

DETERMINAÇÃO AUTOMÁTICA DAS REGIÕES DE INTERESSE EM ESTUDOS DE VENTRICULOGRAFIA RADIOISOTÓPICA

L. C. Parzianello^{1,2}, S. S. Furuie² e L. Moura³

RESUMO -- Apresentamos um método automático para a determinação das regiões de interesse em estudos de ventriculografia radioisotópica. O ventrículo esquerdo (VE) é localizado através de uma função de pertinência nebulosa, onde a região ventricular é segmentada através de um algoritmo baseado em morfologia matemática (*watershed*) aplicado sobre uma variação do operador Laplaciano da Gaussiana. O instante sistólico final é determinado pela diferença das imagens ao longo do ciclo cardíaco e a região correspondente ao fundo anatômico é obtida através de operações morfológicas sobre o contorno ventricular esquerdo. Para um grupo de 107 pacientes, obteve-se uma correta segmentação do VE em 97,2% dos casos estudados, em 100% de acertos na localização do mesmo. A atividade estimada para a região de fundo anatômico apresentou um índice de correlação igual a 0,95 com a atividade calculada através do procedimento manual, executado por um especialista.

Palavras-chave: Medicina Nuclear, Ventriculografia Radioisotópica, Segmentação de Imagens.

INTRODUÇÃO

A ventriculografia radioisotópica é um método não-invasivo, reprodutível, de fácil execução e de custo relativamente baixo, que permite avaliar o estado funcional de diversas patologias cardíacas, tanto em repouso quanto em estresse físico ou farmacológico. O fenômeno de interesse do estudo é a alteração dos volumes ventriculares num intervalo de contração cardíaca, de onde se obtém a base para a descrição do desempenho ventricular através da análise visual da motilidade miocárdica regional e do cálculo de alguns parâmetros quantitativos, tais como: débito cardíaco, fração de ejeção, taxa de ejeção e taxa de enchimento ventricular. De posse desses parâmetros, pode-se não somente diagnosticar uma doença como, principalmente, prognosticá-la, orientando a conduta terapêutica e avaliando seus resultados.

Dentre os procedimentos necessários para a interpretação de um estudo de ventriculografia radioisotópica, destacamos aquele em que especialistas são requisitados para uma tarefa que poderia ser satisfatoriamente executada por um computador: a marcação das regiões de interesse. Estas

¹ Mestrando, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, SP, Brasil.

² Divisão de Informática, Instituto do Coração - HCFMUSP, Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44 05403.000 São Paulo, SP, Brasil. E-mails: { parzianello, furuie }@incor.usp.br

³ Superintendência do Hospital das Clínicas - FMUSP, Rua Ovídio Pires Campos, 255, 05403.010 São Paulo, SP, Brasil. E-mail: lincoln@incor.usp.br

regiões compreendem o contorno ventricular esquerdo (ao longo do ciclo cardíaco) e a região de fundo anatômico, que demanda a localização da sístole ventricular máxima que também é realizada através de inspeção visual da motilidade miocárdica.

Apesar da quantificação automática dos estudos de ventriculografia radioisotópica ser alvo de estudos desde meados dos anos 70, diversos centros de Medicina Nuclear ainda realizam procedimentos manuais, pois a maioria dos equipamentos comerciais não dispõem de algoritmos que sejam considerados robustos na determinação das regiões de interesse. Em centros onde são efetuados mais de uma centena de estudos ventriculográficos ao mês, o desperdício de recursos humanos é considerado inaceitável, e novas alternativas de processamento automático devem ser discutidas. Assim, apresentamos um novo algoritmo para a determinação automática das regiões de interesse em estudos de ventriculografia radioisotópica, baseando-se somente em variações de intensidade e operações morfológicas.

MATERIAIS E MÉTODOS

Foram estudados 107 pacientes através de ventriculografia radioisotópica (53 homens e 54 mulheres, com idades entre 1 e 76 anos) durante o desenvolvimento deste trabalho, sendo que todos os exames foram adquiridos no Serviço de Radioisótopos do Instituto do Coração - HCFMUSP. A aquisição consistiu na marcação *in vivo* das hemácias através da administração venosa de 12 mg de Pirofosfato mais 3,4 mg de Cloreto Estanoso. Após 30 minutos da primeira injeção, cada paciente foi investigado em projeção oblíqua anterior esquerda (numa inclinação de aproximadamente 45°, destacando-se o septo interventricular) com a administração de 740 MBq (20 mCi) de Tecnécio-99m. Trinta e duas imagens foram adquiridas em sincronismo com o eletrocardiograma (modo *frame*) através de uma câmara de cintilação LEM+ (Siemens) com colimador de uso geral (LEAP) e um sistema MaxDelta System (processador MicroVax 3300). Um outro grupo de 111 pacientes, com frações de ejeção entre 8 e 78%, também foi adquirido para a avaliação dos algoritmos.

Os arquivos de cada aquisição foram transferidos do sistema Siemens para uma estação Sun Sparc10 através de rede local de computadores e implementados em linguagem C sobre a plataforma *Application Visualization System (AVS)*.

Realce das estruturas através das variações de intensidade

Uma *borda* pode ser definida como o limite entre duas regiões (objetos, sombras, etc.), e é geralmente descrita através das variações de intensidade ao longo de uma imagem. Qualquer variação de intensidade pode ser caracterizada pela amplitude de seu gradiente, e as descontinuidades podem ser localizadas através de máximos na primeira derivada ou cruzamentos por zero na segunda. Marr e Hildreth (1980) mostraram que as descontinuidades poderiam ser identificadas através da combinação das respostas de um único operador em diferentes escalas de sensibilidade (espaço de escalas), mais precisamente através dos cruzamentos por zero da função:

$$f'(x, y) = \nabla^2 G(x, y) * I(x, y), \quad (1)$$

onde $I(x, y)$ é a imagem original, $\nabla^2 G(x, y)$ é o operador Laplaciano da Gaussiana e $f'(x, y)$ é a imagem resultante. Neste caso, a sensibilidade do operador é controlada pelo valor de σ (desvio padrão) e o número de escalas depende da natureza da imagem em questão.

Uma imagem radionuclídica contém informações tanto em baixas frequências (estruturas de interesse) quanto em altas frequências (ruído inerente), sendo decorrente de um único fenômeno físico: a emissão de radiação gama. Parzianello *et alii.* (1995) mostraram que as estruturas presentes numa imagem radionuclídica de ventriculografia radioisotópica podem ser realçadas através de uma única escala de sensibilidade para o operador Laplaciano da Gaussiana, onde as bordas de cada região são localizadas através dos cruzamentos por zero ou dos pontos de vale na distribuição de variações positivas na imagem resultante da expressão (1). Assim, três pixels foram considerados aceitáveis como valor para σ , em imagens com resolução de 64×64 pixels, e o operador $\nabla^2 G(x, y)$ foi chamado de Laplaciano da Gaussiana Modificado (2), uma vez que os valores negativos de (1) são igualados a zero e a operação é tratada como um realce de *estruturas* baseado em informações de borda (variações de intensidade):

$$\begin{aligned} f''(x, y) &= \max[0, f'(x, y)] \\ &= \max[0, \nabla^2 G(x, y) * f(x, y)] \end{aligned} \quad (2)$$

A Figura 1 ilustra o resultado da expressão (2) sobre uma imagem convencional de ventriculografia radioisotópica.

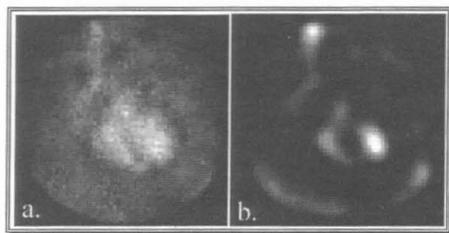


Figura 1. (a) Imagem convencional de ventriculografia radioisotópica e (b) o resultado do operador Laplaciano da Gaussiana Modificado aplicado sobre a mesma.

Localização do ventrículo esquerdo

Para tornar efetiva a segmentação da região ventricular esquerda ou a determinação da região de fundo anatômico, torna-se necessária a identificação de pelo menos um pixel que pertença ao VE. Niemann *et alii.* (1985), considerando invariável o protocolo de aquisição (projeção oblíqua anterior esquerda, com máxima separação septal) e somente a existência das câmaras cardíacas nas imagens adquiridas, observaram que o pixel com máxima intensidade, situado à direita do centro de gravidade da imagem diastólica final, apresenta grande probabilidade de pertencer ao VE.

Baseando-se em idéias semelhantes à de Niemann *et alii.* (1985), Parzianello *et alii.* (1995) apresentaram um método alternativo para a localização da região ventricular esquerda, considerando a presença de outras estruturas nas proximidades das câmaras cardíacas. O método supõe a existência de uma única região no campo de visão da câmara de cintilação que apresenta uma grande probabilidade de conter o centro ventricular esquerdo e, explorando-se as características do

operador Laplaciano da Gaussiana Modificado (atenuação do ruído e realce das estruturas), a localização do VE é feita sobre o resultado da expressão (2) ponderado por uma função de pertinência para a localização do centro ventricular esquerdo.

Assim, um operador experiente foi convocado para indicar o centro do VE na primeira imagem (diástole máxima) de cada um dos 107 exames adquiridos. Considerando-se as coordenadas referentes ao centro ventricular esquerdo (x,y) como sendo duas variáveis aleatórias independentes, calculou-se a média e o desvio padrão para cada coordenada, resultando em: $\bar{x} = 39,5$, $\bar{y} = 36,9$, $\sigma_x = 2,0$ e $\sigma_y = 2,7$. Uma gaussiana bidimensional simétrica, centrada em (\bar{x}, \bar{y}) , com desvio padrão igual a $3 \cdot \sigma_y$ ($\sigma_y > \sigma_x$), e normalizada à unidade (valor máximo igual a 1), foi gerada como função de pertinência nebulosa $\mu(x,y)$ para ponderar o resultado da expressão (2) segundo a possível localização do centro ventricular esquerdo:

$$\mu(x,y) = e^{-\frac{(x-39,5)^2 + (y-36,9)^2}{2(8,1)^2}} \quad (3)$$

Desta forma, o VE é localizado na primeira imagem do ciclo cardíaco através do pixel de máxima intensidade resultante da expressão:

$$\begin{aligned} g(x,y) &= \mu(x,y) \cdot f''(x,y) \\ &= e^{-\frac{(x-39,5)^2 + (y-36,9)^2}{2(8,1)^2}} \cdot \max[0, \nabla^2 G(x,y) * I(x,y)] \end{aligned} \quad (4)$$

como pode ser observado na Figura 2.

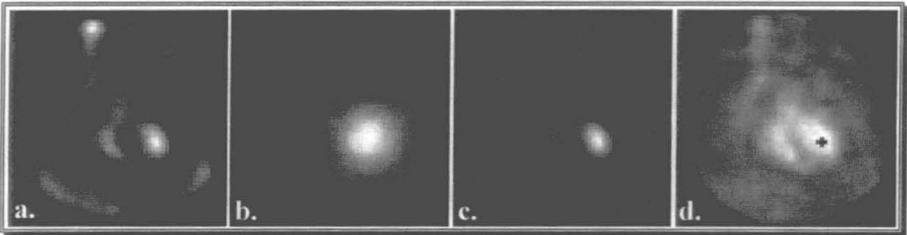


Figura 2: (a) Laplaciano da Gaussiana Modificado - $\max[0, \nabla^2 G(x,y) * I(x,y)]$, (b) função de pertinência nebulosa para a localização do VE - $\mu(x,y)$, (c) $\mu(x,y) \cdot \max[0, \nabla^2 G(x,y) * I(x,y)]$, e (d) localização de um ponto pertencente ao VE.

Região ventricular esquerda

De acordo com o resultado obtido através do operador Laplaciano da Gaussiana Modificado, as descontinuidades presentes numa imagem de ventriculografia radioisotópica podem ser localizadas através de pixels nulos, conectados às regiões diferentes de zero (localização dos

cruzamentos por zero em $\nabla^2 G(x,y) * I(x,y)$), ou de seus pontos de vale, entre objetos pouco contrastados (onde não ocorrem cruzamentos por zero). Uma alternativa para a localização destes pontos de interesse através de um único procedimento é a utilização de uma ferramenta de segmentação de imagens conhecida por *watershed* (Vincent e Soille, 1991), baseada em morfologia matemática. Este algoritmo realiza um crescimento de regiões baseado numa abordagem topográfica, onde as intensidades dos pixels representam o relevo de um terreno: as áreas mais claras são consideradas as elevações e as mais escuras as depressões. O objetivo do *watershed* é definir as linhas de vale que separam uma elevação das demais, seja pela simulação de imersão ou emersão em água.

O *watershed* foi implementado baseado no conceito de emersão, contrário ao procedimento de Vincent e Soille (1991), e com busca automática de marcadores para o crescimento de cada região. Assim, fazendo uso de uma imagem destino para registro dos pixels classificados como pertencentes à uma região qualquer, inicializa-se um contador de elevação com o máximo valor presente na imagem. Os pixels identificados com este valor são registrados na imagem destino e o contador é decrementado em uma unidade (determinação dos marcadores iniciais). Com a atualização do contador de elevação, todo pixel que apresentar um valor igual a este e for vizinho de qualquer região existente na imagem destino será candidato a pertencer a uma região. Isto significa que, antes de se efetuar qualquer ação de agregação de elementos às regiões segmentadas, torna-se necessário verificar se o pixel em questão conecta ou não duas regiões disjuntas na imagem destino, o que é feito através de uma tabela de conexão de regiões (dado que um pixel possui 8 vizinhos imediatos, existem 2^8 combinações possíveis para uma vizinhança; se considerarmos a posição de cada vizinho como um *bit* numa representação binária - $01001100 = V_1 V_2 V_3 V_4 V_5 V_6 V_7 V_8$, o estado da vizinhança pode ser representado através de uma tabela de 256 elementos). Uma vez que a tabela indique a não conexão de regiões disjuntas, o pixel é agregado à sua região correspondente. Novamente, mantendo a verificação de conexão entre regiões disjuntas, os pixels de valor igual ao estado atual do contador de elevação são registrados na imagem destino (determinação de novos marcadores), e o contador é decrementado em uma unidade. O procedimento continua até atingir a elevação mais baixa (p.e., nível 1 numa escala de 0 a 255). O resultado do *watershed* é apresentado na Figura 3.

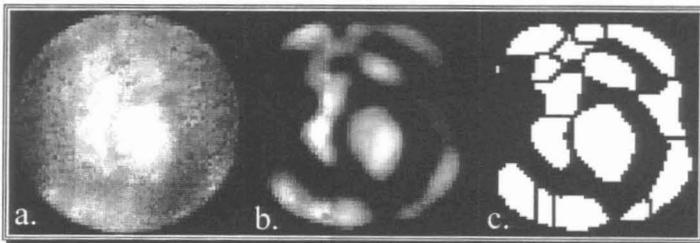


Figura 3. *Watershed* aplicado sobre uma imagem de ventriculografia radioisotópica. (a) imagem original, (b) Laplaciano da Gaussiana Modificado e (c) *watershed*.

Dentre as várias regiões resultantes do processo de segmentação através do *watershed* no instante diastólico máximo, aquela em que estiver contido o pixel de máxima intensidade no resultado da expressão (4) é considerada como região ventricular esquerda. Aplicando-se o mesmo procedimento, Laplaciano da Gaussiana Modificado seguido de *watershed*, a todos as imagens do ciclo cardíaco, e considerando-se como ponto de referência para os demais instantes o centro de gravidade de cada região determinada no instante anterior (adaptação do ponto de referência), podemos obter a seqüência de regiões correspondentes ao VE ao longo do ciclo cardíaco.

As regiões resultantes do processo de segmentação, baseado somente em informações locais de borda (Laplaciano da Gaussiana Modificado) e crescimento de regiões (*watershed*), apresentam irregularidades *locais* devido à falta de informação *global* sobre a forma do VE, o que torna aconselhável o uso de algum procedimento de suavização baseado na forma do VE. Considerando uma área A limitada por uma curva fechada l , podemos descrever l em relação a um ponto P no interior de A , para l monotônica em relação a P . Ou seja, l é mapeado em coordenadas polares (r, θ) cuja referência é o ponto P e L é a função de mapeamento radial que pode ser escrita como $r = L(\theta)$, onde r é a distância entre cada ponto de l a P no ângulo θ .

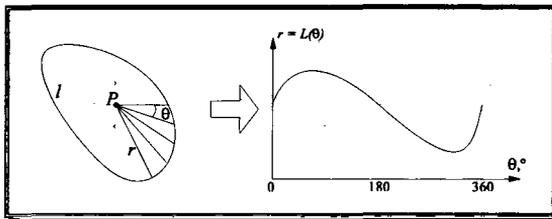


Figura 4. Mapeamento radial de um contorno em relação a uma referência interna.

Desta forma, mapeamos cada contorno resultante em relação aos pontos de referência em cada imagem do ciclo cardíaco (Figura 5.b). Ekman *et alii.* (1995) mostraram que o contorno ventricular esquerdo l pode ser bem representado por três harmônicas da Série Trigonométrica de Fourier de $L(\theta)$, sendo escrito como:

$$L(\theta) = \frac{a_0}{2} + \sum_{i=1}^3 [a_i \cdot \cos(i \cdot \phi) + b_i \cdot \text{sen}(i \cdot \phi)] \quad (5)$$

Assim, aplicamos o procedimento de suavização proposto por Ekman *et alii.* (1995) a todos os contornos determinados ao longo do ciclo cardíaco, onde o resultado deste procedimento pode ser verificado na Figura 5d.

Região de fundo anatômico

Em procedimentos manuais, a região de fundo anatômico é identificada através de uma faixa com aproximadamente três pixels de largura e afastada em torno de dois pixels do segmento lateral

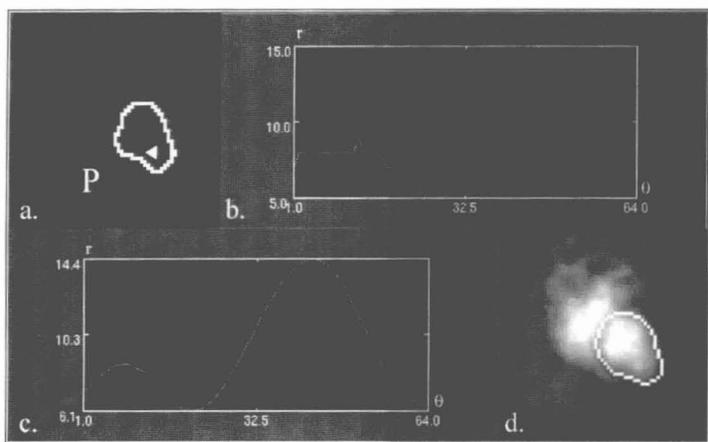


Figura 5. (a) Segmentação, (b) mapeamento radial do VE, (c) representação do contorno ventricular esquerdo através da supressão de freqüências superiores à terceira harmônica da Série Trigonométrica de Fourier e (d) contorno suavizado.

do VE (parede livre), em sístole ventricular máxima. A média das contagens calculada nesta região é considerada como sendo o número de fótons emitidos pelo fundo anatômico em cada pixel na vizinhança do VE. Uma estimativa da atividade média na região ventricular esquerda será o número médio de fótons contados na região do VE menos o número médio de fótons contados na região de fundo.

Como a aquisição das imagens está sincronizada com a onda R do eletrocardiograma (a primeira imagem representa a diástole ventricular máxima), a diferença desta imagem com cada imagem do ciclo cardíaco resulta numa imagem conhecida por *imagem diferença* e, considerando somente os valores positivos de cada imagem diferença, deriva-se um conjunto de imagens conhecidas *imagens de ejeção/enchimento* ventricular (Figura 6a). Construindo-se um gráfico onde as ordenadas correspondem ao número de fótons ejetados ou injetados nos ventrículos e as abscissas correspondem ao tempo transcorrido, obtém-se uma aproximação da curva de ejeção/enchimento ventricular ao longo do ciclo cardíaco (Figura 6b). Bourguignon *et alii.* (1981) observaram que o máximo da curva de ejeção/enchimento ventricular, aproximada pelo uso das imagens diferença, corresponde à localização da sístole ventricular máxima no conjunto de imagens do estudo.

Assim, com o intuito de determinar a localização final da região de fundo anatômico, torna-se necessária a identificação da inclinação do VE no instante de sístole máxima, bem como as regiões proibidas à localização do fundo anatômico (que sobrepõem câmaras ou órgãos). Como o VE pode apresentar um formato esférico no instante sistólico final (elevado grau de contratilidade), é possível considerar, com pouca variação, a inclinação do ventrículo no instante diastólico final (primeira imagem do ciclo), em relação ao eixo x . Esta inclinação pode ser estimada através da expressão:

$$\varphi = \frac{1}{2} \tan^{-1} \left[\frac{2 \cdot m_{11}}{m_{20} - m_{02}} \right], \quad (6)$$

onde φ é o ângulo de inclinação, m_{11} é o primeiro momento da região ventricular nos eixos x e y , m_{20} é o segundo momento no eixo x e m_{02} é o segundo momento no eixo y .

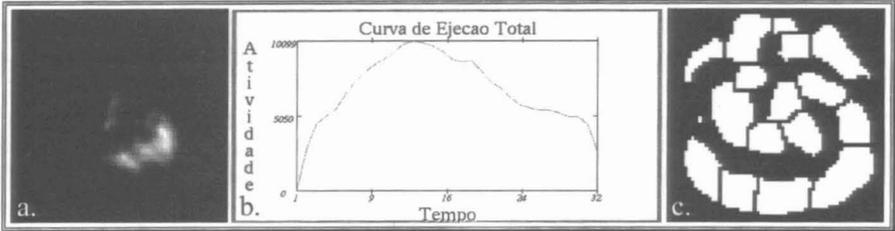


Figura 6. (a) Imagem de ejeção/enchimento ventricular, (b) curva de atividade-tempo gerada para a ejeção/enchimento ventricular ao longo do ciclo cardíaco (o máximo da curva corresponde o final da sístole ventricular) e (c) *watershed* aplicado ao instante sistólico definindo regiões proibidas para a localização da região de fundo anatômico.

Mudando o centro do sistema de coordenadas para o centro de massa da região limitada pelo contorno ventricular esquerdo sistólico (x_v, y_v) , e tornando o eixo das ordenadas coincidente com o eixo maior do VE no mesmo instante, limita-se uma região de interesse no segundo quadrante do novo sistema de coordenadas (Figura 7a). Além disso, o resultado da segmentação da imagem sistólica, através do *watershed*, é utilizado como referência para a definição de zonas proibidas para a região de fundo anatômico (Figura 6c). Desta forma, a região ventricular esquerda sistólica é dilatada em 2 pixels, unindo-se às regiões representadas na Figura 6c. O resultado é subtraído da própria segmentação total (*watershed*) dilatada em 5 pixels. Considerando os pixels resultantes desta operação, situados dentro da região definida pelo segundo quadrante do novo sistema de coordenadas, obtém-se a região de fundo anatômico. Ou seja, determina-se uma faixa de 3 pixels, à direita da parede livre do VE, e afastada 2 pixels de sua borda (Figura 7b). A Figura 7c ilustra o resultado da subtração da atividade de fundo sobre a imagem diastólica final.

RESULTADOS

O uso de uma função de pertinência nebulosa para a localização do VE através do operador Laplaciano da Gaussiana Modificado mostrou um elevado grau de robustez e eficiência nos grupos estudados: 100% de acertos no grupo de 107 pacientes - G1, e 99% no grupo de 111 pacientes - G2 (1 único erro devido ao grande deslocamento do VE para a esquerda da imagem e uma grande emissão radioativa por parte do baço).

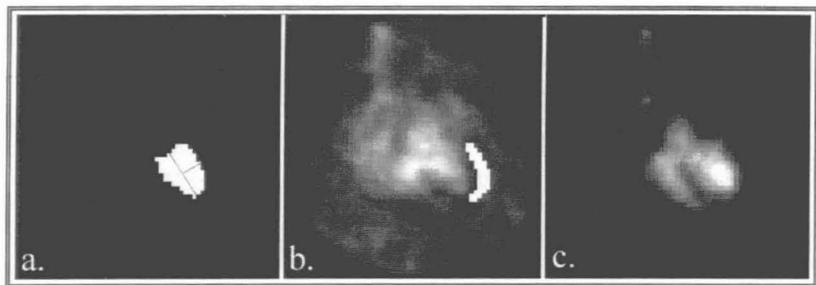


Figura 7. (a) O ventrículo esquerdo é isolado e (b) a região de interesse para a estimativa das contagens de fundo é obtida através de operações morfológicas. (c) Resultado da subtração da radiação de fundo sobre a imagem diastólica.

A segmentação da região ventricular esquerda através do algoritmo *watershed* foi bem sucedida em 97% dos casos de G1 e 87% dos casos de G2 (por bem sucedida entende-se a não super-segmentação da imagem, comum nos resultados do *watershed*). Além disso, pode-se observar uma queda de desempenho nos resultados de G1 para G2, onde uma quantidade considerável de pacientes aneurismáticos no segundo grupo causam tal deficiência (aneurismas geram pequenas descontinuidades no interior do VE e o processo de segmentação considera o ventrículo como mais de uma região).

A determinação automática da região correspondente ao fundo anatômico depende do desempenho apresentado pela segmentação do VE ao longo do ciclo cardíaco, principalmente nas imagens correspondentes à sístole máxima (localização da região de interesse) e diástole máxima (determinação da orientação do ventrículo). No entanto, nos casos em que a região correspondente ao fundo anatômico foi localizada corretamente na zona lateral do VE (parede livre), um índice de correlação de 0,95 entre o método automático e o procedimento manual foi obtido em G2.

DISCUSSÕES E CONCLUSÕES

Apresentamos um método automático para a determinação das regiões de interesse em estudos de ventriculografia radioisotópica. Dentre os procedimentos apresentados na literatura, o método proposto mostrou que é possível a obtenção de resultados aceitáveis através da combinação de algoritmos simples da teoria do processamento de imagens digitais. No entanto, implementar algum método automático em rotina clínica convencional requer a prevenção de diversas situações anômalas, possíveis em exames de ventriculografia radioisotópica, o que torna necessária a disponibilização de ferramentas destinadas à edição e/ou correção de novas regiões de interesse nas imagens em estudo.

O operador Laplaciano da Gaussiana Modificado mostrou ser uma ferramenta poderosa na análise de imagens radionuclídicas, principalmente em ventriculografia radioisotópica, servindo como uma técnica capaz de realçar estruturas muito pouco contrastadas e manter as informações de

borda para os processos de segmentação. Sua combinação com o conceito de função de pertinência nebulosa apresentou uma eficiência indiscutível na localização do VE na quase totalidade dos casos estudados.

As técnicas de morfologia matemática podem apresentar bons resultados na segmentação de imagens radionuclídicas, mas requerem a utilização de algum tipo de pré-processamento (atenuação do ruído, realce de contraste, etc.), como foi o caso do uso do algoritmo watershed aplicado sobre o resultado do operador Laplaciano da Gaussiana Modificado. O problema relacionado com a supersegmentação resultante do *watershed* deve-se à existência de pequenas depressões na região ventricular esquerda, observado em casos de aneurisma ventricular esquerdo. Pode-se estudar um método de agregação das regiões desconsideradas pelo processo de segmentação, através da análise de todas as segmentações ao longo do ciclo cardíaco. Neste caso, as depressões sobre a região do VE tendem a ser eliminadas em função da contração ventricular e o processo de conexão pode ser feito através de técnicas de morfologia matemática aplicadas no eixo temporal.

Devido à dificuldade de localização do septo átrio-ventricular esquerdo (superposição das câmaras), pode-se dizer que é extremamente difícil determinar com precisão o contorno do VE em imagens de ventriculografia radioisotópica sem a consideração de qualquer informação temporal, como imagens de ejeção, amplitude ou fase de Fourier. A abordagem proposta utiliza informações *a priori* sobre a posição e a forma do ventrículo esquerdo, mas carece de informações temporais a respeito do mesmo. Neste caso, pode haver uma pequena superposição do contorno ventricular sobre a região atrial esquerda. A incorporação de informações temporais ao método proposto (baseado no Laplaciano da Gaussiana Modificado) pode apresentar um elevado desempenho na segmentação das regiões de interesse, bem como um alto índice de correlação com o procedimento manual. A elaboração de um método totalmente automático para a quantificação da função ventricular esquerda em estudos de ventriculografia radioisotópica será alvo de um próximo estudo, onde a validação de seus resultados deverá ser feita, principalmente, através dos valores de fração de ejeção calculados para diversos grupos de patologias.

AGRADECIMENTOS

Os autores do trabalho gostariam de agradecer à CAPES e FAPESP, financiadores diretos deste projeto, e ao Serviço de Radioisótopos do Instituto do Coração - HCFMUSP, que cedeu o conjunto de imagens utilizadas no trabalho. Um agradecimento especial à Srta. Agda Munhoz, que processou manualmente todo o conjunto de dados e colaborou com diversas informações relevantes para o desenvolvimento do trabalho.

REFERÊNCIAS

- BOURGUIGNON, M. H., DOUGLASS, K. H., LINKS, J. M. and WAGNER, H. W. (1981). "Fully Automated Data Acquisition, Processing, and Display in Equilibrium Radioventriculography". *European Journal of Nuclear Medicine*. n. 6, p. 343-347.
- EKMAN, M., LOMSKY, M., STRÖMBLAD, S. O. and CARLSSON, S. (1995). "Closed-Line Integral Optimization Edge Detection Algorithm and Its Application in Equilibrium

Radionuclide Angiocardigraphy". *The Journal of Nuclear Medicine*. v. 36, n. 6, p. 1014-1018.

MARR, D. and HILDRETH, E. (1980). "Theory of Edge Detection". *Proceedings of Royal Society of London*. v. B, n. 207, p. 187-217.

NIEMANN, H., BUNKE, H., HOFMANN, I., SAGERER, G., WOLF, F. and FEISTEL, H. (1985). "A Knowledge Based System for Analysis of Gated Blood Pool Studies". *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. v. 7, n. 3, p. 246-259.

PARZIANELLO, L. C., FURUIE, S. S. and MOURA, L. (1995). "Automated Detection of the Left Ventricle Contour in Gated Blood Pool Studies". *Anais do VIII Simpósio Brasileiro de Computação Gráfica e Processamento de Imagens*. São Carlos. p. 257-263, 24-27 Out.

VINCENT, L. and SOILLE, P. (1991) "Watersheds in Digital Spaces: An Efficient Algorithm Based on Immersion Simulations". *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. v. 13, n. 6, p. 583-598.

**AUTOMATIC DETERMINATION OF REGIONS OF INTEREST
IN GATED BLOOD POOL STUDIES**

L. C. Parzianello^{1,2}, S. S. Furuie² and L. Moura³

ABSTRACT -- An automatic method for determining regions of interest in gated blood pool studies is presented. The left ventricle is located by means of a fuzzy membership function, and segmentation of the ventricular region is performed by means of a watershed algorithm based on mathematical morphology applied to a variation of the Gaussian Laplacian operator. The end systolic frame is determined by considering differences of image pairs along the cardiac cycle; the background region is obtained using morphological operations applied to the contour of the left ventricle. A correct segmentation was obtained in 97.7 % of cases in a group of 107 patients; the position was correctly determined in all cases. A correlation coefficient of 0.95 was obtained for the background activity calculated with our method, compared to manual processing by a specialist.

Keywords: Nuclear Medicine, Gated Blood Pool Studies, Image Segmentation.

¹ MSc Student, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, SP, Brazil.

² Divisão de Informática, Instituto do Coração - HCFMUSP, Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44 05403.000 São Paulo, SP, Brazil. E-mails: { parzianello, furuie }@incor.usp.br

³ Superintendência do Hospital das Clínicas - FMUSP, Rua Ovídio Pires Campos, 255, 05403.010 São Paulo, SP, Brazil. E-mail: lincoln@incor.usp.br