

Segmentação de imagens médicas 3D baseado em vetor de atributos e conectividade competitiva

S.S. Furuie, M.F.S.Rebelo, M.A.Gutierrez, J.K.Udupa

Divisão de Informática - Instituto do Coração/HC.FMUSP
Av.Dr.Enéas de Carvalho Aguiar, 44 CEP 05403-000 São Paulo-SP
E-mail: furuie@incor.usp.br

Resumo - Propõe-se uma técnica verdadeiramente 3D para a classificação de elementos de imagens médicas baseado em vetor de atributos, levando-se em conta a conectividade de forma competitiva. O valor da conectividade reflete – no sentido “fuzzy” – simultaneamente a afinidade do voxel ao objeto considerando-se o vetor de atributos, e a conectividade espacial do mesmo à região inicial fornecida pelo usuário. As vantagens desta abordagem são: a) segmentação verdadeiramente n-dimensional, exigindo mínima interação com o usuário; b) independência do órgão ou da modalidade de imagem, uma vez que o sistema apreende as características estatísticas das classes pela amostra; c) assegura a conectividade espacial; d) permite a segmentação competitiva entre diversos objetos. A maior limitação é assumir que o vetor de atributos para um dado objeto tem distribuição normal multivariada. Alguns resultados são mostrados em imagens de Ressonância Magnética do coração.

Abstract - A truly 3D technique for voxel classification of Medical images is presented, based on vector of features and taking into account connectivity in competitive form. Fuzzy connectivity value is a function of voxel affinity and spatial connectivity to the initial region provided by the user. Some advantages of this approach: a) truly n-dimensional segmentation, requiring little user interaction; b) image modality and organ independence, since the program learns statistical characteristics of the object class from the given sample; c) spatial connectivity; d) it allows competitive segmentation among several objects. The main limitation is the assumption that the feature vector for a given object has a normal multivariate distribution. Some results are shown on MR images of the heart.

Introdução

A qualidade da visualização, manipulação e análise de estruturas médicas tri-dimensionais, em diversas situações, depende dramaticamente da qualidade da segmentação e classificação (Brummer¹) dos dados. Devido a este fato e à dificuldade de se obter uma solução geral e robusta, a segmentação e classificação continuam sendo áreas de intensa pesquisa em processamento de imagens médicas (Collins²; Brummer¹). No caso específico de estruturas 3D dinâmicas, o problema é agravado pelo elevado volume de dados envolvido (centenas de imagens por exame no caso de gated MRI), sugerindo técnicas que minimizem a interação com o usuário e otimizem algoritmos de segmentação.

Metodologia

O problema em questão é calcular, para cada voxel, o grau de associação (Bezdek³) do mesmo a um determinado objeto presente na imagem. Neste trabalho supõe-se que o vetor de atributos referente a cada voxel do objeto tem distribuição normal multivariada, e que o usuário fornece uma amostra de cada objeto através do delineamento de uma região 2D em um dos cortes. Pode-se portanto estimar as características estatísticas do “cluster”

de cada classe. Contudo, uma classificação dos voxels apenas baseado nos atributos não garante que os mesmos estão de alguma forma conectados, que é uma condição necessária na segmentação da grande maioria de estruturas biológicas.

Dessa forma, utilizou-se como função de associação a conectividade (no sentido “fuzzy”) do voxel ao objeto, englobando simultaneamente a afinidade no espaço dos atributos e a conectividade espacial (Udupa⁴). Iniciando-se pela região fornecida, o algoritmo calcula a conectividade de todos os voxels para cada classe de objeto, tendo-se ao final parâmetros para decidir a fronteira entre os objetos.

Seja D um subconjunto do espaço Euclidiano n-dimensional, representando o domínio da imagem. Pode-se então definir um “fuzzy set” A de D por um conjunto de pares ordenados,

$$A = \{(x, f_A(x)) \mid x \in D\}$$

onde $f_A : D \rightarrow [0, 1]$ representa a função de associação do objeto A em D .

Seja $\underline{v}(x)$ o vetor de atributos associado ao voxel $x \in D$. A afinidade entre dois voxels quaisquer x_1 e x_2 pode ser obtida por alguma medida de similaridade entre os seus atributos. No presente trabalho estamos utilizando como afinidade a verossimilhança do voxel pertencer à classe do objeto em questão. O cálculo da

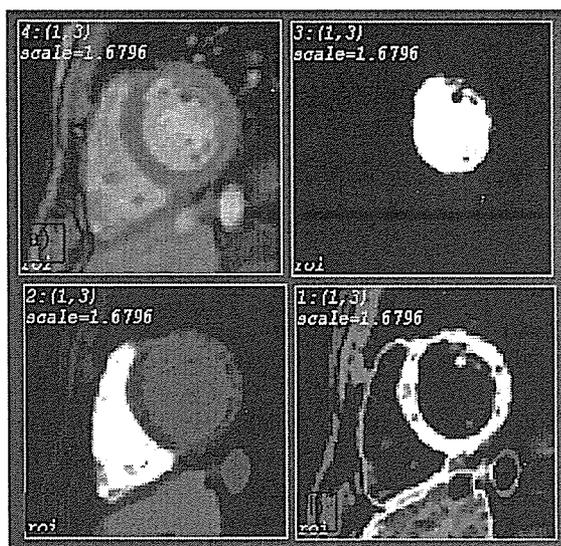


Figura 1. Exemplo de resultados usando a conectividade para segmentação em uma imagem dos ventrículos (a) usando MRI (gradiente eco). Objetos classificados de forma “fuzzy”: b) VE; c) VD; d) miocárdio.

verossimilhança é obtido a partir das características estatísticas da classe (Johnson⁶),

$$afin_j(x) = \exp\left(-\frac{1}{2} \cdot d_j^2(x)\right)$$

onde $d_j(x)$ corresponde à distância estatística,

$$d_j^2(x) = \left(\underline{v}(x) - \underline{\mu}_j\right)^T \cdot Cov_j^{-1} \cdot \left(\underline{v}(x) - \underline{\mu}_j\right)$$

$\underline{\mu}_j$: vetor médio de atributos da classe j

Cov_j : matriz de covariância correspondente ao vetor de atributos da classe j

Para cada objeto pode-se escolher uma semente fixa s (da região da amostra) que efetivamente pertence ao objeto. Definindo-se $f_A(x)$ como a conectividade de x com s , o qual por sua vez pode ser definida (Udupa⁴) como a maior afinidade dentre as menores afinidades de qualquer caminho que une x a s , pode-se calcular a conectividade para todos os voxels adjacentes e progressivamente para todo o volume.

Resultados

A presente proposta foi implementada (linguagem C) e testada visando estruturas 3D dinâmicas, dentro do ambiente 3DVIEWNIX (Udupa⁵), o qual é um sistema geral e aberto para processamento de imagens médicas n-dimensionais em plataformas Unix (X-window).

A Figura 1 mostra o resultado em uma imagem cardíaca (corte transversal) obtida por Ressonância Magnética (gradiente eco). O algoritmo foi

empregado considerando-se apenas um atributo (intensidade) por voxel, e 3 objetos: ventrículo esquerdo (VE), ventrículo direito (VD) e miocárdio. As figuras 1b, 1c e 1d mostram os resultados da classificação fuzzy para os três objetos. Note também a boa qualidade na determinação do VE através do interior do miocárdio (figura 1d).

Discussão e Conclusão

Esta abordagem permite utilizar eficientemente as informações contidas nas múltiplas imagens, e garantir a conectividade entre os voxels. O algoritmo calcula a conectividade em todas as dimensões, podendo ser empregado inclusive para imagens 3D dinâmicas. A possibilidade de treinar o classificador para uma dada imagem é uma opção interessante pois os atributos são afetados por diversos fatores tais como equipamento (modalidade, calibração, escala), órgão, resolução, ruído, e a variabilidade natural entre pacientes. Contudo pesquisas ainda devem ser dedicadas à otimização, definição de novas afinidades e pós-processamento, no sentido de agilizar a segmentação em casos 3D ou de maior dimensão.

Agradecimentos

Agradecemos à FAPESP, ao CNPq (460319/95.7) e Fundação E.J.Zerbini pelo apoio recebido para a realização deste trabalho.

Referências

1. BRUMMER M.E., MÈRSEREAU R.M., EISNER R.L., LEWINE R.R.J. (1993) "Automatic detection of brain contours in MRI data sets", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, volume 12, number 2, pages 153-166, June 1993.
2. COLLINS D.L., PETERS T.M., EVANS A.C. (1992) "Multiresolution image registration and brain structure segmentation", *Proc. of the Satellite Symposium on 3D Advanced Image Processing in Medicine*, Rennes, France, Nov. 1992.
3. BEZDEK J.C., PAL S.K. (1992) *Fuzzy models for pattern recognition*, New York: IEEE Press, 1992.
4. UDUPA, J.K., SAMARASEKERA, S. "Fuzzy connectedness and object definition", *SPIE* volume 2431, 1995, pg 1-11.
5. UDUPA J.K., ODHNER D., SAMARASEKERA S., GONCALVES R., IYER K., VENUGOPAL K., FURUIE S., (1994) "3DVIEWNIX: an open, transportable, multidimensional, multimodality, multiparametric imaging software system", *SPIE* volume 2164, pages 58-73, 1994.
6. JOHNSON R.A., WICHERN D.W. (1992) *Applied Multivariate Statistical Analysis*, Englewood Cliffs: Prentice Hall, Third Edition, 1992.