

AQUISIÇÃO DA FRAÇÃO DE EJEÇÃO CARDÍACA POR MEIO DA ANÁLISE DE IMAGENS

LEILA S. SILVA¹, FLÁVIO S. BARBOSA², RODRIGO W. SANTOS², FERNANDO M. A. NOGUEIRA³.

1. *Departamento de Educação e Tecnologia, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Sudeste de Minas Gerais, Campus Juiz de Fora, Av. Bernardo Mascarenhas, 1283, bairro Fábrica, CEP: 36080-001, Juiz de Fora, MG-Brasil.*
E-mail: leila.silva@ifsudestemg.edu.br
2. *Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional, Universidade Federal de Juiz de Fora. Rua José Lourenço Kelmer, s/n – Campus Universitário, bairro São Pedro.*
CEP: 36036-900, Juiz de Fora, MG-Brasil
E-mails: flavio.barbosa@ufjf.edu.br; rodrigo.weber@ufjf.edu.br
3. *Departamento de Engenharia de Produção e Mecânica, Universidade Federal de Juiz de Fora. Rua José Lourenço Kelmer, s/n – Campus Universitário, bairro São Pedro.*
CEP: 36036-900, Juiz de Fora, MG-Brasil.
E-mail: fernando.nogueira@ufjf.edu.br

Abstract— Image processing has greatly contributed to the diagnosis of various diseases. Cardiac diseases and new imaging techniques has challenged researchers in the development of graphical tools that allow the evaluation of all cardiac activity by extraction of relevant clinical parameters such as cardiac ejection fraction. This paper presents a computational methodology for the semi-automatic calculation of important metrics of the cardiac cycle by processing of Magnetic Resonance Images. Different image processing techniques were adopted, such as thresholding, noise filtering, labeling, region growing and boundary detection. The motion of the left and right ventricular chambers during the cardiac cycle was analyzed by cross-sectional area of the region of interest in systole and diastole. The presented results indicate the applicability of the proposed methodology.

Keywords— Cardiac ejection fraction, Image processing, Magnetic Resonance Imaging, Intelligent Biometric System.

Resumo— O processamento de imagens tem contribuído muito para o diagnóstico de várias doenças. Novas técnicas de processamento de imagens têm desafiado os pesquisadores no desenvolvimento de ferramentas gráficas que permitam a avaliação de toda a atividade cardíaca através da extração de parâmetros clínicos relevantes, tais como fração de ejeção cardíaca. Este trabalho apresenta uma metodologia computacional para o cálculo semiautomático de métricas importantes do ciclo cardíaco através do processamento de imagens obtidas por Ressonância Magnética. As técnicas de segmentação adotadas foram: limiarização, filtragem de ruídos, rotação, crescimento de regiões e detecção de contornos. O movimento das câmaras ventriculares direita e esquerda, durante o ciclo cardíaco, foi analisado através da área da seção transversal da região de interesse na sístole e diástole. Os resultados apresentados indicam a aplicabilidade da metodologia proposta.

Palavras-chave— Fração de ejeção cardíaca, Imagens por Ressonância Magnética, Processamento de imagens, Sistema Biométrico Inteligente.

1 Introdução

A constante evolução dos dispositivos de captura de imagens médicas como: Raio-X, Ultrassom, Tomografia Computadorizada, Cintilografia e Ressonância Magnética (RM) ampliam as aplicações do processamento de imagens. O exame baseado em análise de sequências de imagens vem se tornando uma importante ferramenta para a avaliação de cardiopatias, possibilitando o diagnóstico de doenças sem utilizar procedimentos invasivos em pacientes com risco de vida.

No ciclo cardíaco ocorre um período de relaxamento no qual as cavidades do coração se enchem de sangue, denominado diástole e em

seguida ocorre a contração do coração e ejeção do sangue para as artérias caracterizando a sístole. A fração de ejeção de sangue de cada ventrículo é de grande importância para caracterizar a insuficiência cardíaca (Pinheiro, 2012; Mesquita e Jorge, 2008). A análise das imagens e quantificação da área na diástole e na sístole, permite um diagnóstico mais preciso, além de possibilitar acompanhar a reação do coração devido ao tratamento a que o paciente foi submetido.

No exame de RM cada corte transversal é obtido em vários instantes dentro do ciclo cardíaco, formando uma sequência de imagens, o que torna possível a caracterização da dinâmica do coração ao longo de todo o ciclo, e não apenas no momento final da sístole e da diástole. Ferramentas gráficas permitem ao médico especialista definir manualmente as regiões de interesse, delimitando o

contorno de regiões ventriculares. Porém, normalmente este método apresenta dificuldades, como lentidão na sua realização e a ocorrência de erros, devido à interação com diferentes profissionais. Várias técnicas de extração de contornos com limiarização (Gonzalez e Woods, 2008), têm sido pesquisadas nos últimos anos, visando a automatização do processo de segmentação para obtenção de métricas para avaliação médica.

Neste contexto, o objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um sistema para localização semiautomática das cavidades do coração em imagens de RM e aquisição da fração de ejeção cardíaca. A medida da fração do volume de sangue que é bombeado pelo ventrículo esquerdo e pelo ventrículo direito, em cada passo do ciclo do coração, é obtida a partir do processamento das imagens cardíacas utilizando as técnicas de segmentação: limiarização, filtragem de ruídos, crescimento de regiões e detecção de contornos para o cálculo de métricas da área de interesse.

2 Trabalhos Relacionados

Em Perez et al. (1992) foi analisada a função ventricular durante um exame ecocardiográfico bidimensional. Em tempo real verificou-se que a mudança da área fracionada se correlacionou com fração de ejeção calculada. Mais de 70% dos pacientes foram estudados com a abordagem desenvolvida. Concluiu-se que a detecção automática de limites, com base na avaliação quantitativa de propriedades acústicas dos tecidos, permite uma quantificação em tempo real de áreas da cavidade ventricular e fração de ejeção do sangue no ventrículo.

Em Gorcsan (1994) o objetivo do estudo foi o de avaliar o desempenho do ventrículo esquerdo por área de detecção e acompanhamento da pressão sanguínea. Com a detecção de borda de imagem ecocardiográfica automatizada foi possível obter a área da cavidade ventricular e pode ser relacionada com a pressão para a obtenção do volume sistólico em tempo real.

No sistema apresentado por Slomp (1999) a aquisição dos volumes diastólico final e sistólico final do ventrículo esquerdo do coração foi baseada no método ecocardiográfico. Com base na imagem adquirida e através de rotinas de Processamento Digital de Sinais (DSP), o ultrassonógrafo com detecção automática de bordas, reconhece as fronteiras entre tecidos e o sangue de uma ou várias cavidades cardíacas. Identificadas estas fronteiras, é calculado também por DSP o volume da cavidade selecionada pelo método de Simpson.

Em Rondina et al. (2002) a segmentação das imagens do ventrículo esquerdo do coração, obtidas

em exame por RM, foi realizada pela técnica de *Watershed*. Para a avaliação do sistema proposto foram feitos testes com um conjunto de 10 exames que possibilitaram fazer análises comparativas relativas às variações intra e interoperadores, e comparação com a segmentação manual, variação volumétrica e fração de ejeção.

Em Teixeira et al. (2008), o sistema implementado utiliza técnicas de processamento de imagens especificamente para segmentação automática do ventrículo esquerdo do coração, em imagens de ressonância magnética. O método baseia-se no algoritmo de contornos ativos chamado de *Snakes*. Um algoritmo genético é usado para encontrar o melhor conjunto de parâmetros de configuração para o método de *Snakes*. Os algoritmos foram implementados em Java e em computação paralela em máquinas de memória compartilhada. Os resultados preliminares sugerem que os métodos propostos possam ser utilizados, por exemplo, para o cálculo automático da fração de ejeção cardíaca.

3 Metodologia

A proposta deste trabalho é o desenvolvimento de um sistema para a aquisição da fração de ejeção cardíaca a partir da análise de imagens bidimensionais da seção transversal do coração, com análise da variação da área da seção transversal dos ventrículos direito e esquerdo do coração. A metodologia consiste nas seguintes etapas: 1- Aquisição da imagem; 2- Segmentação; 3- Áreas das regiões; 4- Fração de ejeção ventricular.

3.1 Aquisição da Imagem

A primeira etapa deste trabalho consiste na aquisição das imagens cardíacas a partir de um vídeo, obtidas por exame de ressonância magnética, de uma pessoa saudável. Cada imagem é obtida em vários instantes dentro do ciclo cardíaco, formando uma sequência de imagens que caracteriza a dinâmica do coração. A intensidade de cinza em cada *pixel* na imagem depende do tipo de tecido e da quantidade de sangue que flui na área examinada, o que resulta em diferentes tons de cinza na imagem a cada instante do ciclo cardíaco.

A Figura 3.1 mostra a sequência de imagens do exame de RM adquiridas em corte transversal ao longo de um ciclo cardíaco e que foram apresentadas no trabalho de KOCH, H. (2011). As primeiras imagens mostram o fim da diástole, as intermediárias caracterizam a sístole atingindo o ponto máximo de contração e as últimas mostram a evolução da expansão dos ventrículos.

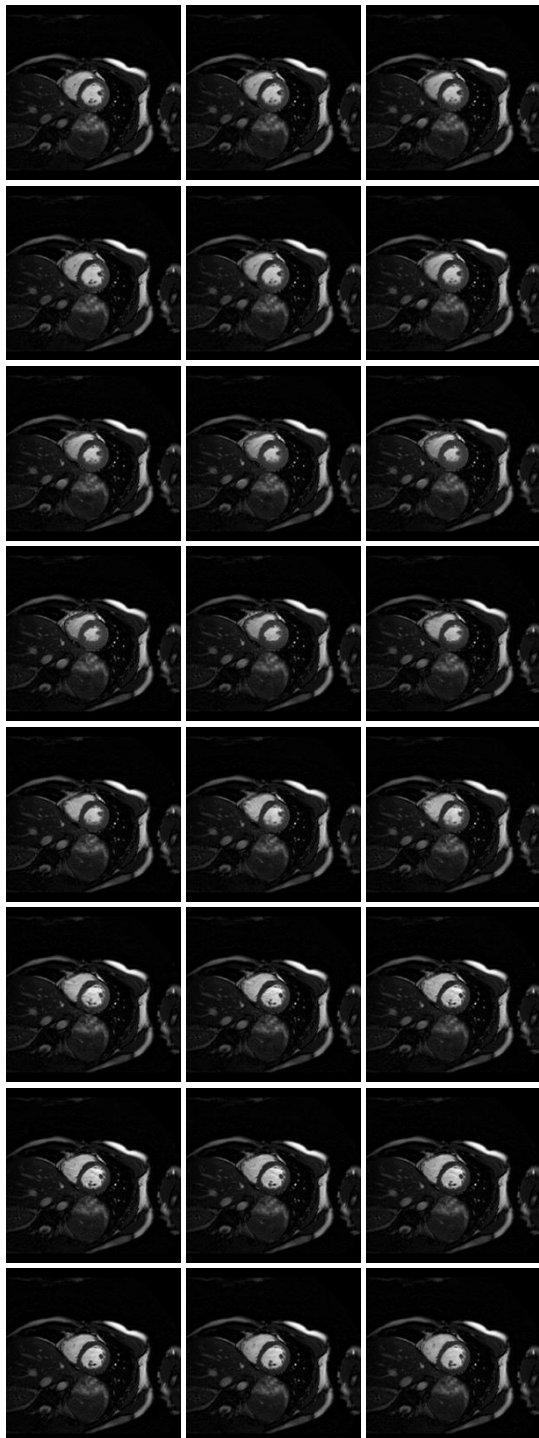


Figura 3.1: Sequência de imagens do ciclo cardíaco.
 Fonte: KOCH, H. (2011), disponível em
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3037925/>

3.2 Segmentação

A segmentação de imagens é uma técnica de processamento para separar a imagem em suas partes constituintes, (Gonzalez e Woods, 2008).

Dados relativos ao biótipo do paciente são muito importantes para tornar o processo mais eficiente, e contribuir para análise dos parâmetros

que serão extraídos das imagens. Essas informações possibilitam determinar em qual parte da imagem é esperado encontrar as regiões de interesse. Neste caso, pode-se eliminar o restante da imagem do processamento, trabalhando somente com as regiões de interesse.

As Figuras 3.2(a) e (b) mostram a região de interesse na imagem capturada na diástole e na sístole respectivamente. Na imagem do ventrículo esquerdo aparecem *pixels* relativos aos músculos papilares nas cavidades ventriculares (Pinto et al., 2005) que podem interferir na qualidade da segmentação.

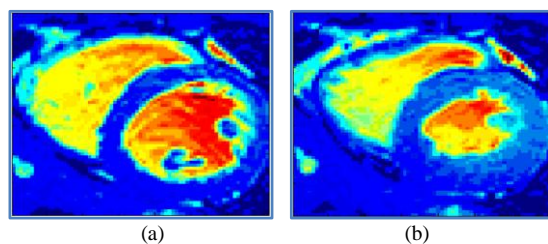


Figura 3.2: Imagem da seção transversal dos ventrículos direito e esquerdo; a) Na diástole; (b) Na sístole.

3.2.1 Limiarização

O processamento de imagens depende do tipo de imagem e da limiarização da mesma, o valor do limiar escolhido, a partir do histograma da imagem, influência na qualidade da segmentação e na extração dos parâmetros. O histograma mostra o número de ocorrência de cada nível de cinza, ou de cada cor em uma imagem colorida, ou seja, representa a distribuição dos valores dos *pixels* da imagem, como mostrado na Figura 3.3.

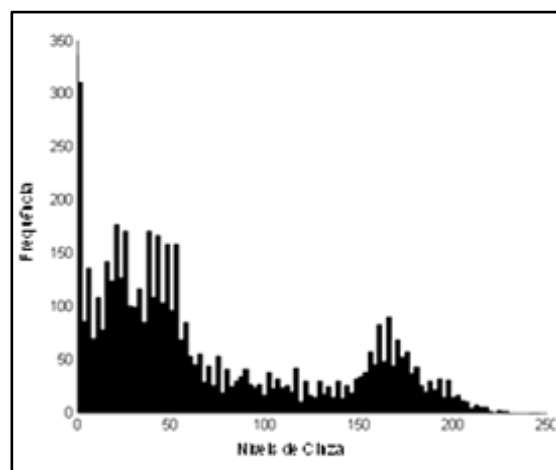


Figura 3.3: Histograma da imagem das regiões de interesse.

3.2.2 Crescimento das regiões

A aplicação de filtros morfológicos de Dilatação e Erosão (Gonzalez e Woods, 2008), para remoção de ruídos dentro das áreas ventriculares, possibilita

a segmentação das regiões dos ventrículos sem buracos. A imagem de ressonância magnética do coração apresenta uma região mais brilhante, próxima ao centro, que corresponde à aglomeração sanguínea no interior dos ventrículos, com a imagem binarizada essa região apresenta *pixels* com intensidade de cinza igual a 255.

A aplicação dos filtros morfológicos Dilatação e Erosão (Gonzalez e Woods, 2008) para remoção de ruídos dentro das áreas ventriculares, possibilita a segmentação das regiões dos ventrículos sem buracos. A técnica de crescimento de regiões é então utilizada para agrupar *pixels* semelhantes, a partir de um conjunto de pontos denominado 'semente'. As regiões são formadas acrescentando à semente pontos de seus *pixels* vizinhos, que possuem propriedades similares. (Gonzalez e Woods, 2008).

A Figura 3.4(a) mostra as regiões de interesse sem ruídos e binarizada e a Figura 3.4(b) mostra o resultado da aplicação da técnica de crescimento de regiões.

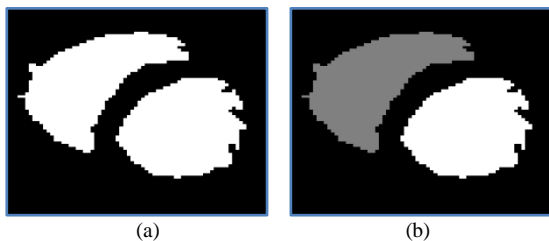


Figura 3.4: (a) Imagem binarizada;(b) Imagem rotulada.

No caso de haver interesse em visualizar na imagem original o contorno dos ventrículos obtido pelo sistema, deve ser realizada a detecção de bordas da imagem binarizada e sem ruídos. Neste trabalho foi aplicada a técnica de detecção de bordas utilizando Operador Gradiente. O conceito de gradiente consiste em aplicar a derivada de primeira ordem a toda área da imagem, desta forma, a derivação dos sinais de intensidade luminosa da imagem resultam no realce das regiões de transição abrupta desta intensidade, resultando em um destaque especial para os cantos e bordas de objetos na imagem (Gonzalez e Woods, 2008).

As Figuras 3.5(a) e (b) mostram o contorno das regiões na imagem binarizada e na imagem original.

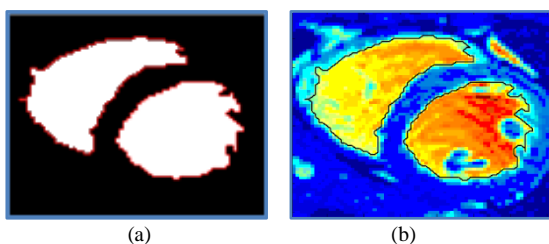


Figura 3.5: (a) Contorno na imagem binarizada; (b) Contorno na imagem original.

3.3 Área das Regiões

Após rotular as regiões o objetivo é encontrar a quantidade de *pixels* em cada região identificada. Para se verificar a eficácia do método foi utilizada uma imagem com área conhecida, um quadrado com 1 cm² de área. A medida do lado com 1 cm corresponde a um quadrado em que o lado tem 32 *pixels*. A área do quadrado de 1 cm² corresponde a uma área com 1024 (32 x 32) *pixels*. Executando-se o algoritmo para o cálculo de área com a imagem do quadrado e a quantidade de *pixels* encontrada foi corretamente avaliada, obtendo-se 1024 *pixels*.

3.4 Fração de Ejeção Ventricular

A ejeção cardíaca corresponde à quantidade de sangue lançada pelo ventrículo durante a sístole. Em <http://www.sogab.br/fisiologiacoracao.htm> são apresentados os dados de uma pessoa jovem e saudável, referentes ao volume de sangue na câmara ventricular esquerda: Volume Diastólico Final (VDF): 120 a 130 ml, Volume Sistólico Final (VSF): 50 a 60 ml e o volume de sangue ejetado durante uma sístole que é o Débito Sistólico (DS): 70 ml. Considerando a frequência cardíaca da pessoa de 80 batimentos por minutos, o volume de sangue ejetado pelo ventrículo esquerdo a cada minuto é de 80 x 70 ml, ou seja, uma vazão de 5,6 litros sangue arterial por minuto.

Neste trabalho, considera-se que as áreas da seção transversal das cavidades ventriculares sejam proporcionais aos seus volumes. No método apresentado por Peters (2010), a partir da geometria dos ventrículos e da área de interesse, a fração de ejeção pode ser aproximada pela equação

$$FE = \frac{(AFD - AFS)}{AFD} \quad (1)$$

onde:

- FE é a fração de ejeção ventricular;
- AFD é a área no final da diástole;
- AFS é a área no final da sístole.

4 Resultados

Foi calculada a área da imagem, em *pixels*, por quadro do vídeo (0 a 23) durante o ciclo cardíaco, para obter a área no final da diástole, ou seja, a maior área, e a área no final sístole que é a menor área, no ventrículo direito (VD) e no ventrículo esquerdo (VE). O cálculo da área em cada quadro possibilita a geração de gráficos que representam a dinâmica do coração.

A Tabela 3.1 mostra os resultados utilizando limiar 90 para aplicação da técnica de limiarização e a Tabela 3.2 utilizando o limiar 120.

Tabela 3.1: Resultados de áreas com limiar 90.

Nº	VD	Nº	VD	Nº	VE	Nº	VE
0	954	12	883	0	845	12	631
1	919	13	927	1	821	13	738
2	882	14	952	2	776	14	799
3	839	15	974	3	685	15	808
4	784	16	996	4	584	16	809
5	742	17	997	5	496	17	809
6	707	18	987	6	418	18	809
7	686	19	1000	7	384	19	808
8	675	20	1014	8	391	20	808
9	699	21	1026	9	413	21	840
10	756	22	999	10	446	22	870
11	820	23	975	11	537	23	880

VD: Valor máximo = 1026 e valor mínimo = 675;
 VE: Valor máximo = 880 e valor mínimo = 384;

$$FEVD = (1026 - 675) / 1026 \times 100 = 34,21 \%$$

$$FEVE = (880 - 384) / 880 \times 100 = 56,36\%$$

Tabela 3.2: Resultados de áreas com limiar 120.

Nº	VD	Nº	VD	Nº	VE	Nº	VE
0	862	12	811	0	782	12	562
1	839	13	848	1	752	13	651
2	817	14	877	2	692	14	713
3	755	15	910	3	603	15	739
4	704	16	927	4	500	16	744
5	667	17	938	5	422	17	748
6	638	18	927	6	370	18	750
7	619	19	919	7	344	19	746
8	611	20	918	8	349	20	742
9	642	21	931	9	375	21	759
10	687	22	913	10	398	22	799
11	759	23	906	11	467	23	812

VD: Valor máximo = 938 e valor mínimo = 611
 VE: Valor máximo = 812 e valor mínimo = 344;

$$FEVD = (938 - 611) / 938 \times 100 = 34,86 \%$$

$$FEVE = (812 - 344) / 812 \times 100 = 57,64\%$$

5 Discussão

Utilizando as mesmas imagens do sistema proposto por Peters, F.C. (2010), onde as regiões de interesse são manualmente contornadas por *splines*, a partir da geometria dos ventrículos relativos aos parâmetros identificados, a fração de ejeção cardíaca foi calculada e a partir de experimentos numéricos, com interpolação linear, a fração de ejeção do ventrículo esquerdo foi de 58,97%, enquanto a do ventrículo direito foi de 29,85%, para o caso analisado.

No presente trabalho observou-se que o nível de cinza da imagem interfere no processo de segmentação, como pode ser verificado nos resultados com limiar 90: FEVD de 34,21% e

FEVE de 56,36%, e com o limiar 120: FEVD de 34,86% e FEVE de 57,64%. Para diminuir a margem de erro, baseado no histograma da imagem da seção transversal dos ventrículos, o limiar ideal deve estar entre 90 e 120. Com o limiar 100 o valor da FEVE foi próximo do valor encontrado no trabalho de Peters, F.C.(2010), porém o valor referente ao FEVD apresentou valores mais distantes, devido a diferença na técnica de detecção do contorno.

A Figura 3.6 mostra no gráfico o comportamento do ventrículo direito e do ventrículo esquerdo durante o ciclo cardíaco, referente às imagens mostradas na seção 2 deste trabalho. Resultados com limiar 100.

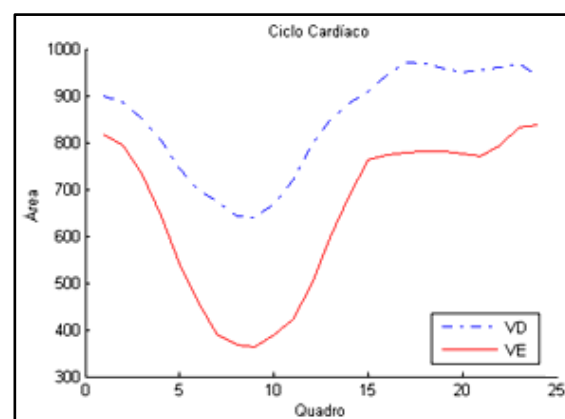


Figura 3.6: Gráfico com valores das áreas em *pixels* do ventrículo direito (VD) e do ventrículo esquerdo (VE).

Analisando-se a curva da área da seção transversal do VE e do VD na Figura 3.6 verifica-se o comportamento da atividade cardíaca na diástole e na sístole. Quando o coração está relaxado o sangue venoso entra no átrio direito e passa para o ventrículo direito, na contração atrial e enchimento ventricular é completado (diástole final VD). Em seguida ocorre à contração ventricular e uma quantidade de sangue venoso do ventrículo direito é ejetado (sístole final VD) para a artéria pulmonar, e segue para os pulmões. O sangue arterial retorna ao coração através das veias pulmonares atinge o átrio esquerdo e passa para o ventrículo esquerdo. Com a sístole atrial é completado o enchimento do ventrículo esquerdo (diástole final VE), em seguida, com uma nova sístole ventricular, uma quantidade de sangue é ejetado (sístole final VE) do ventrículo esquerdo para a artéria aorta e desta será distribuído para o corpo todo, (Slomp,1999).

6 Contribuição deste artigo

A contribuição desse artigo está na detecção semiautomática das regiões ventriculares durante um ciclo cardíaco completo, permitindo a observação da dinâmica do coração, considerando a

maior área na diástole e a menor área na sístole para o cálculo da fração de ejeção ventricular, dados importantes para o diagnóstico pelos médicos, pois denotam a capacidade de bombeamento do sangue pelo coração.

7 Conclusão

Este sistema apresentou uma técnica de detecção semiautomática das cavidades ventriculares do coração. O processo de segmentação de imagens foi realizado quadro a quadro do vídeo com o ciclo cardíaco obtido por exame de Ressonância Magnética com visualização da área transversal dos ventrículos.

O sistema desenvolvido consistiu em: Aquisição da imagem, segmentação com limiarização e crescimento de regiões, detecção de contornos, áreas das regiões com a quantificação dos *pixels* que as caracterizam; obtenção da maior área da seção transversal (diástole final) e da menor área (sístole final) dos ventrículos para o cálculo aproximado da fração de ejeção ventricular; visualização em gráficos da variação de cada área ventricular e geração de vídeo mostrando a dinâmica dos ventrículos.

Para trabalhos futuros propõe-se aplicar as técnicas de segmentação implementadas, com imagens de Ressonância Magnética, em imagens obtidas por outros equipamentos, como Tomógrafo por Impedância Elétrica, que viabiliza a utilização do sistema embarcado em equipamento para hospitais, possibilitando acompanhar a evolução do estado funcional dos ventrículos após a utilização de medicamentos pelos pacientes ou após intervenções cirúrgicas.

Agradecimentos

Ao Instituto Federal do Sudeste de Minas Gerais, à FAPEMIG, à CAPES e ao CNPq pelo incentivo e apoio para o desenvolvimento de pesquisas.

Referências Bibliográficas

Gonzalez, R. C., Woods, R. E. (2008). Digital Image Processing. Prentice Hall, New Jersey.
Gorcsan III, J. et al. Assessment of left ventricular performance by on-line pressure-area relations using echocardiographic automated border detection. J Am Coll Cardiol, v.23, p.242-252, 1994a.
Koch, H. et al. (2011). A reference dataset for verifying numerical electrophysiological heart

models. Biomed Eng Online. 2011; 10: 11. Published online 2011 January 27.
Mesquita, E. T., Jorge, A. J. L. (2009). Insuficiência cardíaca com fração de ejeção normal - novos critérios diagnósticos e avanços fisiopatológicos. Arquivos Brasileiros de Cardiologia, vol.93 nº.2, São Paulo.
Perez, J. R. et al. (1992). On line assesment of ventricular function by automatic boundary detection ans ultrasonic backscatter imaging. J Am Coll Cardiol, v.19, p. 313-320.
Peters, F. C. (2010). Estratégia para a solução numérica do problema inverso da identificação de inclusões em domínio condutor. Dissertação de Mestrado. Juiz de Fora: PPGMC da UFJF.
Pinheiro, T. B. et al. (2012). Insuficiência cardíaca com fração de ejeção normal em paciente adulto jovem. Revista Brasileira de Cardiologia.
Pinto, F., Fischer, R. A., França, M. I.T. (2005). Atlas do Corpo Humano. Ilustrações de Vicent Perez, AMI. 1. ed. São Paulo. Editora Barros, Fischer & Associados.
Rondina, J. M., Lotufo, R. A., Gutierrez, M. A. (set/dez2002). Um sistema de segmentação interativa do ventrículo esquerdo em sequências de imagens de ressonância magnética. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 18, n. 3, p. 117-131.
Siqueira, M. L. (2010). Reconhecimento automático de padrões em imagens ecocardiográficas. Tese de Doutorado. Porto Alegre: PPGC da UFRGS.
Slomp, M. (1999). Sistema de aquisição do ciclo pressão-volume cardíaco por métodos não-invasivos. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, UFRS. Porto Alegre.
Teixeira, G. M. et al. Automatic segmentation of cardiac MRI using snakes and genetic algorithms. Lecture notes in computer science, 5103; 168-177. Computational science; Computational science - ICCS 2008; Part III International conference; 8th, Computational science.

<http://www.sogab.br/fisiologiacoracao.htm>.

Consultado em 20/03/2013.