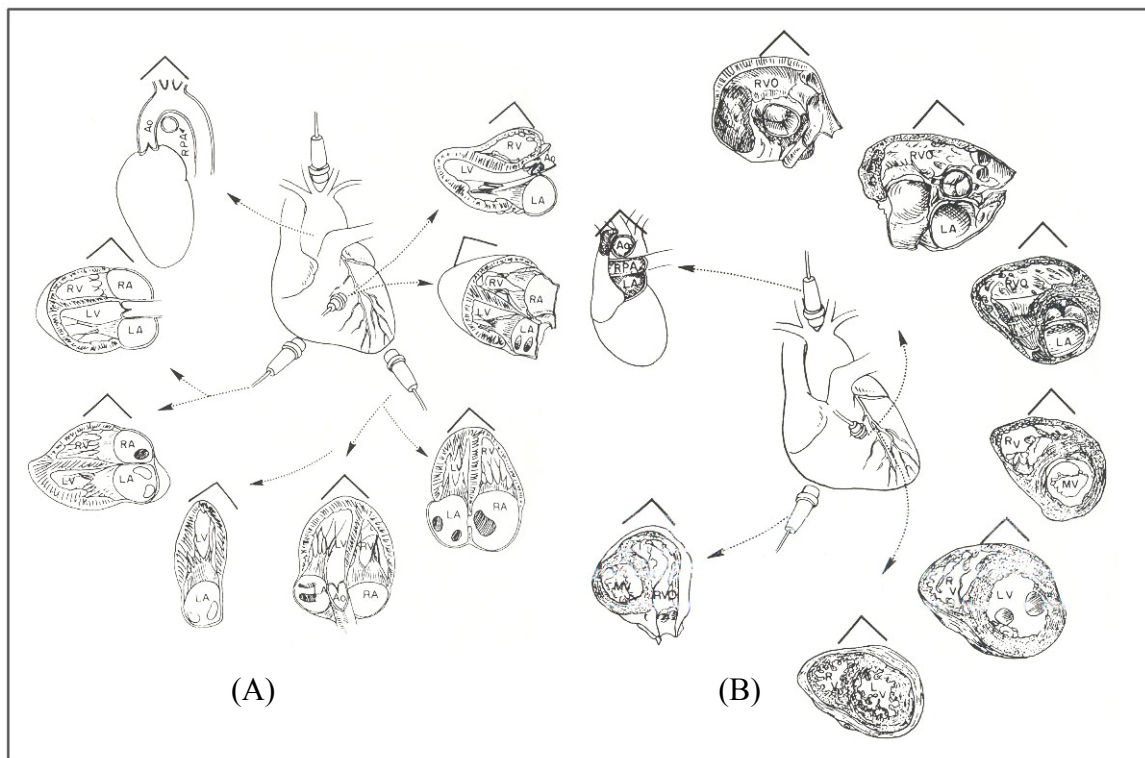


Figura 3.4: em (A) temos as imagens de eixo longo paraesternal e em (B) temos as imagens de eixo curto paraesternal. Adaptado de [Oh, 1997].

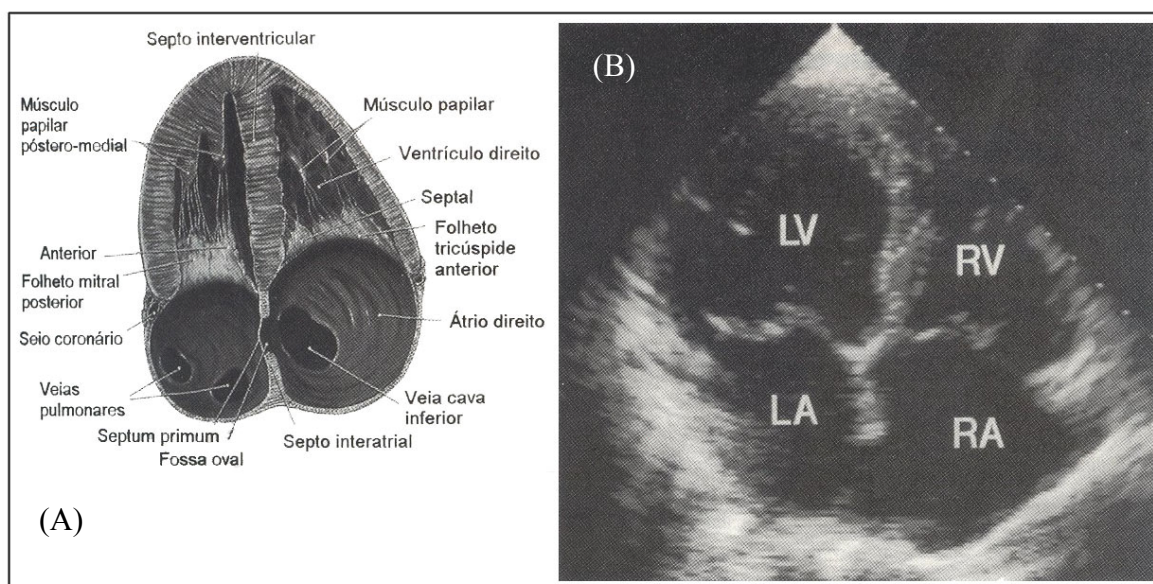


Figura 3.5: imagem obtida através da visualização apical de quatro câmaras. Em (A) temos um esquema anatômico das estruturas visualizadas, e em (B) a imagem resultante da ecocardiografia 2-D. Adaptado de [Oh, 1997].

As imagens de eixo longo são aquelas obtidas através de uma secção coronal do coração, com as ondas do transdutor paralelas a um plano imaginário que cortaria o coração em duas partes desde sua base até o topo. Já as imagens de eixo curto são obtidas com as ondas de ultra-som paralelas a um plano perpendicular ao plano de eixo longo.

As imagens de ecocardiografia bidimensionais, por permitirem uma visualização em tempo real das estruturas do coração e de sua movimentação, são a base para uma avaliação morfológica e funcional do coração. Ela também é usada para guiar a ecocardiografia de modo-M, e serve de base para a realização da ecocardiografia Doppler e da imagem de fluxo em cores.

3.2.3 – Ecocardiografia Doppler e Imagem do Fluxo em Cores

A ecocardiografia Doppler, apesar de usar ultra-som como a ecocardiografia modo-M e a bidimensional, é aplicada com propósito um pouco diferente: ela mede a velocidade do fluxo sanguíneo no coração e nos grandes vasos, ao invés de mostrar as estruturas do coração, como fazem os outros dois modos.

Isso é possível graças ao *efeito Doppler* – daí vem o nome desse tipo de ecocardiografia. O efeito Doppler foi descrito pelo físico austríaco Christian Doppler em 1842, e funciona da seguinte forma: a frequência de uma onda sonora aumenta à medida que a fonte da onda se aproxima do observador, e diminui à medida que a fonte se afasta do observador.

Na ecocardiografia Doppler, o objeto em movimento estudado pelo exame é a célula sanguínea vermelha, a hemácia. Quando um feixe de ultra-som com frequência conhecida (f_0) é transmitido para o coração ou para os grandes vasos, ele é refletido por estas hemácias. O eco deste reflexo tem sua frequência (f_r) aumentada se as hemácias se movem na direção do transdutor, ou diminuída, se elas se afastam do mesmo. A diferença entre a frequência da onda transmitida pelo transdutor e da onda refletida pela hemácia é chamada de *frequency shift* ou *Doppler shift* (Δf). O *Doppler shift* depende da frequência transmitida (f_0), da velocidade do objeto que se move (v) e do ângulo de incidência do feixe ultra-som no objeto que se move (θ), conforme descrito na Equação 3.1.

$$\Delta f = \frac{2f_0 \times v \times \cos \theta}{c} \quad (3.1)$$

A ecocardiografia Doppler pode operar em dois modos, que variam entre si pela forma como a onda de ultra-som é emitida: modo de onda pulsada e modo de onda contínua. Cada modo detecta parâmetros diferentes, portanto são complementares, e normalmente ambos são aplicados durante um exame de ecocardiografia Doppler.

O modo de onda pulsada utiliza o mesmo princípio de emissão/recepção de ondas ultrassônicas que a ecocardiografia bidimensional: um mesmo cristal emite os pulsos ultrassônicos por um período de tempo, e permanece outro período de tempo em modo de escuta, recebendo os ecos das ondas transmitidas pelas hemácias em movimento. Para o modo pulsado, o desvio máximo de frequência (Δf) que pode ser detectado sem interferência é a metade da frequência da onda emitida pelo transdutor. Essa frequência é chamada de frequência de *Nyquist*. Desvios maiores que este valor geram respostas com interferências.

Este modo de operação do ecocardiograma Doppler é utilizado para medir a velocidade de fluxo sanguíneo em pontos específicos da câmara cardíaca. A frequência de *Nyquist* varia

de forma inversamente proporcional à profundidade do ponto onde será feita a medição. Assim, quanto mais perto do transdutor estiver a estrutura onde será medida o fluxo sanguíneo, maior a velocidade que poderá ser medida.

Já o modo de onda contínua utiliza dois cristais no transdutor: um para emissão das ondas de ultra-som, e outro para a recepção. Dessa forma, o desvio máximo medido por este modo não é limitado por um valor como no modo de onda pulsada. De forma oposta ao Doppler de onda pulsada, o de onda contínua mede as velocidades das hemácias presentes em toda a extensão do feixe de ultra-som, e é utilizado principalmente para medir altas velocidades de fluxo sanguíneo.

A imagem do fluxo a cores é uma interpretação diferenciada da aplicação da ecocardiografia Doppler de onda pulsada. Como o nome diz, é mostrado o fluxo sanguíneo nas cavidades do coração, como um fluxo de cores no monitor. Cada fluxo é ilustrado como uma composição das cores vermelho, azul e verde, baseada na velocidade, direção e turbulência do fluxo.

A codificação utilizada é a seguinte: o fluxo sanguíneo em direção ao transdutor (que se aproxima do transdutor) é codificado em vermelho. O fluxo que se afasta do transdutor é codificado em azul. A velocidade de ambos os fluxos é indicada pelo brilho da cor, sendo o menor brilho para fluxo mais lento e maior brilho para o fluxo mais rápido. As regiões de turbulência, onde o sangue se move em várias direções, com velocidades variadas, é caracterizada pela presença de variância. Os graus de variância são geralmente codificados em tons de verde. Dessa forma, a imagem de fluxo a cores ilustra no monitor o comportamento dos diversos fluxos sanguíneos nas estruturas do coração.

4 – TRABALHOS CORRELATOS

A aplicação de processamento de imagens em exames médicos é cada vez mais utilizada. Com o avanço e conseqüente popularização dos exames médicos baseados na obtenção e análise de imagens, surgem cada vez mais métodos de processamento semi-automáticos e automáticos para auxiliar os médicos na interpretação destas imagens. Neste capítulo, faremos uma releitura dos métodos aplicados à interpretação de imagens de ecocardiografia, seus princípios e a forma como realizam a segmentação e a extração dos parâmetros utilizados pelos médicos na análise deste exame. Considerando o escopo e a proposta deste trabalho, trataremos de métodos de segmentação aplicados a imagens de exames de ecocardiografia 2-D. Existem atualmente métodos aplicados a outros exames que não o de ecocardiografia, como a ressonância magnética, e métodos que utilizam informações 3-D para análise e reconstrução do coração. Estes não serão abordados neste trabalho.

A classificação dos métodos de segmentação é tarefa difícil de ser realizada, pois os métodos propostos geralmente constituem-se de um conjunto de técnicas, e cada um destes métodos pode ser classificado de uma forma diferente, dependendo do tipo de classificação ou da característica analisada para realizar a classificação.

4.1 – CLASSIFICAÇÃO DOS MÉTODOS DE PROCESSAMENTO

Independentemente desta dificuldade em classificar os diversos métodos, [COSTA FILHO, 1999] aponta duas características importantes que devem ser levadas em conta na análise de métodos de segmentação de imagens de ecocardiografia. Primeiro, os métodos existentes podem ser classificados, de uma forma geral, não quanto à forma como realizam a detecção dos parâmetros em si, mas em relação ao nível de interferência do usuário nessa detecção. Assim, podem ser classificados como manuais, semi-automáticos e automáticos. Uma segunda característica é que os métodos geralmente obedecem a um modelo geral de um algoritmo de processamento e segmentação de imagens, e é composto por três etapas: pré-processamento, extração de parâmetros e classificação/pós-processamento.

Segundo esta classificação proposta por [COSTA FILHO, 1999], podemos dividir os métodos de segmentação em três categorias. Na primeira, os métodos manuais, toda a segmentação da câmara é realizada manualmente, pelo operador do programa. Os métodos deste tipo normalmente operam apenas na obtenção dos parâmetros, que são extraídos desta segmentação manual. Métodos manuais foram os primeiros propostos, e datam da década de 70. Porém, por terem como característica um grande grau de subjetividade intra e inter-observador e com o avanço das técnicas de processamento de imagens, eles deixaram de ser implementados e perderam espaço para os métodos semi-automáticos e automáticos.

Os métodos semi-automáticos contam com a interação do operador durante a segmentação. Esta interação pode ser realizada de várias formas e depende da natureza do método de segmentação. Por exemplo, o usuário pode delimitar uma região para que o programa realize a segmentação; um limiar ótimo para segmentação pode ser informado pelo operador; ou pontos específicos como o centro da câmara do ventrículo direito podem ser determinados pelo operador, para auxiliar na segmentação. Independente da forma da interação realizada pelo operador, todas elas possuem um grau de subjetividade tanto intra-observador quanto inter-observador. Este grau de subjetividade varia de método para método, e é dependente do tipo de interação exigida pelo algoritmo.

A categoria de métodos automáticos é a que recebe mais atenção ultimamente. Ela tem como um dos seus objetivos a minimização do grau de subjetividade na extração dos parâmetros das imagens de ecocardiografia, ou seja, quanto menor for a interação e participação do operador no processo de segmentação e extração destes parâmetros, melhor será o algoritmo no sentido de alcançar este objetivo. Além da minimização da subjetividade, os métodos automáticos são normalmente mais ágeis na detecção e muitas vezes eliminam rotinas tediosas resultantes da interação do operador com o programa de segmentação.

Apesar da classificação acima ser bastante útil, as técnicas utilizadas em cada método é a diferença mais significativa entre eles e é o que realmente os caracterizam. A estrutura geral de um método de detecção e as diferentes técnicas utilizadas em alguns métodos serão descritas a seguir.

4.2 – ESTRUTURA GERAL DOS MÉTODOS DE SEGMENTAÇÃO

Mesmo com toda a diversidade existente entre os vários métodos de segmentação, [COSTA FILHO, 1999] identifica um modelo que representa a estrutura geral de um sistema de visão computacional utilizado na segmentação da câmara do ventrículo esquerdo. Segundo este modelo, a primeira etapa de um sistema para segmentação do ventrículo esquerdo é o pré-processamento da imagem. Nesta etapa, a imagem é preparada para a extração efetiva da borda da câmara ventricular. Normalmente, são aplicadas técnicas com o objetivo de realçar os elementos utilizados na detecção da borda. Estas técnicas incluem a aplicação de filtros, tanto espaciais quanto temporais; aumento da imagem através de interpolação, e padronização e realce de pixels e de regiões específicas na imagem. No domínio espacial, são utilizadas técnicas como aplicação do gradiente, limiarização (podendo o limiar ser definido de forma automática ou fornecido pelo operador do programa), cruzamentos por zero e identificação de pontos-chave na estrutura do ventrículo esquerdo, como o centro da cavidade. As técnicas temporais são normalmente utilizadas para realçar características dos pixels candidatos à borda. Utilizam informações relativas a outros quadros (frames) para detectar variações características nestes pixels. Várias técnicas diferentes são utilizadas, como aplicar a média dos pixels entre quadros adjacentes no mesmo ciclo cardíaco (utilizando o quadro anterior e o quadro seguinte ao quadro atual) ou entre quadros correspondentes ao mesmo instante do ciclo cardíaco, mas de ciclos diferentes. Para isso, os quadros devem ser obtidos de forma sincronizada, o que normalmente é realizado com o auxílio do eletrocardiograma, de forma a garantir que os quadros em ciclos diferentes correspondam, de forma mais próxima possível, ao mesmo ponto no ciclo cardíaco. Cada sistema utiliza uma técnica ou uma combinação de técnicas para preparar a imagem da forma necessária para a segunda etapa do seu sistema, a etapa de extração de parâmetros.

Todo este processamento de baixo nível é utilizado para identificar os elementos na imagem (pixels) que são candidatos à borda, ou que são elementos da própria borda. Assim, no final da primeira etapa o sistema de segmentação possui as informações necessárias para realizar a identificação da borda da câmara do ventrículo esquerdo, realizada na segunda etapa do sistema.

A segunda etapa realiza a efetiva identificação da borda do ventrículo esquerdo. Aplicando um processamento de alto nível, ela utiliza os pixels e estruturas identificadas na primeira etapa para identificar toda a borda da câmara ventricular esquerda. Nesta etapa ocorre a aplicação de conhecimentos prévios sobre a estrutura do ventrículo esquerdo, ou sobre outras segmentações realizadas. Esta aplicação é utilizada para auxiliar na determinação da borda efetiva do ventrículo, e é de grande ajuda devido à característica intrínseca de baixa relação de sinal/ruído presente nas imagens de ecocardiografia.

Citando [COSTA FILHO, 1999], “o rol de técnicas utilizadas na etapa de classificação e pós-processamento é bastante grande”. É esta etapa do sistema de segmentação que realmente diferencia os sistemas propostos por diversos autores. São aplicadas, por exemplo, técnicas que utilizam lógica fuzzy, redes neurais, busca em grafos, funções probabilísticas, entre outras. Algumas destas técnicas serão analisadas a seguir, na próxima seção deste capítulo, com o objetivo de obtermos um panorama das diversas abordagens possíveis nesta etapa.

4.3 – MÉTODOS DE SEGMENTAÇÃO DA CÂMARA INTERNA DO VENTRÍCULO ESQUERDO

Um método para definição de um limiar ótimo para a segmentação do ventrículo esquerdo é descrito em [ZHANG, 1982]. O autor começa descrevendo a importância crescente da análise quantitativa da função do ventrículo esquerdo, extraído do exame de ecocardiografia parâmetros como dimensões e volume de sangue ejetado (fração de ejeção). Para a extração destes parâmetros é necessário extrair o contorno interno do ventrículo esquerdo. O autor cita alguns métodos que utilizam técnicas clássicas de processamento de imagens para extração de bordas, aplicadas a quadros isolados do exame ecocardiográfico. Ele destaca a importância do uso de informações espaciais, além das informações do nível de cinza dos pixels da imagem e também o uso de informações sequenciais. Como o funcionamento do coração segue um ciclo cardíaco pré-identificado e conhecido, a aplicação de informação contida em uma seqüência de quadros é também importante para a determinação da borda do ventrículo esquerdo.

Os autores utilizam uma matriz de co-ocorrência temporal, análoga à matriz de co-ocorrência espacial utilizada em segmentação de imagens isoladas, para estabelecer a relação entre os pontos móveis da imagem. O limiar ótimo é aquele que maximiza a Equação 4.1:

$$P_{i,j} = \sum_{i=1}^L \sum_{j>L}^K M_{i,j} + \sum_{i>L}^K \sum_{j=1}^L M_{i,j} \quad (4.1)$$

onde $P_{i,j}$ representa o número de pontos móveis, L representa o limiar, K é o valor máximo de nível de cinza na imagem e $M_{i,j}$ representa o valor da matriz de co-ocorrência temporal na posição $[i, j]$.

Os autores destacam que caso haja influência do ruído na determinação dos pontos móveis, o mesmo pode ser minimizado aplicando a média entre vários quadros adjacentes.

Técnicas de morfologia matemática também são bastante utilizadas na extração do contorno da câmara interna do ventrículo esquerdo como pode ser visto em [KLINGLER, 1988] e [CHOY, 1996]. Em [CHENG, 2005], estas técnicas são utilizadas para determinar a ROI (*region of interest*, região de interesse) onde está localizado o ventrículo esquerdo.

Em [KLINGLER, 1988] é proposto um método de segmentação semi-automático utilizando morfologia matemática para imagens de eixo curto. Primeiro, as imagens resultantes de pontos equivalentes em diferentes ciclos do exame de ecocardiografia são combinadas, formando uma imagem composta pela média destas imagens. Após obter a imagem composta, é aplicado um filtro morfológico de abertura em escala de cinza. Em seguida, a imagem resultante é subtraída da imagem original, resultando em uma imagem que retém as informações de borda, porém com uma menor variação de níveis de cinza do que a imagem original. Após a subtração das imagens, um filtro morfológico de fechamento em escala de cinza é aplicado. Esta operação tem como objetivo preencher pequenas falhas na imagem. O próximo passo é a binarização da imagem utilizando um limiar obtido de forma empírica. Para produzir um contorno fechado os autores aplicaram uma seqüência de dilatações seguidas de operações seqüenciais de afinamento (*thinning*). Uma operação lógica OU foi aplicada entre a imagem resultante e a imagem binária original. Com isso, as falhas nos contornos foram preenchidas. Por fim a borda interna do ventrículo esquerdo foi extraída, utilizando uma operação de *fill and out-line* presente no sistema de processamento de imagem VICOM.

Em [CHOY, 1996], os autores primeiro aplicam o watershed na imagem inicial, onde cada pixel pertence a somente uma bacia entre as geradas pelo watershed. Em seguida, é calculado um parâmetro chamado elevação para cada pixel, pela Equação 4.2.

$$elevação(x) = altura(x) - altura(mínimo(bacia(x))) \quad (4.2)$$

Sendo:

- $altura(x)$ - indicada pela intensidade do pixel na imagem;
- $bacia(x)$ - um conjunto de pixels que pertencem a uma mesma;
- $mínimo$ - é o pixel com menor altura dentre aqueles de uma mesma bacia.

A Equação 4.2 é combinada com a aplicação de um limiar, ou seja, pixels com elevação inferior a um determinado limiar terão sua intensidade alterada para zero. Dessa forma, uma parte do ruído presente no interior da câmara do ventrículo esquerdo é minimizado. Em seguida, os autores utilizam cruzamento por zero e interpolação para determinar a borda da câmara do ventrículo esquerdo.

Uma técnica também bastante utilizada em algoritmos de segmentação da câmara do ventrículo esquerdo são os modelos de contornos ativos, ou *snakes*. De uma forma resumida, os *snakes* são contornos ativos que partem de um modelo inicial – que pode ser determinado de forma automática utilizando outro método, ou informações prévias sobre o que se procura na imagem – e adaptam-se aos objetos procurados na imagem. Estes contornos são guiados por elementos de interesse presentes na imagem, de forma que no final o contorno está aderido à borda ou aos elementos de interesse que são buscados na imagem, e é utilizado para extrair essa borda ou estes elementos. Esta técnica foi proposta em [KASS, 1988], [CHENG, 2006] e [BONSJAK, 2001].

Em [CHENG, 2006], primeiro a imagem de ecocardiografia de quatro câmaras é analisada, e a região de interesse onde está localizado o ventrículo esquerdo é determinada. Em seguida é aplicado o método de contornos ativos. Seguindo a definição do método em [KASS, 1988], os autores utilizam como a energia externa um mapa de bordas, gerado através da aplicação da transformada de wavelet 2-D discreta na imagem de ecocardiografia pré-processada. As bordas mais fortes são acentuadas, enquanto as mais fracas são preservadas.

Este mapa é utilizado pelos autores para guiar a deformação do contorno ativo até que ele indique a borda da câmara interna do ventrículo esquerdo. Os autores citam que em

detecções sucessivas de quadros do mesmo ciclo cardíaco a borda detectada em um quadro pode ser utilizada como o contorno inicial para a detecção no quadro seguinte.

Em [BONSJAK, 2001] os autores iniciam o processamento com a aplicação de um filtro Lee 2-D, expandido e modificado para três dimensões, com intuito de minimizar o ruído speckle. Após o pré-processamento, são propostos dois métodos de segmentação baseados em contornos ativos. O primeiro utiliza uma aplicação de snakes, enquanto o segundo é baseado em um modelo de propagação. Como fator na deformação do contorno no método baseado em snakes, os autores utilizam como energia externa uma variável baseada no gradiente da imagem de ecocardiografia.

Para valores altos do gradiente – perto de bordas na imagem – esta variável possui valores próximos de zero, fazendo com que a deformação pare ao alcançá-la. Para regiões homogêneas, onde o gradiente é baixo, a variável assume um valor alto, dando continuidade à deformação. Dessa forma, o contorno inicial é deformado para se adaptar às bordas presentes na imagem.

Técnicas de busca radial também são utilizadas por vários autores, geralmente na segunda etapa de um algoritmo de segmentação do ventrículo esquerdo, após a aplicação de uma outra técnica de filtragem ou seleção de candidatos para a borda. Nesta técnica, raios partem do centro da cavidade do ventrículo esquerdo e selecionam pontos da borda utilizando diferentes parâmetros, como funções de custo e cruzamentos por zero, entre outros. Um dos problemas desta técnica é a detecção de falsos pontos de borda. Por isso a importância de restrições que diminuam a ocorrência deste fato. Em [LILLY, 1989] o operador do programa indica pontos-chave, que são utilizados para determinar o eixo longo do ventrículo esquerdo. A partir deste eixo, são traçadas linhas que determinam os candidatos a pontos da borda do ventrículo esquerdo.

A aplicação de redes neurais também é utilizada na etapa de processamento de alto nível para a segmentação do ventrículo esquerdo. Em [COSTA, 1995] os autores propõem um algoritmo para segmentação não apenas do ventrículo esquerdo, mas de contornos que apresentam o formato descrito como contorno- θ . Um contorno- θ é aquele onde para cada raio $R(\theta)$ partindo do centro do contorno, o raio não pode ser interceptado por bordas. Ele deve atingir apenas um ponto da borda.

Considerando este tipo de contorno os autores aliam a busca radial com redes neurais para determinar pontos candidatos a contorno da câmara do ventrículo esquerdo. Primeiro é determinada a posição geométrica do centro do órgão. A partir deste centro é realizada uma busca radial de pontos candidatos à pontos de borda em 64 orientações. Para cada orientação, uma rede neural do tipo perceptron multicamadas é utilizada, para determinar estes pontos candidatos à borda. Após determinar os pontos candidatos, os autores aplicam critérios heurísticos para escolher os pontos de borda efetivos.

Como variáveis de entrada para cada rede neural, os autores utilizaram a intensidade do pixel, o gradiente linear e a distância normalizada do pixel em relação ao centro da câmara ventricular. Para o uso de 64 redes neurais, uma para cada raio, os autores justificam que é mais fácil monitorar o treinamento de uma rede neural dedicada a uma orientação, do que monitorar uma rede com as 64 orientações. Alterações necessárias durante o treinamento de cada rede podem ser tomadas de forma mais rápida e eficiente, otimizando assim o tempo de treinamento de todas as redes utilizadas. Segundo os autores, cada rede neural teve um tempo médio de treinamento de três minutos. Assim, foram gastos aproximadamente 192 minutos no treinamento das redes das 64 orientações. Testes de comparação com contornos obtidos de forma manual foram realizados para validar a obtenção das bordas pelo algoritmo proposto.

Informação temporal é outra ferramenta utilizada por diversos autores, principalmente na aplicação de filtros temporais. Alguns autores, como [JOUAN, 1990] utilizam médias temporais de imagens de um mesmo ciclo cardíaco para minimizar ruídos causados por anormalidades no movimento da parede cardíaca. [KLINGLER, 1988] e [SKORTON, 1981] utilizam uma abordagem similar, porém utilizam médias entre quadros correspondentes a um mesmo instante do ciclo cardíaco, mas de ciclos cardíacos diferentes. Nestes casos é preciso adotar um método de sincronia para que os quadros utilizados correspondam da forma mais precisa possível a um mesmo instante do ciclo cardíaco. Geralmente é utilizado o eletro-cardiograma para determinar este sincronismo.

Porém, além de utilizada no pré-processamento para eliminar ruídos e realçar as estruturas do ventrículo esquerdo, a informação temporal também é aplicada para auxiliar na segunda etapa do algoritmo de segmentação: a determinação dos pontos de borda do ventrículo esquerdo. Partindo do princípio que entre imagens seqüenciais as mudanças na dimensão e posição da borda do ventrículo esquerdo são relativamente pequenas, os autores propõem a

utilização de informações extraídas em um determinado quadro para auxiliar a segmentação no quadro seguinte.

Em [CHOY, 1998] é utilizada informação prévia seqüencial para a determinação de um contorno mais exato. Partindo de seu primeiro trabalho [CHOY, 1996], os autores aplicam uma nova etapa na segmentação do ventrículo esquerdo em imagens sucessivas de ecocardiografia. De modo similar ao indicado em [CHENG, 2006], a borda segmentada em um quadro serve de ponto de partida para a segmentação no quadro seguinte. Cruzamentos por zero e análise de vizinhos são utilizadas para determinar o contorno final.

Outra vantagem da utilização de informação temporal na segmentação de imagens sucessivas é diminuir a interferência do operador humano no processo de segmentação. Em [ESPINOZA, 2004] por exemplo, durante a segmentação de quadros sucessivos de um mesmo ciclo cardíaco para gerar a curva da variação de área do ventrículo esquerdo durante o ciclo cardíaco, é utilizada uma barreira aplicada pelo operador para separar o ventrículo esquerdo do átrio esquerdo. Essa barreira, segundo o autor, é necessária durante os quadros onde a válvula mitral encontra-se aberta, o que torna o contorno do interior da câmara ventricular esquerda descontínuo.

A barreira é aplicada somente uma vez pelo operador, e no processamento dos quadros subseqüentes ela é posicionada de forma automática pelo programa, no ponto mais baixo do contorno obtido na imagem anterior. Dessa forma, o operador posiciona a barreira uma única vez durante o processo de segmentação, diminuindo sua interferência no restante do processo.

Como visto nessa seção, diversas abordagens para o processamento de alto nível na determinação da borda interna da câmara do ventrículo esquerdo são possíveis. Inúmeras técnicas e combinações de técnicas podem ser aplicadas, de forma a extrair o contorno de várias formas diferentes. Além de poderem ser classificados como manuais, semi-automáticos e automáticos, cada método proposto deve também ser comparado com a segmentação manual, executada por um médico especialista no exame ecocardiográfico. Estas comparações são discutidas na próxima seção deste capítulo.

4.4 – MÉTRICAS UTILIZADAS NA AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO

Como visto na seção anterior, existem vários métodos propostos para determinar o contorno do ventrículo esquerdo. Apesar de aplicaram técnicas bastante diversas, todos os algoritmos buscam os mesmos resultados: determinar e segmentar o contorno da câmara interna do ventrículo esquerdo e extrair alguns parâmetros quantitativos relacionados a esta segmentação, como a fração de ejeção, a área do ventrículo esquerdo, entre outros. Os resultados obtidos com os diversos métodos propostos devem ser avaliados, para checar sua validade e acuidade na determinação e extração destes parâmetros. Para a validação dos parâmetros extraídos é considerado como padrão ouro os parâmetros extraídos da segmentação realizada por um médico especialista no exame de ecocardiografia.

Infelizmente, de acordo com [COSTA, 1999], esta avaliação é difícil de ser realizada. Primeiro, não há medidas de desempenho padrão, que podem ser utilizadas por cada autor para gerar resultados possíveis de comparação entre os diversos métodos propostos. Um segundo ponto de dificuldade é que cada autor aplica o método proposto em seu próprio conjunto de imagens, segmentado manualmente por um médico. Dessa forma, diferenças nas imagens utilizadas por cada autor, e as diferenças existentes na análise inter-observador são dificuldades consideráveis para realizar a comparação entre os resultados de métodos diferentes. Se houvesse um conjunto classificado de imagens públicas, no qual cada autor pudesse aplicar o método proposto, a comparação entre os diversos métodos seria mais fácil de ser realizada.

Assim, frente a estas dificuldades, alguns métodos de avaliação de resultados são propostos por cada autor. Os métodos discutidos em [COSTA, 1999] são divididos em dois grupos: um de medidas indiretas, que comparam os parâmetros da função cardíaca, como fração de ejeção e volume ventricular. O outro grupo, de medidas diretas, comparam os contornos em si, o obtido automaticamente e um realizado manualmente por um médico especialista. Isto é realizado analisando parâmetros como área do contorno, distâncias entre eles e os pontos que os compõem, por exemplo. A seguir, alguns dos métodos utilizados para comparação de resultados serão discutidos.

4.4.1 – Medidas de Distância entre Pixels

Uma métrica utilizada por [POPE, 1985], chamada de Desvio Médio de Pixel, realiza uma comparação pixel-a-pixel entre os pontos que compõem o contorno manual e os pontos do contorno obtido automaticamente. Esta métrica é obtida segundo a Equação 4.3:

$$E = \sum_{i=1}^N \frac{|M_i - A_i|}{2N} \quad (4.3)$$

onde N é o número de pontos no contorno, M_i e A_i representam, respectivamente, a distância do i -ésimo ponto do contorno manual e do contorno automático em relação ao centro do ventrículo esquerdo.

Uma outra métrica similar, utilizada em [ADAM, 1987], propõe que seja utilizado um índice de qualidade definido pela Equação (4.4).

$$q = 1 - e \quad (4.4)$$

onde a variável e representa um erro médio quadrático associado à distância entre a borda manual e automática, e é obtida pela Equação (4.5).

$$e = \left\{ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{(M_i - A_i)^2}{M_i} \right\}^{\frac{1}{2}} \quad (4.5)$$

sendo atribuídos à N , M_i e A_i os mesmos valores que na Equação 4.3.

Uma outra métrica que utiliza distância entre pontos é proposta em [CHOY, 1998]. A Figura 4.1 ilustra o cálculo desta métrica.

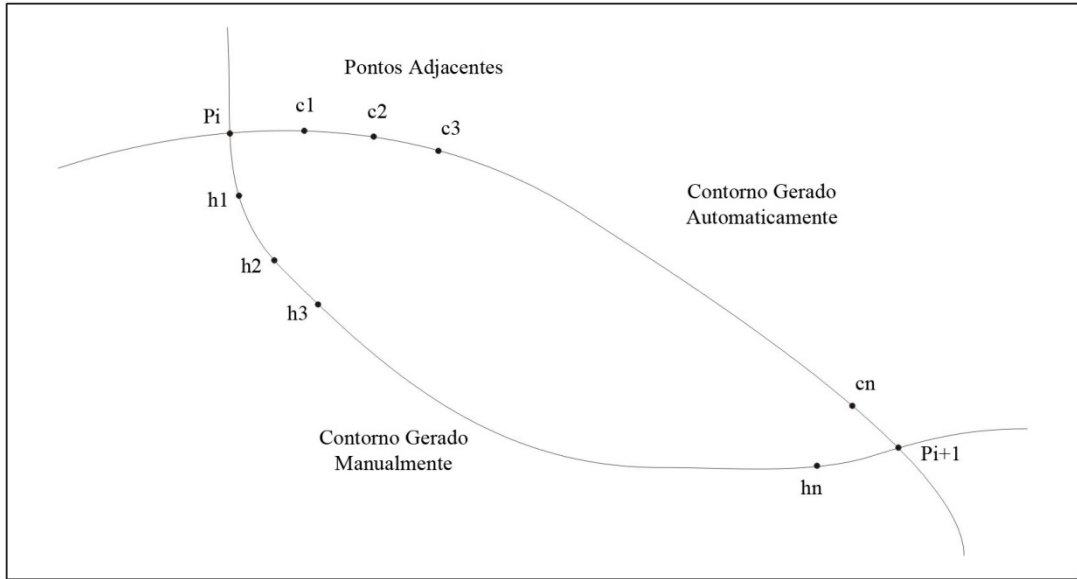


Figura 4.1: métrica de comparação de segmentos do ventrículo esquerdo.
Adaptado de [CHOY, 1998].

Considerando que C é o contorno gerado automaticamente, e H o contorno gerado manualmente. Sendo os pontos P_i e P_{i+1} dois pontos de interseção entre estes contornos adjacentes. Sendo $C_i = [P_i, c_1, c_2, c_3, \dots, c_n]$ e $H_i = [P_i, h_1, h_2, h_3, \dots, h_n]$ listas de pontos entre P_i e P_{i+1} para os contornos gerados automaticamente e manualmente, respectivamente, e P_i é um ponto comum em C_i e H_i . Pontos na lista com maior comprimento são eliminados, de forma que ambas possuam o mesmo número de pontos. Esse processo é aplicado aos segmentos entre pares de pontos adjacentes em todo o contorno, formando no final as listas L_c e L_h , com mesmo comprimento. Assim, o erro médio quadrático (*rms*, do inglês *root mean square*) é calculado de acordo com a Equação (4.6):

$$rms = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_i^N erro(L_{C_i}, L_{H_i})^2} \quad (4.6)$$

onde N é o tamanho de L_c , e o erro entre os pares de pontos C_i e H_i é a distância entre estes dois pontos. Este erro é considerado positivo se o ponto gerado por computador C_i estiver fora do contorno gerado manualmente.

4.4.2 – Medidas de Diferença de Área

Outro conjunto de métricas utilizado para avaliação dos resultados obtidos pelos métodos de segmentação do ventrículo esquerdo utilizam os valores das áreas compreendidas pelos segmentos obtidos. Duas medidas propostas por [LILLY, 1989] são o erro percentual (EP) e o erro soma (ES).

O erro percentual é obtido através da Equação (4.7).

$$EP = \frac{|M| - |A|}{|M|} \times 100 \quad (4.7)$$

e o erro soma é calculado pela Equação (4.8).

$$ES = \frac{|M \cap \bar{A}|}{|M|} \times 100 + \frac{|\bar{M} \cap A|}{|M|} \times 100 \quad (4.8)$$

Para as Equações (4.7) e a Equação (4.8), os valores são os seguintes: M e $|M|$ representam o conjunto de pixels dentro do contorno manual e a área compreendida por estes pixels, respectivamente. A e $|A|$ representam o conjunto de pixels do contorno automático e a área compreendida por estes pixels, respectivamente. Na Equação (4.8), \bar{M} e \bar{A} representam, respectivamente, o complemento do conjunto M e A . A principal diferença entre estas duas métricas é que o Erro Percentual considera apenas a diferença absoluta entre as áreas definidas pelo contorno automático e manual, enquanto o Erro Soma considera todas as regiões onde não houve superposição das áreas automática e manual.

A Diferença de Área sobre o Perímetro, ou AP, é uma métrica sugerida pelos autores em [COPPINI, 1995]. Esta métrica é obtida através de uma relação entre as áreas obtidas do contorno automático, do contorno manual e do perímetro do contorno manual, e é calculada através da Equação (4.9).

$$AP = \frac{|M - A|}{p} \quad (4.9)$$

onde M e A possuem os mesmos valores atribuídos para a Equação (4.8) e p é o perímetro do contorno manual.

Uma terceira métrica proposta em [THEDENS, 1996] leva em conta simplesmente a diferença simples entre as áreas dos contornos obtidos pelo programa e o manual. Esta é calculada através da Equação (4.10).

$$D = |M - A| \quad (4.10)$$

4.4.3 – Medidas de Correlação Linear

Um terceiro grupo de medidas citados por [COSTA, 1999] leva em consideração a comparação entre valores da correlação linear entre distâncias medidas nos contornos obtidos de forma automática e nos contornos obtidos de forma manual. As distâncias utilizadas podem ser, por exemplo, o tamanho do eixo maior e do eixo menor, a área e o diâmetro do ventrículo esquerdo. Estas métricas são utilizadas pelos autores em [CHU, 1988].

5 – DESCRIÇÃO DO MÉTODO PROPOSTO PARA SEGMENTAÇÃO DO VENTRÍCULO ESQUERDO

No capítulo anterior, foram descritos alguns métodos propostos para realizar a segmentação da câmara interna do ventrículo esquerdo. Neste capítulo, é apresentado um método de segmentação proposto neste trabalho. As etapas e as técnicas utilizadas no método de segmentação serão explicadas nas seções deste capítulo.

O método proposto neste trabalho consiste em dois conjuntos de técnicas: um aplicado para a detecção do contorno em imagens isoladas de ecocardiografia 2-D e outro aplicado a seqüências de imagens. A diferença entre os dois métodos é pequena, e será explicada em uma seção a seguir, neste mesmo capítulo.

De forma semelhante ao descrito em [COSTA, 1999], o método proposto pode ser dividido em 2 etapas: pré-processamento e segmentação e pós-processamento. No método aplicado seqüencialmente há uma terceira etapa, chamada de conhecimento prévio. Neste trabalho, esta divisão será utilizada para identificar os passos utilizados no método de segmentação proposto. As etapas de pré-processamento e segmentação serão abordadas neste capítulo, enquanto a etapa de pós-processamento e análise de resultados será descrita no Capítulo 6.

As imagens utilizadas neste método são originadas de exames de ecocardiografia 2-D, e todas são representadas em uma escala de cinza.

5.1 – MÉTODO PROPOSTO PARA SEGMENTAÇÃO DE IMAGENS ISOLADAS

Como ocorre em diversas situações onde é aplicado um método de processamento de imagens para extração de parâmetros de interesse, é necessário primeiro realizar um pré-processamento. Este pré-processamento tem como objetivo preparar a imagem, de forma que os parâmetros possam ser extraídos da melhor forma possível.

Esta preparação é necessária devido a diversos fatores: o tamanho da imagem original, que pode ser muito grande ou muito pequena para a aplicação das técnicas de processamento de imagens selecionadas; a existência de informação extra na imagem original, que deve

ser recortada de forma que somente uma determinada região, que contém a informação que se deseja analisar seja utilizada pelo método; e a existência de ruídos, principalmente em imagens médicas, que podem atrapalhar a extração dos parâmetros desejados.

Assim, a etapa de pré-processamento é muito importante em um método de segmentação de imagens. Ela pode ser a diferença entre a possibilidade ou não da aplicação de uma determinada técnica. Nesta etapa, são utilizados recortes, redimensionamento e reposicionamento da imagem e a aplicação de filtros com o objetivo de minimizar os ruídos presentes na imagem que será processada.

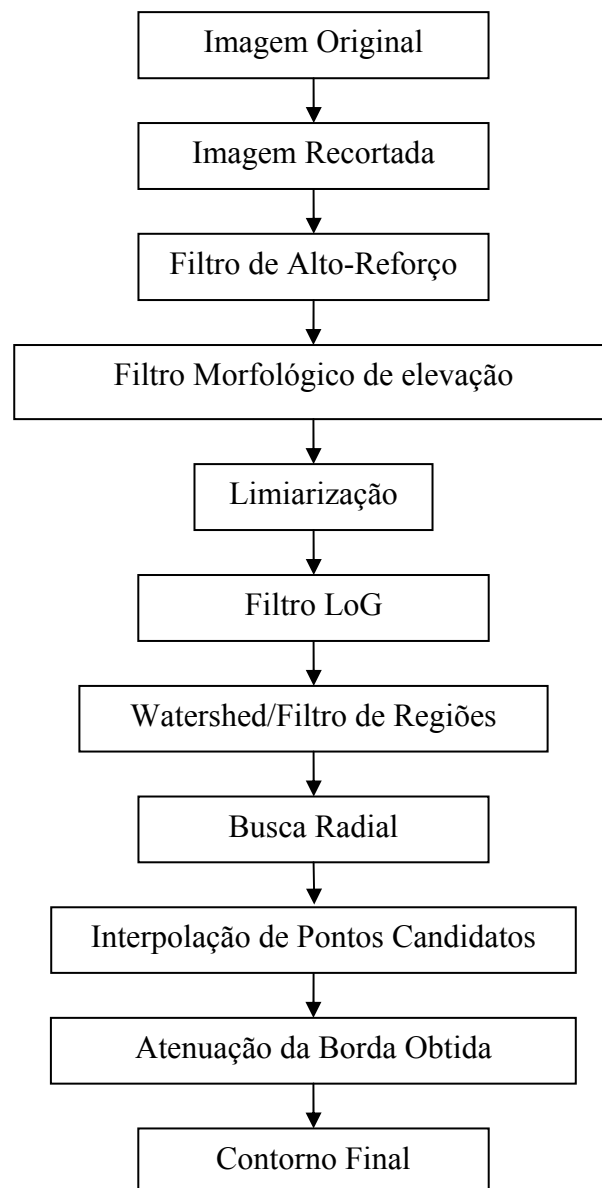


Figura 5.1: Ilustra as etapas executadas pelo método de segmentação proposto neste trabalho.

O algoritmo é composto de algumas etapas, como mostra a Figura 5.1. Inicialmente a imagem é recortada. Depois são aplicados os filtros de alto-reforço, limiarização, morfológico de elevação e LoG. Em seguida a segmentação *watershed* é realizada seguida da busca radial, interpolação dos pontos candidatos e atenuação da borda obtida.

A seguir, serão detalhados os diversos passos utilizados na etapa de pré-processamento do método de segmentação proposto. A figura anterior ilustra os passos executados pelo programa na segmentação das imagens isoladas.

5.1.1 – Recorte da Imagem Original

A imagem original do exame de ecocardiografia 2-D possui muitas informações que são dispensáveis para a aplicação de um método de segmentação. Para o método proposto neste trabalho, as imagens devem ser recortadas antes, de forma que somente o ventrículo esquerdo esteja presente na imagem que será processada.

Este recorte é necessário, pois além de excluir algumas estruturas que podem atrapalhar na detecção do contorno, diminui muito a dimensão da imagem, enquanto preserva as informações necessárias para a extração do contorno. Uma diminuição no tamanho da imagem, desde que devidamente preservadas todas as informações importantes e necessárias na extração do contorno, é interessante para a maioria dos métodos que utiliza processos de análise morfológica. Estes métodos geralmente varrem toda a imagem, de forma que imagens menores resultam em um menor tempo de processamento.

5.1.2 – Aplicação do Filtro de Alto-Reforço

Após o recorte da imagem original, temos a imagem inicial de onde será extraída o contorno da câmara interna do ventrículo esquerdo. Para melhorar a qualidade da imagem e deixá-la mais propícia a aplicação das técnicas que serão utilizadas na extração do contorno é aplicada uma seqüência de filtros, que começa com o filtro de auto-reforço.

O filtro de alto-reforço é um filtro morfológico, que consiste na aplicação de uma máscara pré-definida em toda a imagem. Este filtro produz um resultado próximo ao filtro passa-altas. A diferença entre os dois está no valor utilizado no centro da máscara, W , como mostra a Figura 5.2. Para $W=1$, o resultado é o mesmo do filtro passa-altas. Para $W>1$, elementos de baixa freqüência da imagem original são adicionados ao resultado do passa-altas. Assim, o filtro de alto-reforço acentua os elementos de alta freqüência, sem que se perca muito dos elementos de baixa freqüência. Neste trabalho foi utilizado um valor de $W=1.1$.

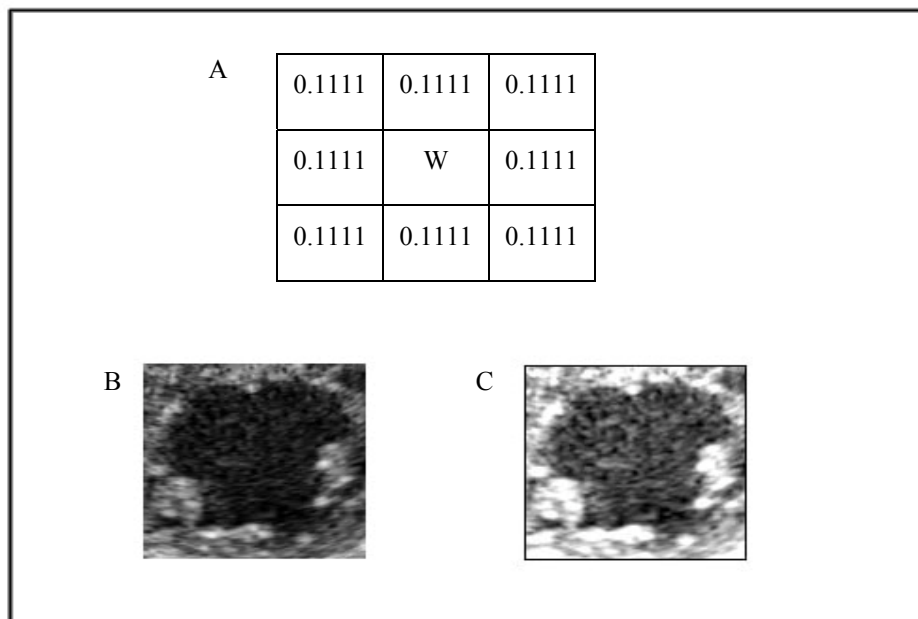


Figura 5.2: Máscara utilizada no filtro de alto-reforço (A), uma imagem recortada de ecocardiografia bidimensional (B) e o resultado da aplicação do filtro (C).

5.1.3 – Aplicação do Filtro Morfológico de Elevação

Em [CHOY, 1996] os autores descrevem a aplicação de um filtro morfológico baseado em watershed, chamado de filtro de elevação. Este filtro tem o objetivo de minimizar ruídos presentes no interior da cavidade ventricular.

Para entender o funcionamento deste filtro, primeiro é preciso entender o funcionamento da técnica de watershed. Esta técnica tem como objetivo agrupar pixels baseado em sua

localização na imagem e em seus valores de intensidade, em uma imagem em escala de cinza. Ela parte do princípio que considera uma imagem em escala de cinza como um mapa topográfico, sendo um valor de intensidade zero o ponto mais baixo nesse mapa, e um valor de intensidade 255 o ponto mais alto. A técnica de watershed consiste na simulação da variação de níveis de água neste mapa topográfico, que começa em todos os pixels de menor intensidade presentes na imagem e em cada ciclo aumenta em um nível de intensidade, o que corresponde a aumentar o nível da enchente, até que todos os pixels pertençam a um grupo, que é chamado de bacia, ou a uma barreira.

Os grupos de pixels são formados da seguinte forma: quando o nível da enchente atinge o nível de intensidade de um pixel, seus vizinhos-de-8 são checados em busca de alguma bacia existente. Se nenhum vizinho pertencer a uma bacia, uma nova bacia é criada, e este pixel é alocado nesta bacia. A medida que o nível da enchente aumenta, cada pixel na imagem é checado dessa forma, dando origem a uma nova bacia, ou sendo alocado em uma bacia já existente. A Figura 5.3 a seguir ilustra a interpretação de uma imagem em escala de cinza como um mapa topográfico. Os eixos X e Y no gráfico representam as dimensões da imagem, e o eixo Z indica a intensidade de cada pixel – que é interpretado como altitude nesta imagem.

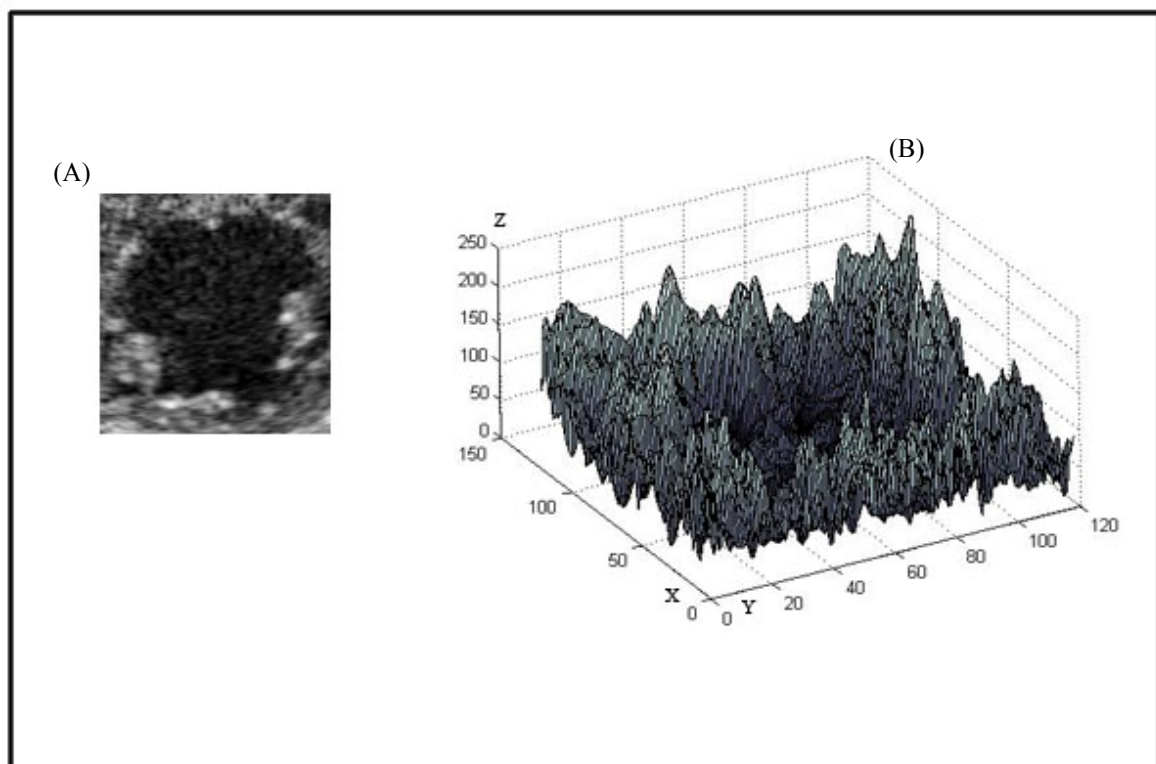


Figura 5.3: Exemplo de como uma imagem em escala de cinza(A) pode ser interpretada como um mapa topográfico (B).

Uma barreira é um conjunto de pixels que separa duas bacias adjacentes, impedindo que elas se unam. Isso ocorre quando um determinado nível de enchente faz com que um pixel tenha, entre seus vizinhos, pixels pertencentes a duas ou mais bacias. Este pixel então assume um valor específico, indicando que ele é uma divisão entre estas duas bacias. A Figura 5.4 mostra o processo de enchente, bem como a criação dos pixels de barreira entre bacias diferentes.

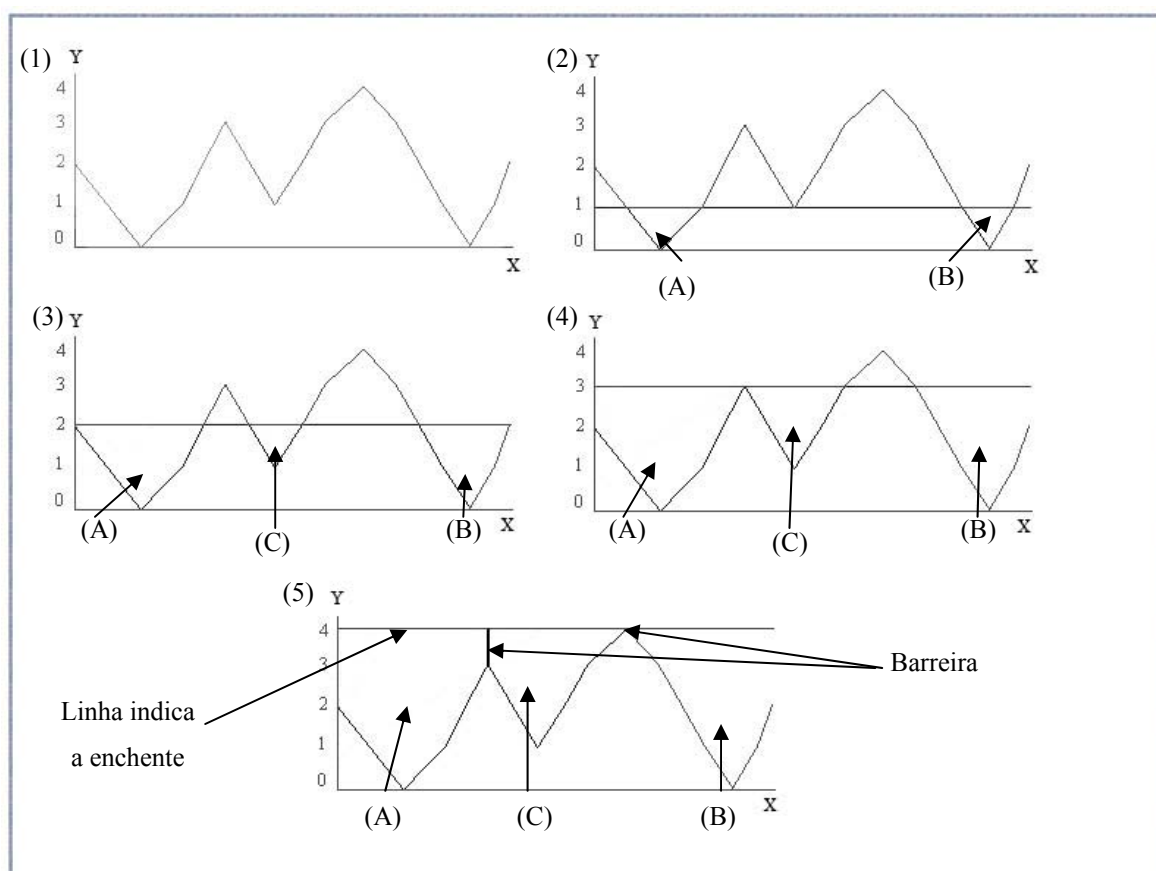


Figura 5.4: Exemplo de aplicação de Watershed.

Na Figura 5.4 o eixo X representa os pixels de linha da uma imagem em escala de cinza e o eixo Y representa a intensidade dos pixels desta linha. A aplicação do watershed começa no gráfico (1), com o nível da enchente igual a zero. No gráfico 2, o nível da enchente é um, e são criadas duas bacias, indicadas por (A) e (B). À medida que o nível de água aumenta, novas bacias são criadas, como a bacia indicada por (C) no gráfico 3. No gráfico 4, as bacias existentes aumentam de tamanho, incorporando pixels vizinhos que não

pertenciam a nenhuma outra bacia. Finalmente no gráfico 5 aparecem as barreiras que separam bacias adjacentes. O processo de watershed chega ao fim quando a enchente alcança a altitude máxima da imagem (a maior intensidade presente na mesma) e todos os pixels presentes fazem parte de uma bacia ou de uma barreira.

Após a aplicação do watershed, o filtro de elevação em si pode ser aplicado. Sua aplicação consiste no cálculo da elevação de cada pixel na imagem, sendo este cálculo obtido pela Equação (4.2), mostrada no Capítulo 4 deste trabalho.

Após a aplicação do watershed, cada pixel na imagem pertencerá a uma e somente uma bacia, ou a uma barreira e cada bacia possui um valor mínimo, que é a menor intensidade presente nessa bacia. Dessa forma, a elevação de cada pixel presente na imagem, com exceção dos pixels de barreira, pode ser calculada pela Equação (4.2).

Após calculada a elevação para cada um dos pixels da imagem, um limiar é determinado. Pixels que possuam elevação menor ou igual a este limiar têm sua intensidade alterada para zero. Analisando a região do ventrículo esquerdo em uma imagem de ecocardiografia, vemos que a região da câmara do ventrículo possui uma grande parte de pixels próximos do mínimo (região mais uniforme), enquanto as regiões que representam as barreiras do coração possuem pixels com maior variação. Dessa forma, as bacias localizadas na região da câmara do ventrículo possuem um grande número de pixels com baixa elevação, enquanto as bacias localizadas na região das paredes do ventrículo possuem pixels com alta elevação. Logo a aplicação do limiar age principalmente nos pixels da região da câmara interna do ventrículo, minimizando o número de mínimos presentes nessa região. Isto irá facilitar a aplicação do watershed para obtenção de um contorno inicial da câmara interna do ventrículo. Sem a aplicação deste filtro, a aplicação do watershed seria inviável, devido a um problema chamado de supersegmentação.

5.1.4 – Aplicação de Limiarização

A aplicação do filtro de auto-reforço, apesar de ter como resultado uma melhora no contraste das bordas internas do ventrículo esquerdo, faz com que haja um grande número de mínimos na região da câmara interna do ventrículo esquerdo. Uma das técnicas utilizadas adiante para determinar a região da câmara interna do ventrículo esquerdo,

chamada de watershed, é sensível à presença destes mínimos. Apesar da aplicação do filtro de elevação, ainda há a presença destes mínimos nesta região. Dessa forma um operador de limiarização é aplicado para reduzir a presença destes mínimos na região da câmara interna do ventrículo esquerdo.

Para obter o limiar foi utilizado um histograma acumulado. Este histograma é calculado para cada imagem, e a partir dele é determinado o limiar. Em cada histograma é calculado um valor de intensidade para o qual 65% dos pixels da imagem possuam intensidade igual ou inferior. O limite de 65% dos pixels para obtenção do limiar é utilizado em todas as imagens, e este valor foi obtido através de testes aplicados no conjunto de imagens disponíveis, utilizadas neste trabalho.

A supersegmentação, mostrada na Figura 5.5.(B), ocorre quando há muitos mínimos presentes na imagem à qual foi aplicada o watershed. Ao aplicar o watershed em uma imagem com essa característica, cada uma destas regiões gera uma pequena bacia, e o resultado final é a presença de dezenas de pequenas regiões segmentadas, impossibilitando a identificação do contorno que caracterize a câmara interna do ventrículo. A Figura 5.5 ilustra esse fenômeno, e como a aplicação dos filtros auxilia na determinação do contorno da câmara interna do ventrículo ao diminuir consideravelmente a supersegmentação.

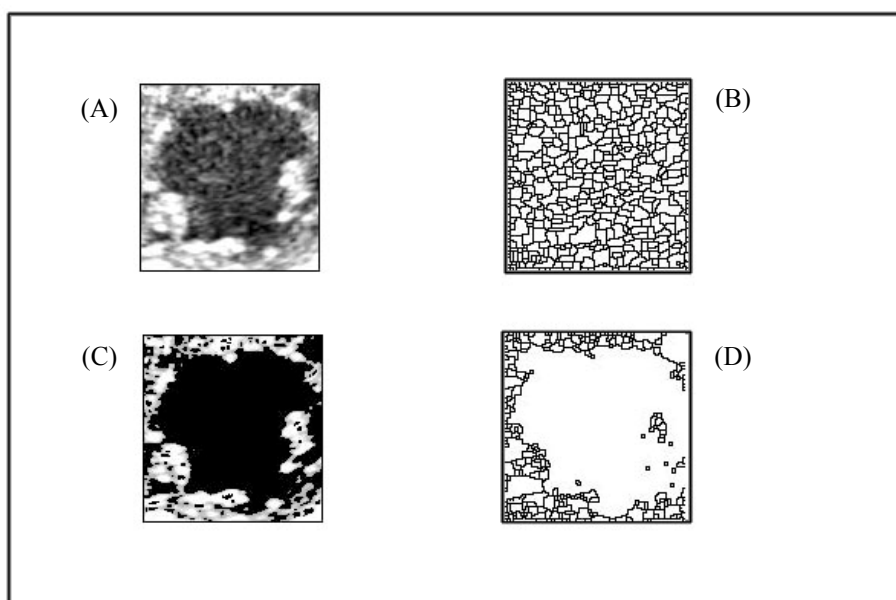


Figura 5.5: Ilustra a ocorrência de supersegmentação (B) na aplicação do watershed na imagem (A) antes da aplicação da limiarização e do filtro de elevação. Após aplicar estes filtros, imagem (C), o resultado do watershed é uma imagem com menos supersegmentação (D).

5.1.5 – Aplicação do Filtro Laplaciano do Gaussiano

Após a aplicação do filtro de elevação (Figura 5.6 B), temos uma imagem com a região da câmara interna do ventrículo esquerdo com a maioria dos pixels com intensidade igual a zero cercada por regiões de pixels com alta intensidade, que representam as paredes do ventrículo esquerdo. O passo seguinte consiste na aplicação do filtro Laplaciano do Gaussiano com o objetivo de marcar as fronteiras de cada uma destas regiões, mostrado na Figura 5.6 C.

Este filtro é um detector de bordas com suavização. O detector de bordas enfatiza as áreas de grande variação, ou seja, as paredes do ventrículo esquerdo. Porém, ele não detecta regiões. Assim, é necessário aplicar o *watershed* na Figura 5.6 C para que as regiões sejam identificadas e rotuladas. A Figura 5.6 D mostra o contorno de cada uma das regiões fechadas encontradas pelo watershed.

Na Figura 5.6 E temos a superposição das fronteiras com a imagem original, o que permite visualizar melhor a qualidade da detecção da fronteira do ventrículo esquerdo.

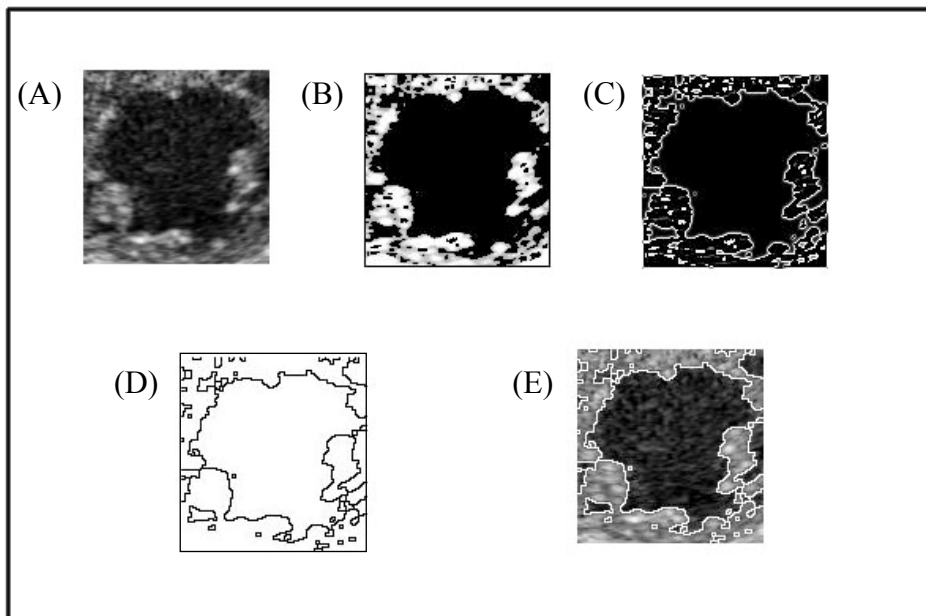


Figura 5.6: Em (A) a imagem original, (B) a imagem após a aplicação do filtro de elevação. (C) ilustra os valores positivos do resultado da aplicação do Laplaciano do Gaussiano. (D) mostra o resultado do watershed aplicado em (C), e (E) mostra (D) sobreposto em (A), e ilustra como as fronteiras das regiões presentes na imagem estão

5.1.6 – Aplicação do Filtro Baseado em Regiões

Após a aplicação do watershed no passo anterior do algoritmo, as regiões estarão separadas e rotuladas. Nesta etapa, é possível visualizar algumas linhas de fronteira pertencentes ao contorno da câmara interna do ventrículo esquerdo, mas ainda há alguns problemas.

Mesmo após a aplicação do filtro de elevação e da limiarização, não é possível garantir que a região que representa a câmara interna do ventrículo esquerdo é homogênea. Se fosse, nesta etapa do algoritmo poderíamos partir para a identificação desta região de interesse, e realizar a extração do contorno final. Porém, devido a possível presença de mínimos nesta região, é necessário aplicar mais um filtro antes de identificar a região que representa a câmara interna do ventrículo esquerdo. Este filtro é chamado de filtro de regiões, e atua da seguinte forma: os mínimos restantes na região da câmara interna do ventrículo esquerdo resultam em pequenas regiões rotuladas após a aplicação do watershed. Este filtro minimiza a presença destas pequenas regiões, realizando a fusão destas regiões com regiões maiores, adjacentes a elas.

Este processo de união das regiões acontece da seguinte forma: o algoritmo busca na imagem uma região cujo tamanho seja menor que o limiar especificado. Quando encontra, todos os pixels desta região se unem a uma região adjacente cujo tamanho seja maior que o da região encontrada inicialmente. Este processo se repete até que os pixels pertencentes a regiões cujo tamanho seja menor que o limiar sejam substituídos e passem a pertencer às regiões maiores adjacentes a eles (Figura 5.7 B).

Para identificar qual região representa a cavidade interna do ventrículo esquerdo, o algoritmo calcula o centróide de cada região. A região cujo centróide está posicionado o mais próximo do centro da imagem, e cujo pixel centróide pertença à região, representa a cavidade ventricular (Figura 5.7 C).

Devido à forma como as imagens são recortadas no começo da aplicação do método de segmentação, a câmara interna do ventrículo está localizada em uma posição central na imagem inicial. Assim, o centróide da câmara interna do ventrículo é um ponto próximo ao centro da imagem. A segunda condição exclui as regiões periféricas da imagem, pois o centróide destas regiões não estará dentro da própria região. A Figura 5.7 ilustra a determinação da região da câmara interna do ventrículo esquerdo.

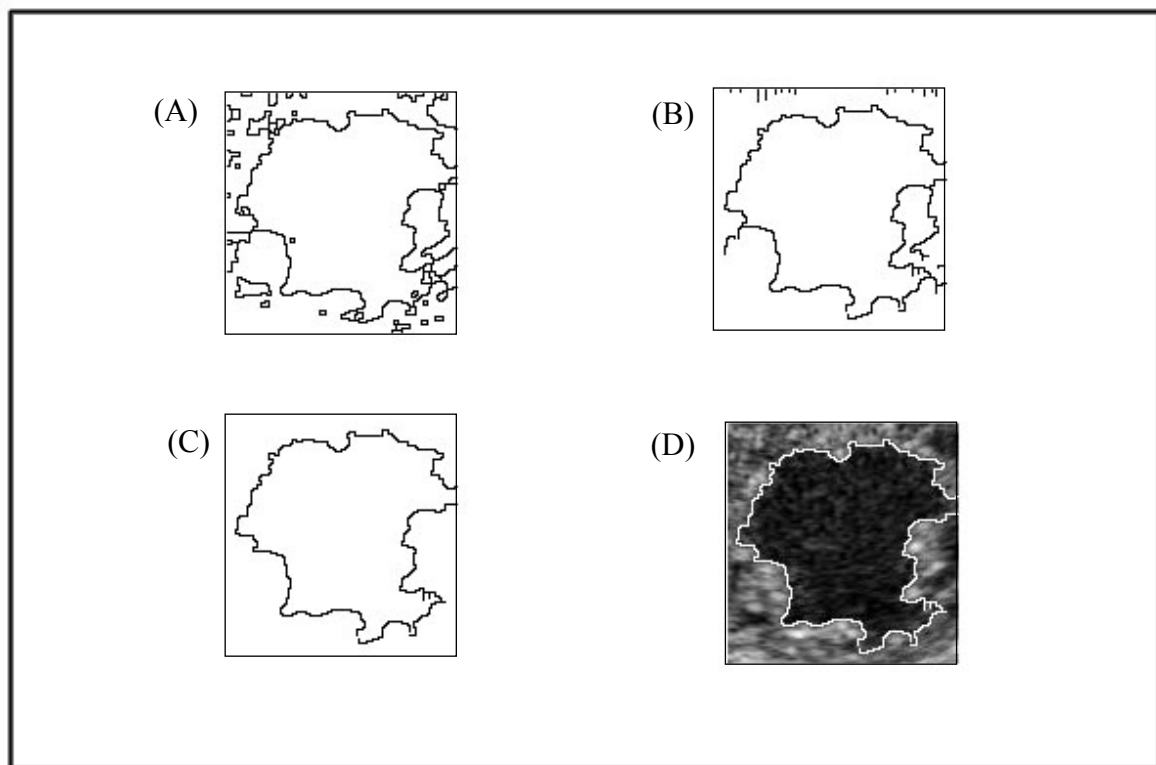


Figura 5.7: Esta figura ilustra a aplicação do filtro de regiões para diminuir os ruídos presentes após a aplicação do watershed. Em (A) a imagem após o watershed, em (B) após aplicação do filtro de regiões, e em (C) após determinar a borda inicial. (D) mostra a sobreposição da borda inicial na imagem original.

5.1.7 – Busca Radial e Interpolação dos Pontos Candidatos à Borda

Após o final da última etapa descrita, o programa extrai uma imagem correspondente a uma borda que segmenta a câmara interna do ventrículo esquerdo. Esta borda é chamada de borda inicial, pois ainda não é considerada como a borda final da câmara interna do ventrículo esquerdo, sendo um contorno inicial onde serão buscados os pontos que farão parte do contorno final do algoritmo. Por isso, esta borda inicial é tratada como um conjunto de pontos candidatos à borda final.

Em [COSTA FILHO, 1999] o autor cita a aplicação de um método chamado busca radial na segmentação de imagens de ecocardiografia. Neste artigo, a implementação ou

aplicação exata deste método não são descritas, mas a idéia serviu de base para esta etapa do método de segmentação proposto neste trabalho.

Partindo do centro da região compreendida pelo contorno inicial, o algoritmo busca por pontos que pertençam à borda segmentada na etapa anterior. O centro desta região é utilizado como a origem da busca, a partir do qual é realizada a busca por pontos pertencentes à borda segmentada na etapa anterior.

Esta busca é realizada na forma de raios, espaçados entre si por um intervalo angular definido no algoritmo. O intervalo utilizado neste algoritmo foi de 1° entre cada raio. Assim, são realizadas buscas em 360 raios.

A busca por pontos obedece a uma restrição: os pontos em cada ângulo devem estar a uma distância máxima do centróide da imagem. Uma distância foi determinada, através de testes, para o conjunto de imagens de eixo curto e outra para o conjunto de imagens de eixo longo. Esta restrição é aplicada para minimizar a presença de pontos que não pertençam à borda da câmara interna do ventrículo, mas que estão presentes na borda obtida na etapa anterior, seja por uma falha na geração desta borda, seja porque são ruídos que ainda ficaram presentes até a etapa anterior.

Após a aplicação da busca radial, é obtido um conjunto de pontos chamados de pontos candidatos à borda final. Estes pontos nem sempre formam um contorno fechado, sendo necessário então realizar uma interpolação entre, para uni-los em um contorno fechado que segmente a região da câmara interna do ventrículo esquerdo. A interpolação aplicada utiliza um princípio da menor distância entre um par de pontos candidatos não-contíguos. O caminho entre dois pontos é preenchido até que eles estejam ligados, de forma que o segmento que os une seja o menor possível e a distância entre cada ponto deste segmento e a origem seja menor que o limiar utilizado na busca radial. Esta restrição é aplicada também na interpolação para evitar que sejam adicionados pontos à borda que estejam muito distantes da origem da imagem.

Ao final do processo de interpolação o algoritmo tem como resultado um conjunto de pontos contíguos que representa a segmentação da região que corresponde à câmara interna do ventrículo esquerdo. A Figura 5.8 ilustra a aplicação da busca radial e a interpolação dos pontos candidatos.

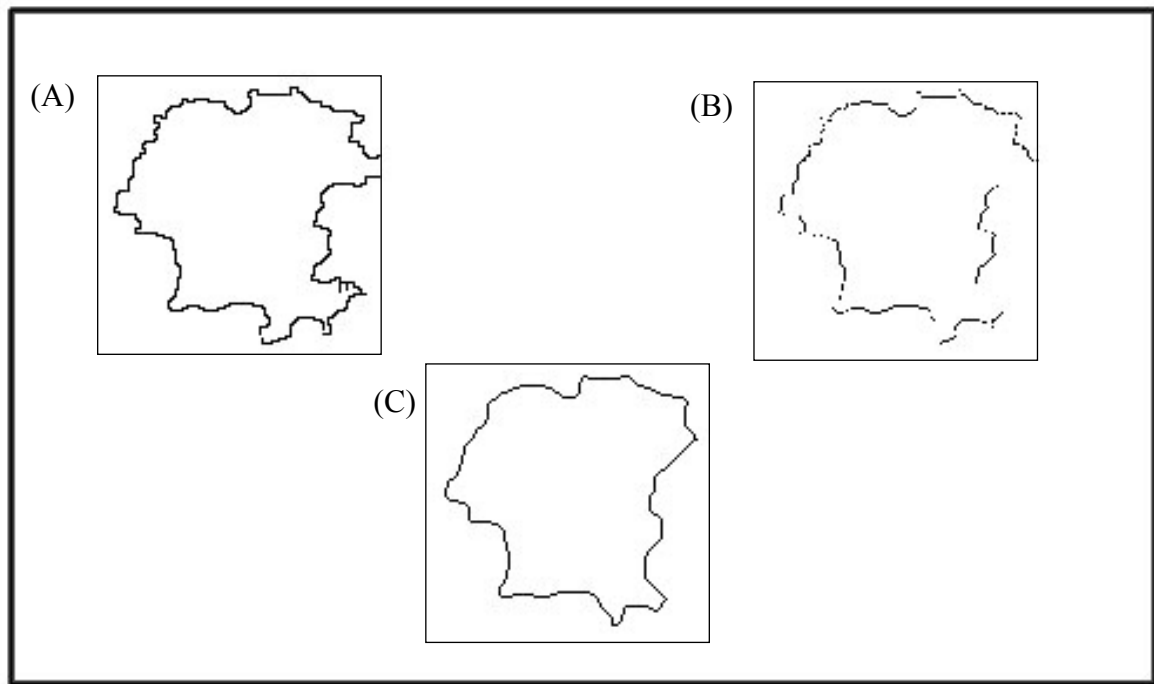


Figura 5.8: O resultado da busca radial é mostrado nessa figura. Em (A) a borda inicial, na qual é realizada a busca radial, tendo como resultado a imagem em (B). Em (C), o resultado da aplicação da interpolação e da suavização em (B), resultando na borda final.

É possível observar que as paredes internas da câmara do ventrículo esquerdo são representadas de forma muito aguçada nas imagens não suavizadas de ecocardiografia bidimensional. Como o método proposto utiliza os pontos de transição entre as paredes internas e a câmara interna do ventrículo esquerdo para obter a borda da câmara interna, esta característica é refletida na borda obtida após a interpolação. Neste ponto, com o objetivo de diminuir estas irregularidades e obter uma borda mais suave, é aplicada uma operação de fechamento morfológico na borda obtida após a interpolação. Após a aplicação do fechamento, o algoritmo tem como resultado a borda final da câmara interna do ventrículo esquerdo.

5.2 – MÉTODO PROPOSTO PARA A DETECÇÃO DE SEQUÊNCIAS DE IMAGENS DE ECOCARDIOGRAFIA BIDIMENSIONAL

O método proposto na seção 5.1 deste capítulo descreve os passos utilizados para segmentar a câmara interna do ventrículo esquerdo em imagens isoladas de ecocardiografia bidimensional. São utilizadas informações presentes somente no frame correspondente à imagem que será segmentada.

Porém, uma das aplicações desta segmentação é em sequências de imagens de forma a traçar uma curva da variação da área da câmara do ventrículo esquerdo. O mesmo método proposto pode ser aplicado em sequências de imagens. Porém, propomos aqui uma pequena variação do mesmo método, que tem como objetivo auxiliar a segmentação em sequências de imagens de ecocardiografia bidimensional.

Uma das dificuldades identificadas na segmentação de imagens de eixo longo por [MACCHIAVELLO, 2004] consiste nos quadros referentes ao momento em que a válvula mitral encontra-se aberta. Neste momento a região interna da câmara do ventrículo esquerdo une-se à região externa inferior. Esta união, causada pela abertura da válvula mitral, faz com que a segmentação do ventrículo esquerdo inclua a região externa à câmara do mesmo. É como se a segmentação “vazasse” pela abertura da válvula mitral.

[MACCHIAVELLO, 2004] propôs a utilização de uma barreira de pixels para fechar a abertura da válvula mitral. Esta barreira é posicionada pelo operador do programa na primeira imagem da segmentação sequencial, e posicionada de forma automática nas imagens subsequentes.

A proposta deste trabalho visa evitar a utilização desta barreira manual, através do uso de informação referente à borda segmentada em quadros anteriores àquele onde a válvula mitral encontra-se aberta. Utilizando a busca radial, o programa utiliza pontos da segmentação anterior para preencher o espaço vazio resultante da abertura da válvula.

Este problema é resolvido na etapa da busca radial como pode ser visto na sequência de etapas do algoritmo apresentado na Figura 5.9.

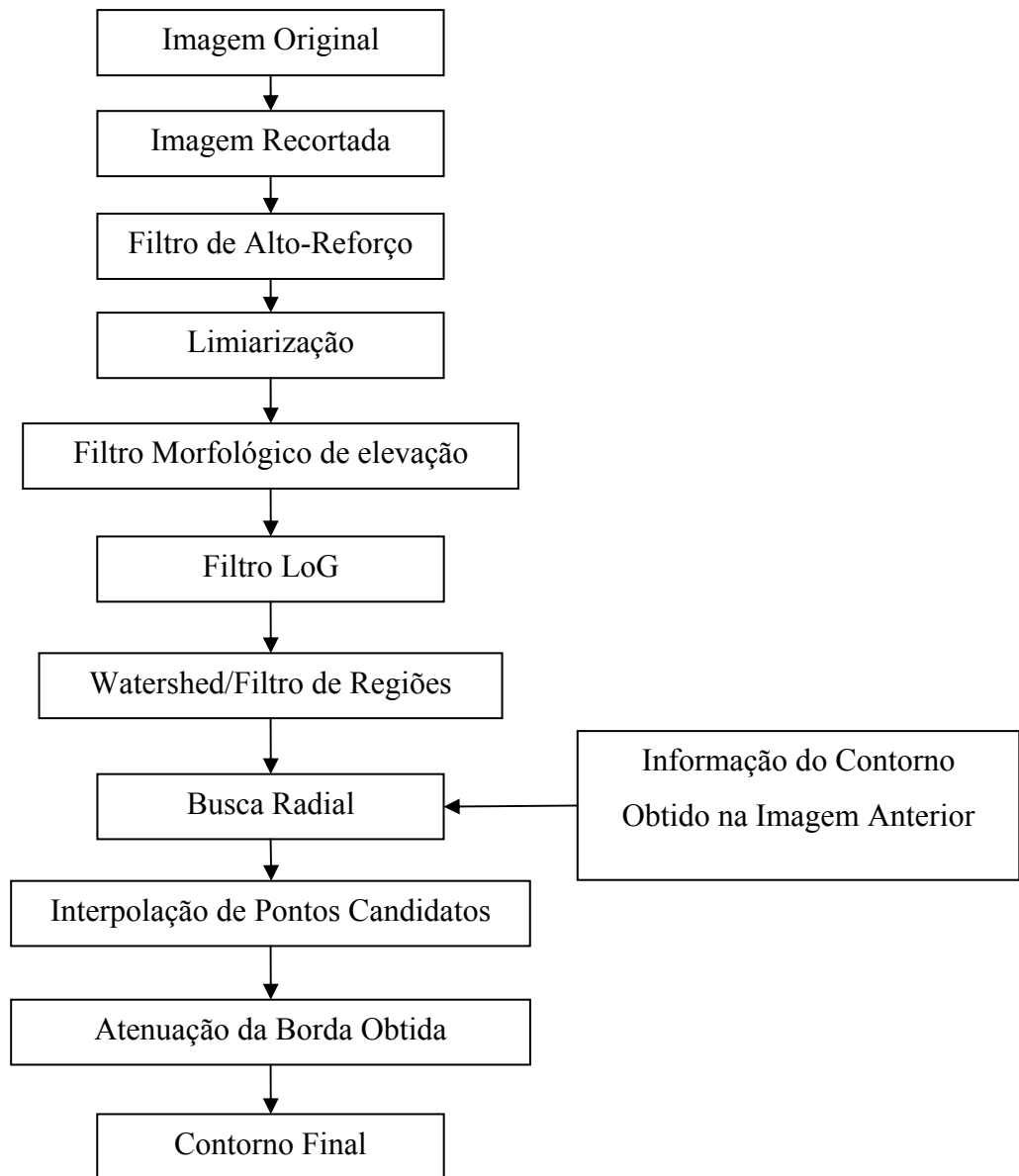


Figura 5.9: mostra as etapas do algoritmo para a detecção em seqüências de imagens.

Após a aplicação do filtro morfológico de regiões, nas imagens onde a válvula mitral encontra-se aberta, ocorrerá um “vazamento”, ou a presença de falhas na borda inicial. Ao aplicar a busca radial nesta borda, teremos como resultado um conjunto de pontos candidatos com falhas muito grandes, que serão preenchidas de forma errônea pela interpolação, gerando uma borda muito distante da fronteira real entre as paredes internas do ventrículo esquerdo e a câmara interna. A etapa extra altera a busca radial, inserindo informações sobre a borda final da imagem anterior. Essa inserção ocorre da seguinte forma: a busca radial percorre a imagem em um determinado raio. Se a distância definida

como limiar for alcançada e nenhum ponto for encontrado para aquele raio, a busca radial percorre a borda final obtida na imagem anterior. Esta segunda busca resulta em um ponto, que vira um ponto candidato na segmentação da imagem atual.

Este caso particular em que a válvula mitral está aberta é apenas uma das aplicações desta etapa extra. O objetivo desta etapa não é apenas relacionado a falha causada pela abertura da válvula, mas visa minimizar as falhas causadas por qualquer falha na continuidade das paredes internas do ventrículo esquerdo. Pela natureza das imagens de ecocardiografia bidimensional e sua taxa sinal/ruído, em alguns quadros ocorrem falhas nas paredes internas do ventrículo esquerdo, que resultam em ‘vazamentos’ semelhantes ao que ocorre na abertura da válvula mitral. Esta técnica visa, então, minimizar este tipo de falha presente na segmentação das imagens de ecocardiografia bidimensional.

Devido correlação temporal existente nos frames dos exames de ecocardiografia bidimensional, as bordas possuem pouca variação entre imagens consecutivas. Assim, utilizar pontos da borda obtida na imagem anterior induz pouco erro na determinação da borda final.

6 – TESTES E ANÁLISE DOS RESULTADOS DA APLICAÇÃO DO MÉTODO DE SEGMENTAÇÃO PROPOSTO

No Capítulo 5, foi descrito o conjunto de etapas que compõem o método de segmentação do ventrículo esquerdo proposto neste trabalho. Neste capítulo, serão descritos os resultados dos testes e análises deste método em imagens de ecocardiografia bidimensional.

Como descrito no Capítulo 4, não existem métricas universalmente aceitas para analisar a eficácia de um método de segmentação do ventrículo esquerdo. Características específicas de cada método de segmentação, bem como do conjunto de imagens utilizado por cada autor tornam a especificação destas métricas uma tarefa muito difícil de ser realizada.

Alguns autores não realizam nenhuma análise quantitativa dos resultados, apenas mostram as bordas obtidas pelos métodos propostos nas imagens de ecocardiografia. Outros autores propõem formas de comparar a borda obtida automaticamente por um determinado método de segmentação com a segmentação manual realizada por um médico especialista em exames de ecocardiografia.

Neste capítulo foram utilizadas três formas de comparação entre as bordas obtidas automaticamente e as segmentadas pelo médico. Estes três métodos de comparação foram propostos em [COSTA FILHO, 1999], e são: o erro soma, o erro percentual e o desvio médio entre pixels. Estes três índices estão descritos no Capítulo 4 deste trabalho.

As imagens utilizadas nos testes foram obtidas através de exames de ecocardiografia bidimensional realizados no Hospital Universitário de Brasília (HUB), em pacientes voluntários. As imagens foram geradas e armazenadas inicialmente no formato DICOM, com definição de 476x640 pixels, representando exames realizados em 13 pacientes, homens e mulheres com idade variada.

As imagens são classificadas em três grupos para a realização dos testes, definidos de forma subjetiva, em grupos de alta qualidade, média qualidade e baixa qualidade. A classificação leva em consideração o contraste e a definição das bordas nas imagens de ecocardiografia, e foi realizada pelo médico especialista na área de ecocardiografia Dr. Daniel França, do HUB. O Dr. Daniel França também realizou as segmentações manuais

que serviram como base para a comparação com as bordas obtidas com o método de segmentação proposto neste trabalho. A contribuição do Dr. Daniel França foi, portanto, de suma importância para a realização deste trabalho.

Conforme descrito no Capítulo 5, o algoritmo foi implementado com uma pequena variação para imagens isoladas e para sequências de imagens. A seguir serão descritos os resultados da segmentação e os testes comparativos realizados em imagens isoladas.

6.1 – ANÁLISE DA SEGMENTAÇÃO DE IMAGENS ISOLADAS

A análise de imagens isoladas pode ser útil quando não estão disponíveis seqüências completas de exames de ecocardiografia, ou quando apenas a segmentação de um determinado ponto no ciclo cardíaco é de interesse para determinado paciente.

As imagens utilizadas neste teste são tanto de eixo longo quanto de eixo curto, sendo necessário apenas modificar o limiar que define a distância máxima entre o centróide da câmara interna do ventrículo aos pontos candidatos à borda. Em imagens de eixo longo, o limiar utilizado foi de 200 pixels, enquanto nas imagens de eixo curto o limiar utilizado foi de 100 pixels. Esta diferença é causada pela diferença no formato da câmara interna do ventrículo esquerdo nos dois tipos de imagens: nas imagens de eixo curto, a câmara possui um formato próximo a uma circunferência, enquanto que nas imagens de eixo longo o formato é próximo a uma elipse.

Na Figura 6.1 estão algumas imagens originais, com suas respectivas segmentações automáticas e manuais. As características descritas acima podem ser facilmente observadas nestas imagens.

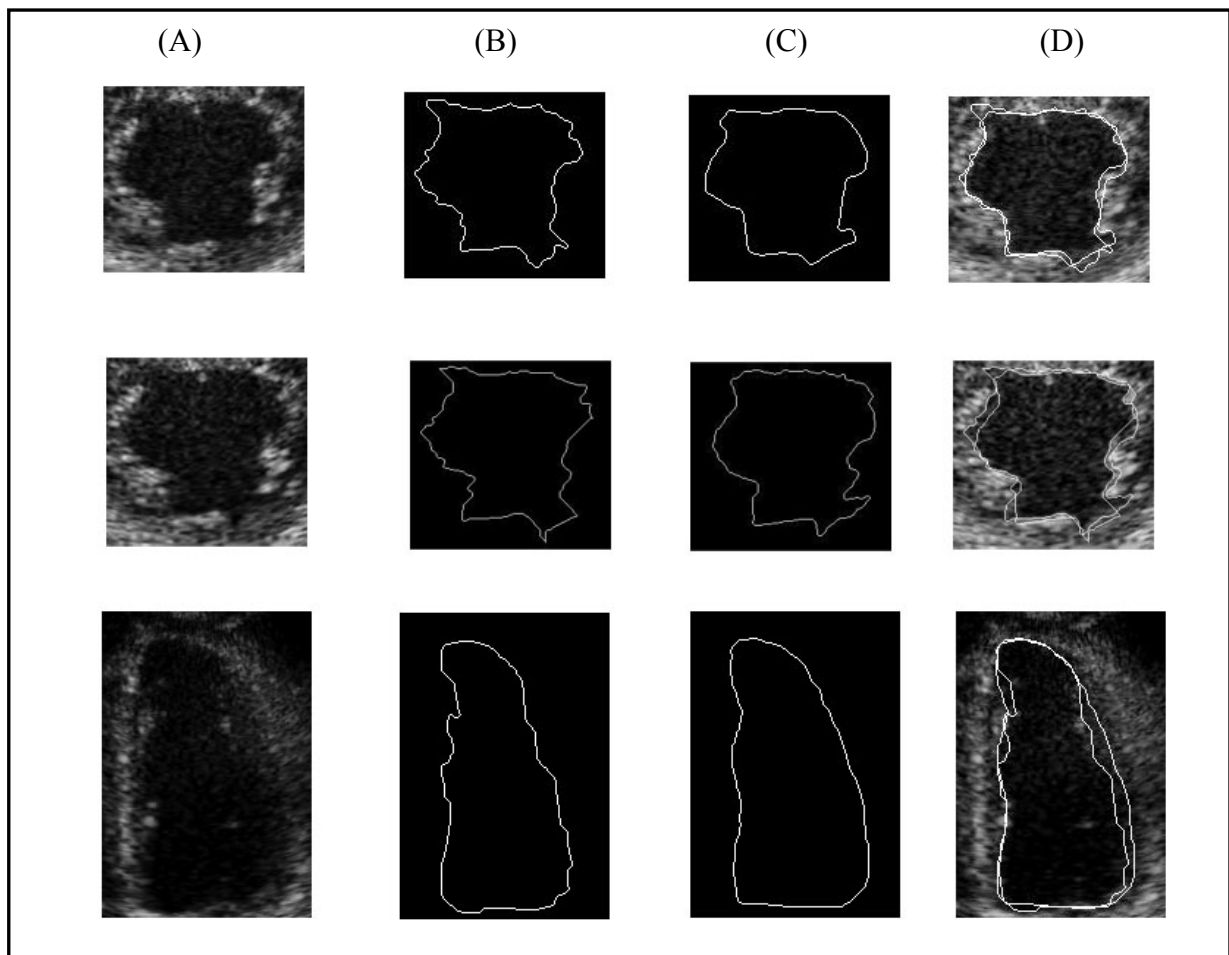


Figura 6.1: Exemplos da aplicação do método semi-automático proposto neste trabalho. Em (A) temos as imagens originais, em (B) o resultado da segmentação semi-automática, em (C) a segmentação manual e em (D) a sobreposição das duas segmentações na imagem original.

6.1.1 – Resultados dos Testes em Imagens de Eixo Curto

Os testes foram aplicados em um conjunto de onze imagens de eixo curto, sendo que entre estas quatro foram classificadas pelo médico como sendo de alta qualidade e sete foram classificadas como sendo de média qualidade. A Tabela 6.1 mostra os resultados dos testes comparativos entre as imagens segmentadas pelo método proposto e as imagens segmentadas manualmente pelo médico especialista.

Tabela 6.1 – Resultados dos testes realizados entre as segmentações semi-automáticas realizadas pelo método proposto e as segmentações manuais.

Qualidade	Erro Percentual		Erro Soma		Desvio Médio entre Pixels	
	Média	D. Padrão	Média	D. Padrão	Média	D. Padrão
Alta	3.01	1.5	13.13	2.07	2.26	0.74
Média	5.06	3.0	13.47	1.99	1.96	0.41

A Tabela 6.2 mostra uma comparação entre os resultados do método proposto neste trabalho e outros dois métodos, propostos por [COSTA, 1995] e [REIS, 2007]. Em [COSTA, 1995] os autores aplicam os testes Erro Soma e Erro Percentual em quarenta imagens, de tamanho 256x256. Não é fornecida uma classificação ou divisão entre as imagens utilizadas nos testes. Em [REIS, 2007] a autora utiliza dez imagens de alta qualidade e dez imagens de média qualidade.

Tabela 6.2 – Comparação entre os resultados obtidos pelo método proposto e os obtidos por métodos propostos por outros autores.

	Qualidade	Método Proposto		[REIS, 2007]		[COSTA, 1995]
		Média	D. Padrão	Média	D. Padrão	
Erro Percentual	Alta	3.01	1.5	3.52	1.24	11.57 < EP < 13.98
	Média	5.06	3.0	11.96	3.38	
Erro Soma	Alta	13.13	2.07	9.47	2.02	11.52 < ES < 13.81
	Média	13.47	1.99	16.49	2.15	

O conjunto de imagens nas quais foi aplicado o método proposto neste trabalho pertencem ao mesmo conjunto de imagens utilizado por [REIS, 2007]. Apesar da diferença entre a quantidade de imagens utilizada por cada autor e a classificação das imagens, pelos resultados mostrados na Tabela 6.2, podemos perceber que o método proposto neste trabalho alcançou resultados compatíveis com os apresentados por outros autores.

6.1.2 – Resultados dos Testes em Imagens de Eixo Longo

Nas tabelas a seguir serão expostos os resultados dos testes realizados em imagens de eixo longo. Foram utilizadas sete imagens classificadas como de alta qualidade, e cinco imagens classificadas como média qualidade. Os resultados dos testes comparativos entre o método proposto e a segmentação manual são mostrados na Tabela 6.3.

Tabela 6.3 – Resultados obtidos nos testes comparativos entre a segmentação de imagens de eixo longo pelo método proposto neste trabalho e por um profissional médico.

Qualidade	Erro Percentual		Erro Soma		Desvio Médio entre Pixels	
	Média	D. Padrão	Média	D. Padrão	Média	D. Padrão
Alta	10.65	2.47	18.51	5.06	3.27	0.73
Média	18.06	7.49	24.62	7.89	4.56	2.82

Fazendo uma comparação entre os resultados obtidos pelo método proposto na segmentação de imagens de eixo curto e eixo longo, percebemos que os resultados em imagens de eixo curto foram melhores. Porém, o conjunto de imagens de eixo longo utilizadas para o teste, mesmo as classificadas como de alta qualidade, contém imagens com baixo nível de contraste e com nível de ruído elevado e são, se observadas a olho nu, de pior qualidade do que as imagens de eixo curto utilizadas. Este ruído é particularmente prejudicial ao método proposto neste trabalho, causando falhas na segmentação. Estes fatores podem também ser responsáveis pela diferença nos resultados obtidos na segmentação dos dois tipos de imagens.

6.1.3 – Análise das Falhas Ocorridas na Aplicação do Método Proposto

Alguns falhas foram identificadas durante os testes realizados com o método de segmentação proposto. As falhas encontradas refletem algumas das características das técnicas utilizadas, e aconteceram principalmente em imagens consideradas de baixa qualidade, de acordo com a classificação do médico, ou que possuam uma determinada

particularidade. Foram identificadas 2 tipos principais de falhas: escolha de falsos pontos de borda quando a câmara interna do ventrículo apresenta ‘dobras’ e a presença de ruídos na parte interna da câmara do ventrículo esquerdo que possam intensidade próxima à das paredes da câmara ventricular. Estas duas falhas são mostradas na Figura 6.2.

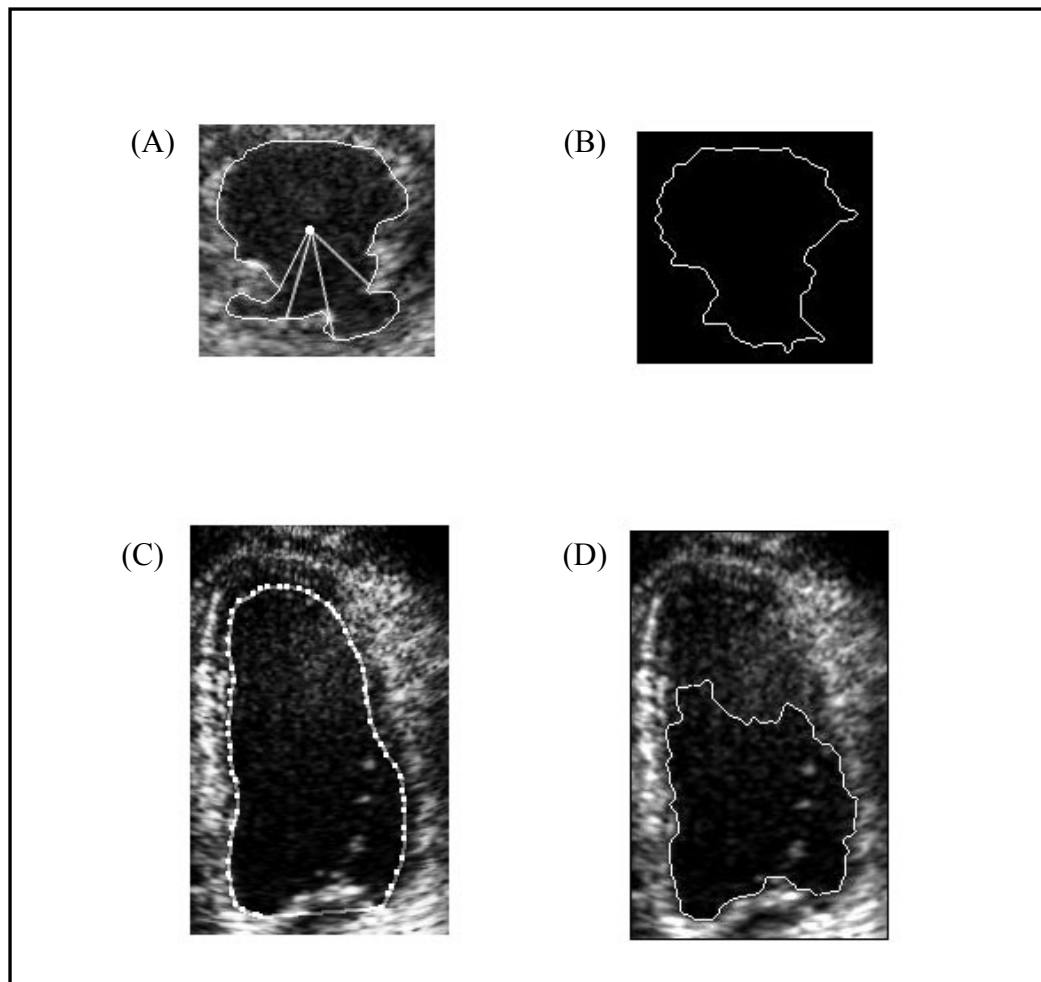


Figura 6.2: Em (A) um exemplo de ocorrência de ‘dobra’ no contorno da câmara interna do ventrículo, resultando em falha na segmentação semi-automática (B). Em (C) a segmentação manual realizada pelo médico, e a falha na segmentação devido à presença, na região da câmara do ventrículo esquerdo, de pixels com intensidade próxima à dos pixels da borda (D).

A falha na segmentação causada por ‘dobras’ na câmara interna ocorre durante a etapa de busca radial. Ao percorrer o espaço entre o centro da borda inicial e o ponto candidato à borda, o programa encontra um ponto que está à frente do ponto de borda ‘real’. Esse problema pode ser visualizado com facilidade na imagem (A) da Figura 6.2, onde as linhas brancas ilustram a busca radial. Nestes casos, a borda encontrada é relativamente diferente

da borda segmentada manualmente pelo médico, sendo os pontos atrás das ‘dobras’ ignorados pela busca radial.

Devido a presença de pixels na câmara interna do ventrículo esquerdo com intensidade próxima a das paredes do ventrículo esquerdo, ocorrem falhas na extração da borda. Neste caso, a borda inicial obtida pelo programa é falsa, interpretando como pontos candidatos à borda os pixels que fazem parte deste ruído. Esta falha não ocorreu muito, e aconteceu em imagens classificadas como ruins pelo médico. Estas imagens contam justamente com uma presença maior deste tipo de pixels, entre outras características que degradam a segmentação semi-automática, e atrapalham até mesmo a segmentação manual em alguns casos.

A análise de seqüências de imagens permite que seja montada uma curva de variação da área do ventrículo esquerdo, durante as etapas do ciclo cardíaco. Esta curva é uma interessante ferramenta para visualização do funcionamento do ventrículo esquerdo, e será explicada a seguir, em conjunto com a aplicação do método proposto para segmentação de imagens seqüenciais.

6.2 – ANÁLISE DA SEGMENTAÇÃO EM SEQÜÊNCIAS DE IMAGENS E GERAÇÃO DA CURVA DE VARIAÇÃO DE ÁREA

Como descrito no Capítulo 5, o método utilizado para a segmentação seqüencial é ligeiramente diferente do método utilizado para imagens isoladas, possuindo uma etapa a mais. Esta etapa é responsável por utilizar informações presentes sobre posição de pontos da borda anterior para auxiliar e corrigir falhas na determinação da borda de uma determinada imagem. A vantagem da inclusão desta etapa extra é ilustrada na Figura 6.3.

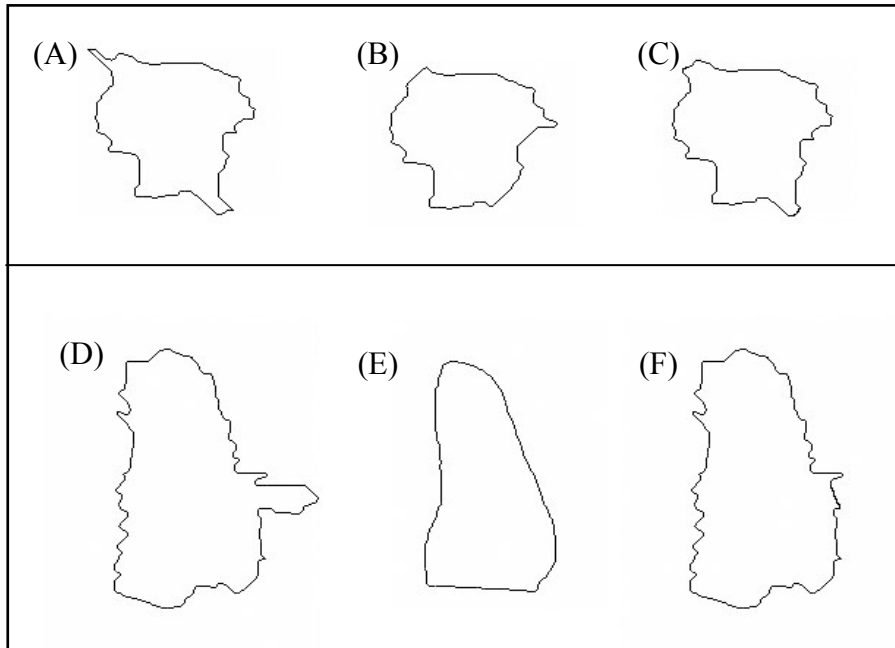


Figura 6.3: Aplicação de informação da segmentação anterior para corrigir falhas na segmentação de uma imagem. Em (A) e (D) uma segmentação com falha, (B) e (E) a segmentação anterior utilizada e (C) e (F) a segmentação seqüencial resultante.

Este tipo de falha, ilustrado na Figura 6.3 ocorre quando uma parte da parede interna do ventrículo esquerdo possui baixa intensidade, ocasionando nesse ‘vazamento’ da borda extraída. Uma outra situação onde este mesmo tipo de falha ocorre, em imagens de eixo longo, nos momentos em que a válvula mitral encontra-se aberta. A etapa de conhecimento prévio auxilia na diminuição das falhas neste tipo de segmentação. A Figura 6.4 ilustra o resultado de duas segmentações, uma considerando a imagem sozinha, e outra utilizando conhecimento prévio.

Na Figura 6.4 vemos o funcionamento da etapa de conhecimento prévio. O algoritmo utiliza pontos do contorno de referência onde houve falhas, principalmente na região da abertura da válvula mitral.

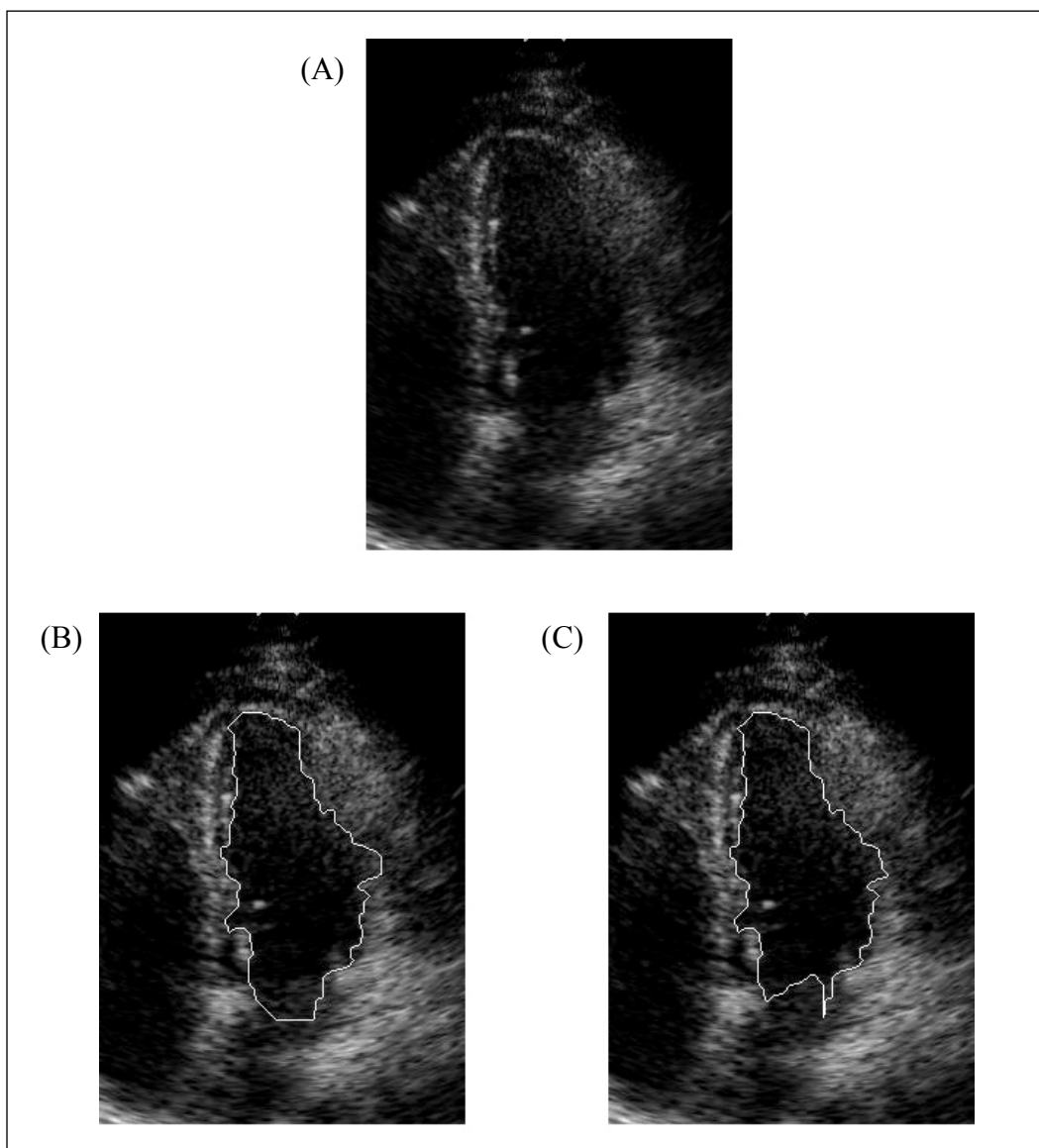


Figura 6.4: Mostra o resultado da aplicação da segmentação seqüencial. A imagem original (A), o resultado da segmentação de imagens isoladas (B) e o resultado da segmentação seqüencial (C).

Foram calculadas também as mesmas medidas de erro, utilizadas para comparar a segmentação em imagens isoladas, para analisar os resultados da segmentação seqüencial. O método seqüencial foi aplicado a oito imagens de eixo curto em seqüência. Este grupo de imagens contém imagens boas e médias, e as comparações foram feitas entre os dois tipos de segmentação e a segmentação manual realizada pelo médico. Os resultados são mostrados na Tabela 6.4.

Tabela 6.4. Resultado das comparações entre a segmentação manual e a segmentação semi-automática realizada pelos métodos de imagens isoladas e seqüencial.

		Erro Soma	Erro Perc.	DMP
Segmentação Isolada	Média	13.4202	4.1205	2.3160
	Desvio P.	1.9803	2.8366	0.5074
Segmentação Seqüencial	Média	12.6438	3.8275	2.1953
	Desvio P.	1.8293	2.4156	0.5031

A aplicação direta da segmentação em uma seqüência de imagens de ecocardiografia é a extração de alguns parâmetros, como por exemplo uma curva que ilustra a variação da área do ventrículo esquerdo durante o ciclo cardíaco. A Figura 6.5 mostra esta curva, ilustrando a variação da área do ventrículo esquerdo em imagens de eixo curto.

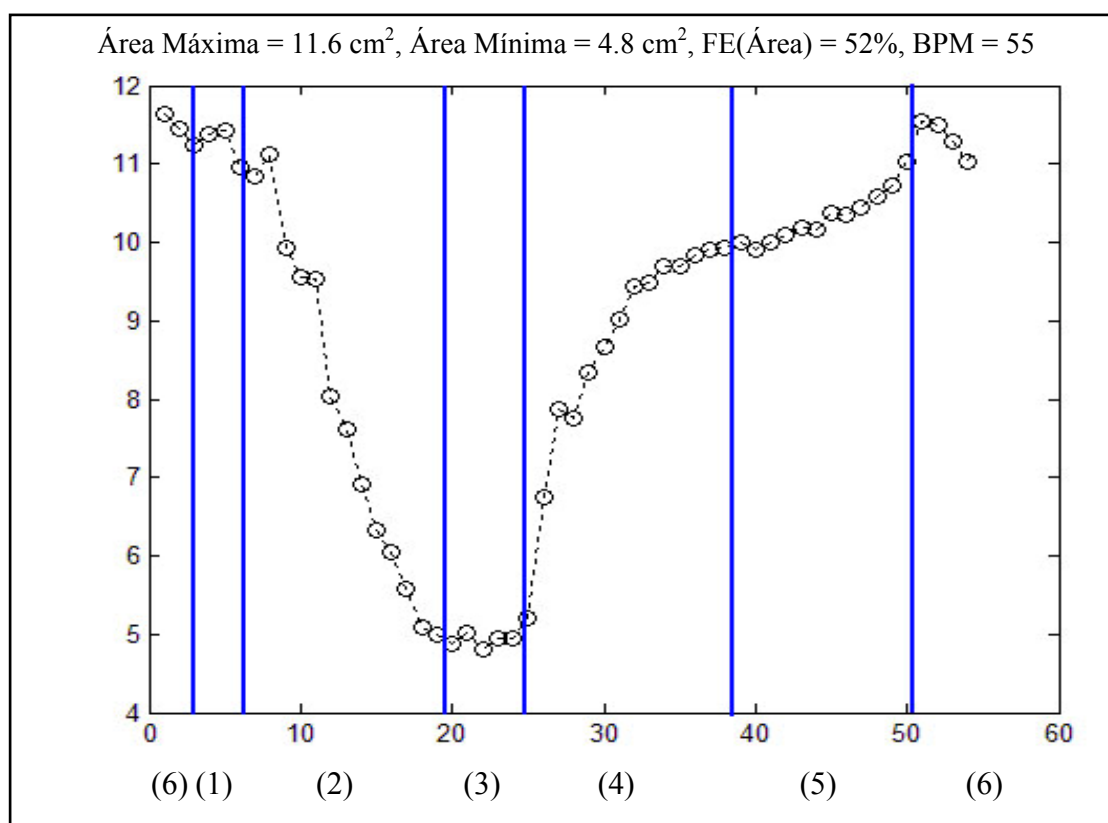


Figura 6.5: Curva da variação de área do ventrículo esquerdo em imagens de eixo curto. As etapas do ciclo cardíaco estão destacadas, e são (1) Contração Isovolumétrica, (2) Ejeção, (3) Relaxamento Isovolumétrico, (4) Enchimento Rápido, (5) Enchimento Lento e (6) Sístole Atrial.

Alguns parâmetros relacionados à função cardíaca são mostrados na Figura 6.5, como a área máxima do ventrículo esquerdo, a área mínima e a fração de ejeção (FE), que é a variação entre a área máxima e a área mínima do ventrículo esquerdo.

7 – CONCLUSÕES

A aplicação de técnicas de processamento em imagens médicas é um campo promissor, que tem encontrado várias oportunidades nos últimos tempos. Vários exames médicos e clínicos, que consistem na identificação e/ou quantização de determinadas estruturas presentes nas imagens resultantes do exame podem ser beneficiados por um sistema que utiliza técnicas de processamento de imagens. Estes sistemas são úteis no sentido de diminuir o tempo necessário para a identificação destas características, auxiliando o trabalho do profissional responsável, uniformizando a identificação e diminuindo a interferência pessoal.

Estas vantagens aplicam-se também para imagens de ecocardiografia bidimensional. Este trabalho propôs um método de segmentação para a câmara interna do ventrículo esquerdo que utiliza técnicas clássicas de processamento de imagem, watershed e busca radial para determinar um contorno que represente a câmara interna do ventrículo esquerdo. Em um segundo momento, foi proposto um método para realizar a segmentação em imagens de eixo longo que apresentaram regiões com baixo contraste nas paredes do ventrículo esquerdo. Esse método, chamado de busca radial, obteve bons resultados no que diz respeito a minimizar as falhas que ocorrem nestas imagens com baixo contraste, e em imagens de eixo longo onde a válvula mitral encontra-se aberta. O algoritmo foi desenvolvido utilizando a plataforma MATLAB®. Os resultados obtidos foram comparados com a segmentação manual realizada por um médico especialista, para a validação, e de acordo com os testes realizados, as segmentações obtidas estão bem próximas das segmentações manuais.

Também foi realizada uma comparação de resultados com outros trabalhos propostos na literatura, sendo os resultados alcançados neste trabalho muito próximos, e algumas vezes ligeiramente melhores que alguns alcançados por outros métodos propostos. Existe a dificuldade em comparar-se métodos de segmentação em imagens de ecocardiografia, devido a natureza das imagens e das métricas utilizadas para a comparação.

Com isso, podemos dizer que as metas propostas foram satisfatoriamente alcançadas, ou seja, a segmentação do ventrículo esquerdo e a validação da técnica utilizada através de métricas que permitiram a comparação com outras técnicas aplicadas a outros bancos de imagens. Infelizmente não foi possível realizar uma quantização de quanto o método

proposto minimiza as variações intra e inter-observador. Para isso, seria necessário que um mesmo conjunto de imagens fosse segmentado manualmente por profissionais médicos diferentes, e mais de uma vez. Devido a algumas complicações ocorridas no decorrer do trabalho, não foi possível realizar estas segmentações. Apesar da falta desta comparação, o método intrinsecamente já minimiza estas variações, pois aplicado diversas vezes a um mesmo conjunto de imagens resultará nas mesmas segmentações.

Também foi possível construir a curva de variação de área da câmara interna do ventrículo esquerdo. Uma abordagem pouco presente na literatura foi utilizada para minimizar erros existentes na segmentação em seqüências de imagens. Informações de imagens anteriores e subseqüentes são bastante utilizadas nas etapas de filtragem e minimização de ruídos, mas poucos trabalhos propõem a utilização de informações da borda final obtida em uma imagem anterior para preencher falhas existentes no processamento de uma determinada imagem. Como as bordas da câmara interna do ventrículo esquerdo geralmente não variam muito entre duas imagens consecutivas, a utilização desta técnica teve bons resultados no sentido de minimizar falhas ocorridas na segmentação de algumas imagens que representam um ciclo cardíaco completo, por exemplo.

Como sugestões para trabalhos futuros, apresentamos aqui algumas opções:

- A realização de uma análise comparativa entre métodos diferentes, utilizando um mesmo banco de imagens segmentadas e classificadas por um médico especialista na área de exames ecocardiográficos. A partir desta comparação e utilizando um conjunto de métricas, identificar pontos fortes e fracos nos métodos comparados com o intuito de identificar técnicas que possuem melhores resultados. Assim é possível identificar um método, composto por estas técnicas, que tenha um resultado melhor e seja mais robusto;
- A construção de um sistema de auxílio de diagnóstico. Com o uso deste sistema, poderiam ser classificadas as imagens de pacientes com disfunções cardíacas que apresentam particularidades características nos resultados da segmentação. Se o médico submeter um conjunto de imagens de um paciente, e o sistema obter uma segmentação que apresente um conjunto de características associado a uma disfunção, o sistema pode alertar o médico, que então realizará uma análise mais detalhada nas imagens. Assim o sistema pode ser utilizado como uma ferramenta

comparativa que auxilia e alerta o profissional médico para a possível presença de uma destas disfunções em um determinado paciente.

- O método proposto neste trabalho, por ser computacionalmente leve, poderia ser implementado em uma estação de trabalho dedicada, que receba as imagens diretas do exame de ecocardiografia, durante sua realização. Como a segmentação seqüencial não utiliza informações de imagens à frente da imagem que é analisada, apenas a imagem anterior, e possui um tempo de processamento baixo, ele pode ser implementado em um sistema dedicado para extrair informações sobre a câmara interna do ventrículo esquerdo em tempo real, durante a realização do exame.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADAM, D., HAREUVENI, O., SIDEMAN, S. (1987). *Semiautomated Border Tracking of Cine Echocardiographic Ventricular Images*. IEEE Transactions on Medical Imaging, volume M1-6, número 3.
- ANDRADE, M. M., *et al* (2006). *Algoritmo Híbrido para Segmentação do Ventrículo Esquerdo em Imagens de Ecocardiografia Bidimensional*. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 22, n. 1, p. 23-33.
- BOSCH, J. G. *et al* (2002). *Automatic Segmentation of Echocardiographic Sequences by Active Appearance Motion Models*. IEEE Transactions on Medical Imaging, v. 21, n. 11.
- BONSJAK, A., *et al* (2001). *Dynamical Segmentation of The Left Ventricle in Echocardiographic Image Sequences*. Engineering in Medicine and Biology Society, volume 3, páginas 2634-2637.
- BRAUNWALD, E. *et al*; (1999). *Tratado de Medicina Cardiovascular*, sob coordenação de Maria Cleusa M. Goés, 5ª edição, editora Roca, São Paulo.
- CARNEIRO, E.F (1987); *O Eletrocardiograma*, 3ª. edição, editora Atheneu, Rio de Janeiro.
- CHALANA, V., LINKER, D. T., HAYNOR, D. R., KIM, Y. (1996). *Multiple Active Contour Model for Cardiac Boundary Detection on Echocardiographic Sequences*. IEEE Transactions on Medical Imaging, v. 15, n. 3.
- CHENG, J., FOO, S. W., KRISHNAN, S. M. (2005). *Automatic Detection of Region of Interest and Center Point of Left Ventricle Using Watershed Segmentation*. IEEE International Symposium on Circuits and Systems, volume 1, páginas 149-151.
- CHENG, J., FOO, S. W., KRISHNAN, S. M. (2006). *Watershed-Presegmented Snake for Boundary Detection and Tracking of Left Ventricle in Echocardiographic Images*. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, volume 10, número 2.

- CHOY, M. M., JIN, J. S. (1998). *Extracting Endocardial Borders from Sequential Echocardiographic Images*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, volume 17, paginas 116-121.
- CHOY, M. M., JIN, J. S. (1996). *Morphological Image Analysis of Left-Ventricular Endocardial Borders in 2-D Echocardiograms*. Medical Imaging 1996: Image Processing, páginas 852-863.
- CHU, C. H., DELP, E. J., BUDA, A. J. (1988). *Detecting Left Ventricular Endocardial and Epicardial Boundaries by Digital Two-Dimensional Echocardiography*. IEEE Transactions on Medical Imaging, volume 7, número 2.
- COPPINI, G., POLI, R., VALLI, G. (1995). *Recovery of the 3-D shape of the Left Ventricle from Echocardiographic Images*. IEEE Transactions on Medical Imaging, volume 14, número 2.
- COSTA, C., MOURA, L. A. (1995). *Automatic Detection of LV Contours in Nuclear Medicine Using Geometrical Information and a Neural Net*. IEEE Computers in Cardiology, páginas 557-560.
- COSTA FILHO, C. F. F., MOURA, L. A., COSTA, M. G. F. (1999). *Revisão Sobre Métodos de Segmentação do Ventrículo Esquerdo*, Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 15, n. 3, páginas 141-158.
- GARCIA, J. *et al* (2003). *Contrast Echography Segmentation and Tracking by Trained Deformable Models*”, IEEE Computers on Cardiology, v. 30, p. 173-176.
- GONZALEZ, R. C., WOODS, R. E. (1992). *Digital Image Processing*, traduzido para o português por Roberto M. C. Júnior e Luciano da Fontoura Costa, editora Edgard Blücher Ltda, São Paulo.
- GUYTON, A. C.; HALL, J. D.; (1997) *Tratado de Fisiologia Médica*. 9ª edição, editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro.
- JOUAN, A., VERDENET, J., CARDOT, J. C., BAUD, M., DUVERNOY, J. (1990). *Automated Detection of the left Ventricular Region of Interest by Means of the Extraction of Typical Behaviors in Cardiac Radionuclide Angiographies*. IEEE Transactions on Medical Imaging, volume 9, número 1, paginas 5-10.

- JULIAN, D.G.; COWAN, J.C.; (1996). *Cardiologia*, 6ª edição, 1ª edição em português, tradução de Hildegard Thiemann Buckup, editora Santos, Rio de Janeiro.
- KASS, M., WITKIN, A., TERZOPOULOS, D. (1988). *Snakes: Active Contour Models*, International Journal of Computer Vision, páginas 321-331.
- KLINGLER, J. W., VAUGHAN, C. L., FRAKER, T. D., ANDREWS, L. T. (1988). *Segmentation of Echocardiographic Images Using Mathematical Morphology*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, volume 35, número 11.
- LILLY, P., JENKINS, J., BOURDILLON, P. (1989). *Automatic Contour Definition on Left Ventriculograms by Image Evidence and a Multiple Template-Based Model*, IEEE Transactions on Medical Imaging, volume 8, número 2.
- LOURENÇO, V. P.; OLIVEIRA, L. L.G., ALVES, R. R. F. *Análise de imagens de colposcopia através do processamento de imagem digital*. Apresentado no III Simpósio Regional de Biomedicina, 2004, Goiânia.
- MACCHIAVELLO, B. L. E. (2004). *Segmentação Automática do Ventrículo Esquerdo em Imagens de Ecocardiografia Bidimensional*. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, Publicação ENE.DM-187/04, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF.
- MOFFA, J.P.; SANCHES, P.C.R. (2000); *Eletrocardiograma Normal e Patológico*. 7ª edição, editora Roca Ltda., São Paulo.
- MORCEF, F. A. P.; (1980). *Ecocardiografia*, Rio de Janeiro, editora Guanabara Koogan.
- OH, J. K.; SEWARD, J. B.; TAJIK, A. J.; (1997). *Ecocardiografia Clínica Mayo*, traduzido sob a supervisão de Pires, M. T. B., Rio de Janeiro, editora Medsi.
- OLIVEIRA, L. L.G. ; CRUVINEL, W. M. ; OLIVEIRA, R. M. ; SILVA, S. A. ; RIBEIRO, L. H. V. ; ANDRADE, A. L. S. S. *Sistema de Auxílio no Diagnóstico de Pneumonias na Infância Utilizando Técnicas de Visão por Computador*. Publicado em XXXVI Congresso Brasileiro de Radiologia, 2007, Bahia.
- POPE, D. L., PARKER, D. L., CLAYTON, P. D., GUSTAFSON, D. E. (1985). *Left Ventricular Border Recognition Using a Dynamic Search Algorithm*. Radiology, volume 155, número 2, páginas 513-518.

- REIS, M. C. (2007). *Detecção Semi-Automática da Borda do Ventrículo Esquerdo*. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, Publicação PPGENE.DM-310/07, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 114p.
- SKORTON, D. J., et al, (1985). *Digital Signal and Image Processing in Ecocardiography*. American Journal of Cardiology, volume 48, número 3, paginas 479-486.
- THEDENS, D. R., SKORTON, D. J., FLEAGLE, S. R. (1995). *Methods of Graph Searching for Border Detection in Image Sequences with Applications to Cardiac Magnetic Resonance Imaging*. IEEE Transactions on Medical Imaging, volume 14, número 1.
- TIMERMAM A., et al; (2000). *Manual de Cardiologia – Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo – SOCESP*, Editora Atheneu.
- ZANG, L., GEISER, E. A. (1982). *An Approach to Optimal Threshold Selection on a Sequence of Two-Dimensional Echocardiographic Images*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, volume BME -29, número 8.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)