

Um Método Para Análise de Espessura da Parede Cardíaca

SIMONE GARÇON DOS SANTOS^{1,2}
FLÁVIO BORTOLOZZI²

¹UFPA - Universidade Federal do Pará
Serviço de Estatística e Computação
Av. Perimetral, s/n
66075-900 Belém, PA, Brasil
simone@secom.ufpa.br

²CEFET - Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná
CPGEI - Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial
Av. 7 de setembro, 3165
80230-901 Curitiba, PR, Brasil
fborto@cefet.anpr.br

Abstract. The cardiological diagnosis has been improved in terms of precision by several methods of automatic edge detection. This paper shows the development of an aided-diagnostic system to automatic extraction both endocardial and epicardial wall from sequences of echocardiography images which represent a cardiac cycle.

1. Introdução

A ecocardiografia 2D é uma técnica bastante utilizada na cardiologia clínica, sendo um método não invasivo e por consequência não traumático ao paciente. Entretanto, a baixa qualidade das imagens geradas, devido, entre outros aspectos, aos artefatos de imagens inerentes ao feixe ultra-sônico, aponta para uma avaliação apenas subjetiva, dependendo da experiência do especialista.

A quantificação e análise da espessura da parede cardíaca são consideradas parâmetros válidos na identificação de vários graus de isquemia e regiões necrosadas [Feig 88]. Para muitos especialistas, mais importante que o movimento da parede, é a ausência ou não de espessamento sistólico. Deve-se levar sempre em consideração que uma parede lesada poderá ter movimento aparentemente preservado, se ela for tracionada pelas paredes adjacentes normais, porém, ela terá uma redução em seu espessamento sistólico. A diminuição do movimento das paredes ventriculares não indica necessariamente a presença de enfarte agudo do miocárdio, mas o afinamento sistólico da parede, em vez de um espessamento como seria esperado, aparentemente só ocorre em casos de lesão aguda.

Há pelo menos mais de uma década, o problema da detecção de bordas em imagens ecocardiográficas vem resultando nos mais variados estudos dedicados a busca de uma solução, a mais eficiente e definitiva possível, sendo mesmo considerado um dos problemas mais difíceis na área de PDI. Neste sentido, estamos desenvolvendo um sistema de apoio à análise de espessura da parede cardíaca baseado no algoritmo recursivo de Deriche [Deri 88] para suavização e detecção dos limites do miocárdio (pericárdio e endocárdio).

2. O Sistema

A descrição do sistema envolve basicamente 3 passos:

- Pré-processamento da sequência de frames, o qual envolve a redução de ruídos com a suavização das imagens pelo método de Deriche;
- Aplicação do algoritmo de Deriche para detecção de bordas;
- Pós-processamento dos contornos resultantes utilizando-se a codificação de Freeman [Free 61] para eliminar descontinuidades do contorno resultante.

A aquisição das eco-imagens é feita através da digitalização das mesmas, as quais são fotografadas diretamente pelo ecógrafo (equipamento ultra-sônico).

Este conjunto de imagens (30 *frames*) com 256 níveis de cinza correspondem a um ciclo cardíaco, a partir de um fim-sístole (contração) até um fim-diástole (relaxamento).

O tamanho da imagem deve ser limitado as regiões de interesse, as quais correspondem as câmaras cardíacas. Assim, este tamanho deve variar, dependendo do tipo de corte realizado quando da aquisição da imagem (geralmente cortes transversos ao nível da válvula mitral ou ainda apicais ao nível das quatro câmaras). Este procedimento restringe o tempo de processamento dedicado a cada frame na seqüência de imagens.

3. Suavização das Eco-Imagens

A técnica de suavização de Deriche é utilizada para eliminar as variações texturais das seqüências de imagens e os ruídos e artefatos inerentes a uma imagem gerada por ultra-som. O algoritmo executa uma adaptação automática à resolução local da imagem, solucionando o problema da anisotropia, bastante comum em imagens ultra-sônicas. Isto é obtido através do ajuste da amplitude dos dados pela variável α , como mostra a equação (1), a qual consiste em um fator determinado pelos critérios de Canny [Cann 86].

Este filtro baseia-se nos princípios de detecção, localização e unicidade de Canny e Deriche, que propõem um operador otimizado para suavização e detecção de bordas, sendo um filtro de segunda ordem definido no espaço infinito e cuja forma é:

$$S(x) = k(\alpha|x|+1)e^{-\alpha|x|} \quad (1)$$

Sua implementação faz-se da seguinte forma:

$$\begin{aligned} y^+(m) &= a_0x(m) + a_1x(m-1) - b_1y^+(m-1) - b_2y^+(m-2) \\ &\quad \text{para } m = 1, \dots, N \\ y^-(m) &= a_2x(m+1) + a_3x(m+2) - b_1y^-(m+1) - b_2y^-(m+2) \\ &\quad \text{para } m = N, \dots, 1 \\ y(m) &= y^+(m) + y^-(m) \\ &\quad \text{para } m = 1, \dots, N \end{aligned}$$

onde os coeficientes são:

$$\begin{aligned} k &= (1 - e^{-\alpha^2}) / (1 + 2\alpha e^{-\alpha} - e^{-2\alpha}) \\ a_0 &= k \\ a_1 &= k(\alpha-1)e^{-\alpha} \\ a_2 &= k(\alpha+1)e^{-\alpha} \\ a_3 &= -ke^{-2\alpha} \end{aligned}$$

$$b_1 = -2e^{-\alpha}$$

$$b_2 = e^{-2\alpha}$$

4. Detecção das Paredes Cardíacas

O surgimento desta abordagem é o resultado de experiências as quais demonstram que os operadores clássicos de realce e detecção de bordas amplificam o ruído nas imagens. Assim, em sua tese, Canny apresenta basicamente três critérios formulados matematicamente para um detetor ótimo:

- O operador de detecção deve promover a identificação de uma borda de modo a evitar a detecção de falsos pontos de contorno. Isto é, maximizar a razão sinal/ruído;

- Os pontos de contorno devem ter uma localização precisa em relação ao verdadeiro contorno, ou seja, o algoritmo deve maximizar o desvio-padrão da posição dos "zero-crossings";

- O operador deve evitar a ambigüidade de uma única borda, assim a borda deve provocar uma resposta única do operador.

As propostas de Canny e Deriche são baseadas em bordas do tipo degrau e ruídos brancos, mais fáceis de serem modelados [Faco 94]. Os cálculos apresentados por Canny promovem uma "limitação" de respostas de tal modo que se possa manter os coeficientes significativos, sendo o filtro definido em um espaço $[-W, +W]$. Porém esta técnica leva a ocorrência de transições abruptas refletidas na qualidade das bordas detectadas. A solução de Deriche para evitar a deterioração da imagem resultante envolve:

- Definição de um filtro infinito em $[-\infty, +\infty]$;

- O filtro para suavização e detecção de bordas é definido na forma:

$$h(x) = a_3e^{-\alpha|x|} \text{sen}wx \quad (2)$$

onde os valores dos critérios acima citados são:

$$a_3 = -2.09$$

$$\alpha = 2.05$$

$$w = 2.05$$

- Utilização da filtragem em modo recursivo, podendo-se implementar filtros de primeira e segunda ordem.

O filtro de primeira derivada para detecção de bordas (gradiente de Deriche) fica:

$$d(x) = sxe^{-\alpha|x|} \quad (3)$$

onde $s = -(1 - e^{-\alpha})^2 / e^{-\alpha}$

Sua implementação faz-se da forma seguinte:

$$\begin{aligned} y^+(m) &= ax(m-1) - b_1y^+(m-1) - b_2y^+(m-2) \\ &\quad \text{para } m = 1, \dots, N \\ y^-(m) &= -ax(m+1) - b_1y^-(m+1) - b_2y^-(m+2) \\ &\quad \text{para } m = N, \dots, 1 \\ y(m) &= y^+(m) + y^-(m) \\ &\quad \text{para } m = 1, \dots, N \end{aligned}$$

onde os coeficientes são:

$$a = se^{-\alpha}$$

$$b_1 = -2e^{-\alpha}$$

$$b_2 = e^{2\alpha}$$

Resumidamente, este algoritmo implementa de forma eficiente a convolução de um sinal I a partir de uma resposta impulsional infinita H quando da filtragem de I . Para o sinal bidimensional $I(x,y)$, a convolução $(**)$ deste por $H(x,y)$ em um filtro de primeira derivada fica:

$$G_x(x,y) = I(x,y) ** H'(x) ** H(y) \quad (4)$$

$$G_y(x,y) = I(x,y) ** H'(y) ** H(x) \quad (5)$$

Considera-se que $f(x,y)$ é uma resposta impulsional de um filtro linear aplicado a imagem cartesiana $I(x,y)$ e a imagem resultante $R(x,y)$, em espaço contínuo, é dada por um produto convolução. A partir de experimentos anteriores [Ayac 91] o valor de α é considerado 4 a fim de que sejam detectados os contornos do miocárdio. A figura 2 apresenta o resultado parcial deste algoritmo a partir da imagem original na figura 1, obtido em uma estação de trabalho SUN SPARC Station. Atualmente, em paralelo a utilização do algoritmo de Deriche, estuda-se também a aplicação de operadores morfológicos nas eco-imagens, visando-se a possibilidade de implementação sob uma plataforma PC, uma vez que tais operadores têm apresentado um tempo de resposta satisfatório neste equipamento. As figuras 4, 5 e 6 apresentam os resultados parciais desta aplicação a partir da imagem original na figura 3.

Conclusão

A aplicação do algoritmo de Deriche permite um nível variável de suavização sem a necessidade de repetidas convoluções na imagem. O algoritmo apresenta

excelente nível de detalhe no contorno mesmo para estruturas mais complexas (um pixel de espessura).

A detecção do pericárdio mesmo para este método ainda constitui-se uma das maiores dificuldades, a qual também é compartilhada com outros bons detetores de bordas [Zhan 84]. Isto ocorre pelo fato de que a região onde encontra-se este contorno externo do miocárdio apresenta, geralmente, intenso brilho difuso, o que dificulta sobremaneira sua identificação. A partir da codificação de Freeman, como etapa de pós-processamento, espera-se poder superar ao menos parcialmente este obstáculo para proceder-se a análise das espessuras e conseqüentemente possibilitar a identificação do grau de espessamento da parede cardíaca nos movimentos de sístole e diástole tão relevantes no diagnóstico por ecocardiografia.

Referências

- [Ayac 91] N. Ayache, I. L. Herlin. "A New Methodology to Analyze Time Sequences of Ultrasound Images", *Rapports de Recherche - Robotique, Image et Vision*, n. 1390, INRIA, jan 1991, France.
- [Cann 86] J. Canny, "A Computational Approach to Edge Detection", *IEEE Transactions On Pattern Analysis And Machine Intelligence*, vol 8, n. 6, 679-698, Nov 1986.
- [Chu 88] C. H. Chu, E. J. Delp, A. J. Buda, "Detecting Left Ventricular Endocardial and Epicardial Boundaries by Digital Two-Dimensional Echocardiography", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 7, n. 2, Mar 1988, 181-194.
- [Deri 88] R. Deriche, O. Monga, "3D Detection Using Filtering: Application To Scanner Images", *Rapports de Recherche*, n. 930, INRIA, nov 1988, France.
- [Faco 94] J. Facon, *Apostilas do Curso Proc. Dig. de Imagens*, Curitiba - Paraná, Abr 1994.
- [Free 61] H. Freeman, *IRE Trans. on Electronics Computers*, page 63, jun 1963.
- [Feig 88] H. Feigenbaum, "Echocardiography", Lea & Febiger, 4th, 1988, Philadelphia.
- [Tsai 93] C. Tsai, Y. Sun, P. Chung, J. Lee. "Endocardial Boundary Detection Using a Neural Network" *Pattern Recognition*, vol 26, n 7, 1057-1068, 1993.
- [Zhan 84] L. Zhang, E. A. Geiser, "An Effective Algorithm For Extracting Serial Endocardial Borders From 2-Dimensional Echocardiograms", *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, vol 31, n. 6, 441-447, Jun 1984.

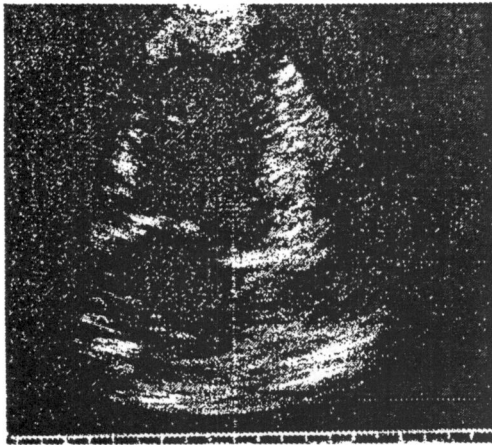


Figura 1 - Imagem Original (4 câmeras)

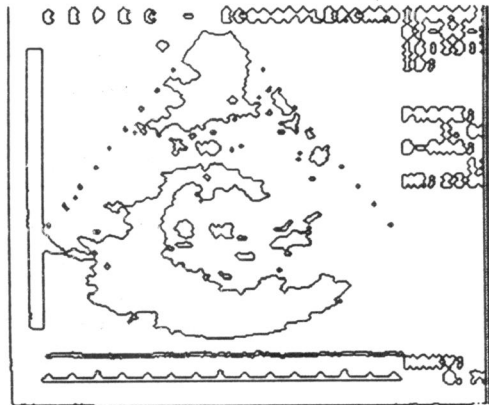


Figura 4 - Imagem-Contorno (Operadores Morfológicos)



Figura 2 - Imagem-Contorno (Deriche)

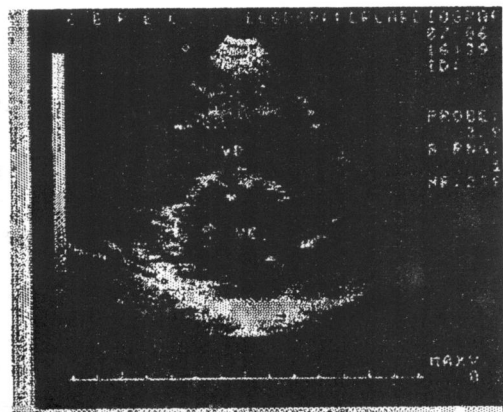


Figura 5 - Imagem-Adição (Original + Contorno)

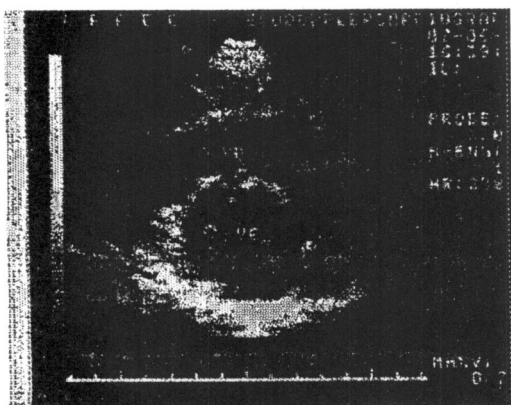


Figura 3 - Imagem Original (Apical)

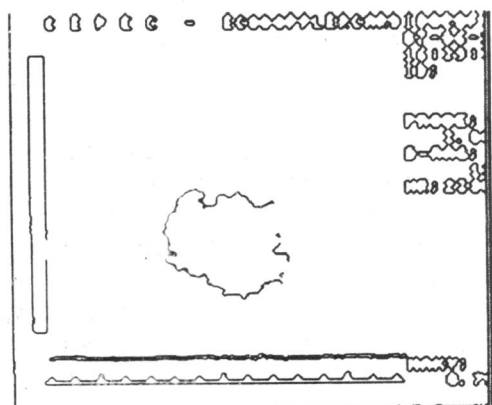


Figura 6 - Contorno do Ventrículo Esquerdo