

VOLUMETRIA E SEGMENTAÇÃO HEPÁTICA AUTOMÁTICA

R. Anastácio*, L. R. O. Mamere*, M. R. Cândido**, T. A. A. Macedo*** e A. C. Patrocínio*

* FEELT, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

** FAMAT, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

***FAMED, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

e-mail: rogerio_engbiomedica@yahoo.com.br

Resumo: A experiência do médico radiologista é um fator limitante no que diz ao diagnóstico de patologias por imagem. O câncer de fígado é considerado de alta complexidade para ser detectado e tratado. Dessa forma, é proposto um sistema de auxílio ao diagnóstico para segmentação e volumetria hepática, a partir de imagens de Tomografia Computadorizada (TC) da região abdominal. Neste trabalho foram utilizadas 882 imagens de TC no padrão DICOM, que correspondem a cinco exames. Para realizar a segmentação é utilizado o algoritmo de crescimento de região com uma técnica de lançamento automático de semente, baseada em centroide. Também foi solicitado a um especialista que realizasse a segmentação manual destas mesmas imagens para que fosse realizada a comparação com a segmentação automática. O resultado do método proposto foi de 81,13% em média das taxas de acerto comparando entre o volume manual e o automático, a média do Erro Quadrático Médio (EQM) encontrado foi de 17,34 cm³. A melhor taxa de acerto encontrada foi de 99,06% com EQM de 0,41 cm³, e o pior resultado para taxa de acerto foi 55,54% com EQM de 53,93 cm³. Considerando que média do volume do fígado segmentado manualmente é de 1588,64 cm³, é observado que a média do EQM representa 1,1% deste volume, porém são necessárias algumas correções no algoritmo para alcançar um volume hepático mais fidedigno e um erro menor.

Palavras-chave: Volumetria hepática, região de crescimento, segmentação automática, segmentação do fígado.

Abstract: *The diagnosis of diseases by medical images is limited by the doctor experience, and the liver cancer is considered highly complex to be detected and treated. Then is proposed a system to assist in this case, where from a Computer Tomography (CT) image of the abdomen, is proposed an automatic method to perform the segmentation of liver and the calculation of liver volume. In this paper were used 882 CT images in DICOM standard, which correspond to the five exams, and to perform the process is used region growing algorithm with an automatic technique to seed launch, this step was based on calculation of the centroid. Also was requested to an expert to perform manual segmentation of those same images to compare with automatic segmentation. The results of the proposed method for volume comparison mean was 81.13% of hit*

rate and on the other hand was found in the calculation of Mean Squared Error (MSE), the mean error was of 17.34 cm³. The highest hit rate was found on exam 1, which is 99.06% with a MSE of 0.41 cm³ and the lowest hit rate was found on exam 4, which is 55.54% with a MSE of 53.93 cm³. Considering that the average of liver volume segmented manually is equal to 1588.64 cm³, is observed that the average of EQM represents 1.1% of this volume, but some corrections are needed in the algorithm to achieve a more reliable liver volume and a smaller error.

Keywords: *Hepatic volume, region growing, automatic segmentation, liver segmentation.*

Introdução

Os exames de diagnóstico por imagem, como o de Tomografia Computadorizada (TC), requerem uma grande perícia do médico radiologista para o diagnóstico preciso de disfunções e lesões presentes nas imagens. Sendo que na região abdominal existem várias estruturas importantes como o fígado, o baço e os rins que podem ser analisadas por este tipo de exame. E considerando essas estruturas, mais em específico o fígado, de acordo com o Instituto Nacional de Câncer, a ocorrência do câncer de fígado é considerada de alta complexidade para ser diagnosticado e tratado [1].

O fígado apesar de ser o maior órgão em volume na cavidade abdominal, existe diversos órgãos adjacentes (rins e baço) e é baixo o contraste radiográfico entre eles, o que se torna um problema na segmentação, dependendo de qual fatia está sendo observada na TC.

Então para a segmentação hepática, mais especificamente, é sugerida a utilização da técnica de crescimento de região, por ser uma abordagem de baixo custo computacional e também uma técnica que está entre as mais utilizadas na segmentação hepática [2].

Para que a técnica de crescimento de região funcione adequadamente é imprescindível que o ponto de semente seja definido corretamente [3, 4, 5], então foi desenvolvida uma metodologia para que seja realizado o lançamento da semente de forma automática, baseada em vários parâmetros, como o cálculo de centroide e a análise do nível de cinza.

Portanto objetivo deste trabalho é quantificar e avaliar o erro presente no processo de segmentação hepática automática e calcular automaticamente o volume hepático.

Materiais e métodos

Imagens utilizadas – Para o desenvolvimento deste trabalho foram utilizadas 882 imagens (fatias) correspondentes a cinco exames de Tomografia Computadorizada da região do abdômen, adquiridas com a aplicação de contraste radiológico.

As imagens foram coletadas no Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia, e adquiridas no tomógrafo da marca Toshiba modelo Aquilion 64, com 16 bits de resolução e gravadas em DICOM.

Etapas de pré-processamento – Cada fatia foi submetida ao processo de janelamento, as informações necessárias para realizar o janelamento são lidas nas “tags” DICOM “0028-1050” e “0028-1051”, contidas nas imagens, que correspondem aos valores de Centro da Janela (WC) e do Tamanho da Janela (WS) respectivamente, para que então pudesse ser calculado o valor de cada pixel da fatia conforme a Equação 1. E em sequência é aplicada a transformação gama (com fator gama de 0,5) e também um filtro de média de tamanho 3X3 [3].

$$PxOut = \begin{cases} \left(\frac{WS}{2}\right) - WC, & \text{se } PxIn \leq ((WS/2) - WC) \\ \left(\frac{WS}{2}\right) + WC, & \text{se } PxIn \geq ((WS/2) + WC) \\ PxIn, & \text{caso contrário.} \end{cases} \quad (1)$$

Onde:

PxOut é valor do pixel de saída, PxIn o valor do pixel de entrada, WC valor do centro da janela, WS valor do tamanho da janela.

Lançamento automático de semente – Esse processo é feito fatia por fatia de forma automática, sendo que a primeira parte deste algoritmo é a seleção das estruturas ósseas, baseado no nível de cinza da escala de Hounsfield [7] para o osso, e a remoção de todos os outros pixels que possuem valores fora do limite definido do osso, para que então seja obtida a coordenada dos ossos (costelas) e assim definida a área interna do abdômen. Pelo conhecimento a priori da região onde o está fígado, a área de busca da semente é reduzida a apenas a porção esquerda da fatia [8].

Para definir a Área de Lançamento da Semente (ALS) pelas coordenadas obtidas anteriormente, é definido uma área retangular, considerando a parte esquerda da imagem, contando 60 pixels a partir das coordenadas referentes aos ossos mais distantes do centro da fatia nas quatro direções (direita, esquerda, superior e inferior). Na Figura 1 é demonstrada a seleção da área de lançamento da semente (Figura 1a fatia original e área de lançamento da semente selecionada Figura 1b).

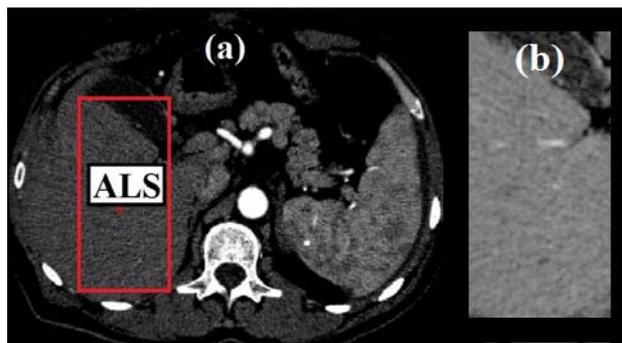


Figura 1: (a) Imagem original; (b) Área de lançamento da semente definida automaticamente a partir da imagem original.

É realizada a busca por conjuntos de pixels no interior da ALS, sendo limitada a procura no intervalo de nível de cinza baseado na escala de Hounsfield para fígado [7]. Considerando esse intervalo, é feito o cálculo do centroide [9] para todos os pontos encontrados e por fim calculado a média dos pontos de centroides, onde o resultado é considerado como ponto de semente.

Algoritmo de crescimento de região – O algoritmo de crescimento de região [3][8][9], a partir do ponto inicial fornecido (ponto de semente), faz a segmentação de área baseado no agrupamento de pixels com características semelhantes ao do ponto de semente (considerando certa tolerância no nível de cinza, neste caso foi escolhido empiricamente o valor de “±25”). A imagem de saída deste algoritmo é monocromática, e os pixels com valor diferente de zero é o resultado da segmentação.

Volumetria hepática – O cálculo do volume é realizado pela soma dos pixels com valor de intensidade de níveis de cinza diferente de zero nas imagens segmentadas e então, considerando os valores presentes no cabeçalho DICOM, em “Spiral Pitch Factor”, que representa o espaço entre uma fatia e outra (em milímetros), e neste espaço parte do fígado não é representada nas fatias do exame, por isso é considerado o valor de *pitch* no cálculo, pois representa parte do fígado que não está registrado na imagem, porém compreende o volume hepático e o “Pixel Spacing” referente ao tamanho do pixel (em milímetros). Assim é obtido o volume em milímetros cúbicos (mm³), para fins de comparação com a literatura o volume é convertido para centímetros cúbicos (cm³). A Equação 2 representa o cálculo do volume, onde ImSeg refere-se à imagem do fígado segmentado, SPF corresponde ao valor do “Spiral Pitch Factor” e o PS se refere ao “Pixel Spacing”.

$$Volume = \left(\sum_{i=0}^{512} \sum_{j=0}^{512} (ImSeg(i,j) * SPF * PS) \right) / 1000 \quad (2)$$

Segmentação manual – Para ter um padrão de comparação foi solicitado a um especialista que realizasse a segmentação manual no mesmo conjunto de imagens e mensurasse sua área e volume.

Para realizar essa tarefa foi utilizado o programa “open source” baseado em Java “ImageJ” [11].

Verificação do Erro – Para medir o erro estatístico deste processo proposto foi utilizado o Erro Quadrático Médio (EQM) ou “Mean Squared Error” [12], que é calculado conforme a Equação 3. Onde n é a quantidade total de fatias no exame, \hat{Y}_i é o valor do volume da fatia medido automaticamente e Y_i o valor do volume da fatia medido de forma manual.

$$EQM = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\hat{Y}_i - Y_i)^2 \quad (3)$$

Resultados

Realizando os procedimentos descritos na seção anterior, foram alcançados os resultados referentes à volumetria do fígado, que foram resumidos na Tabela 1.

Tabela 1: Volume medido de forma automática e de forma manual.

Exames	Segmentação		Taxa de Acerto (%)
	Manual (cm ³)	Automática (cm ³)	
1	865,85	857,74	99,06
2	1124,08	915,58	81,45
3	1742,56	1482,16	85,05
4	2117,23	1175,90	55,54
5	2093,47	1769,50	84,52
Média	1588,64	1240,18	81,13

A coluna dois da Tabela 1 representa o volume do fígado calculado a partir das fatias segmentadas manualmente, enquanto a coluna três representa o volume calculado a partir das fatias segmentadas automaticamente. A taxa de acerto (coluna quatro) corresponde à porcentagem de acerto do volume calculado pela segmentação automática em relação ao volume calculado da segmentação manual.

Na Tabela 2, abaixo, é apresentado o resultado do cálculo do EQM, onde a segunda coluna representa o erro médio por exame.

Tabela 2: Erro quadrático médio por exame observado a partir da comparação entre as fatias segmentadas de forma manual e automática.

Exames	Erro Quadrático Médio (cm ³)
1	0,41
2	3,19
3	18,37
4	53,93
5	10,79
Média do EQM	17,34

Na Figura 2, podem ser observadas algumas imagens que foram obtidas como saída do processo de segmentação automática e manual, sendo as imagens da primeira coluna resultantes da segmentação manual e as imagens da segunda coluna resultantes da segmentação automática.

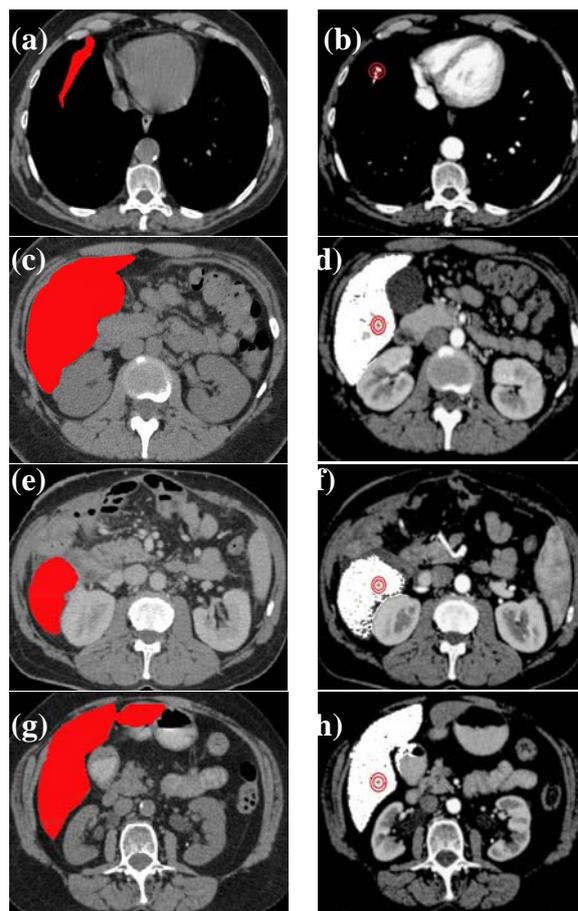


Figura 2: Em (a, c, e, g) são as fatias segmentadas manualmente, enquanto em (b, d, f, h) são as fatias segmentadas de forma automática, com o ponto de semente destacado em vermelho.

Discussão

Observando os resultados da seção anterior, na Tabela 1, que contém a relação dos volumes dos fígados segmentados de forma manual e automática, é verificado que a média da taxa de acerto foi de 81,13%, sendo o menor valor da taxa de acerto observada no exame 4 com 55,54% e a maior taxa de acerto foi observada no exame 1 com 99,06%.

Pelo erro presente na execução do algoritmo de segmentação e volumetria automática do fígado, que está contido na Tabela 2, foi observado que o exame 1 apresentou o menor EQM, com 0,41 cm³, e o maior erro observado foi o presente no exame 4, com 53,93 cm³.

No exame 1, que foi obtido 99,06% de taxa de acerto, o erro foi pequeno (devido à alta taxa de acerto) como era de se esperar de 0,41 cm³. Entretanto, considerando o exame 3 e 5 que tiveram a segunda e a terceira melhor taxa de acerto (85,05% e 84,52% respectivamente), apresentaram o EQM acima do esperado (18,37 cm³ e 10,79 cm³ respectivamente) para essa taxa de acerto, sendo o erro apenas menor que do erro encontrado para o exame 4 (53,93 cm³). Os volumes encontrados nestes dois exames obtiveram esta taxa de acerto, possivelmente porque no cálculo

volumétrico é considerada a somatória de todos os volumes das fatias correspondentes ao fígado, sendo comparado o valor total do volume, assim, divergências entre fatias não são consideradas individualmente, como acontece no cálculo do EQM onde são considerados os erros fatia a fatia.

A média dos volumes hepáticos calculados a partir da segmentação manual foi de 1588,64 cm³ e a média dos volumes hepáticos calculados automaticamente foi de (1240,18 cm³), estes valores e esta variação entre as técnicas também é verificado na literatura [13,14].

É verificado que a média do EQM (17,34 cm³) representa 1,1% do volume manual médio (1588,64 cm³), que é um baixo índice de erro.

Considerando a Figura 2, são observadas algumas variações nas imagens quando são segmentadas pelo especialista (Figura 2a, 2c, 2e, 2g) e pelo algoritmo de segmentação automática (Figura 2b, 2d, 2f, 2h). Foi notada uma diferença considerável entre (c) e (d), esse caso pode ser explicado pela grande diferença no nível de cinza dos pixels que não foram considerados parte do fígado pelo algoritmo de crescimento de região, por estarem com valor acima do especificado para a tolerância.

Conclusão

Foi verificado que o algoritmo de crescimento de região com lançamento automático de sementes teve um resultado médio, considerando todos os exames estudados, de 81,13% de taxa de acerto na volumetria, mas com uma média de erro consideravelmente baixa de 17,34 cm³ e comparando o volume manual médio (1588,64 cm³) este valor representa 1,1% de erro no volume.

Durante a execução do algoritmo de crescimento de região foi percebido que pela ocorrência de grandes variações no nível de cinza nas imagens do fígado, o algoritmo de segmentação acabou desconsiderando alguns pixels pertencentes à região hepática causando dessa forma erro na volumetria.

Como trabalho futuro é proposto uma melhoria no processo de segmentação, para se alcance uma melhor definição no processo de lançamento de semente e também para que haja menor sensibilidade da técnica a variações dos níveis de cinza no fígado.

Agradecimentos

Agradecimentos a CAPES e FAPEMIG e ao CNPq pelo apoio financeiro e científico.

Referências

- [1] BRASIL. Câncer de Fígado - INCA 2014. Disponível em: <http://www.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=330>. Acesso em: 09/06/14.
- [2] Pohle R, Toennies KD. Segmentation of medical images using adaptive region growing. Medical

- Imaging: 2001: Image Processing, Pts 1-3. 2001; 2(27):1337-46.
- [3] Gonzalez RC, Woods RE. Digital Image Processing. 3^o ed. Prentice Hall: 2007.
- [4] Wu J, Poehlman S, Noseworthy MD, Kamath MV. Texture feature based automated seeded region growing in abdominal MRI segmentation. Journal of Biomedical Science and Engineering. 2009; 2(1):1-8.
- [5] Gambino O, et al. Automatic Volumetric Liver Segmentation Using Texture Based Region Growing. 2010 International Conference on Complex, Intelligent and Software Intensive Systems. 2010; 146-152.
- [6] DICOM. Digital Imaging and Communications in Medicine 2013. Disponível em: <<http://dicom.nema.org>>. Acesso em: 09/06/14.
- [7] Berber E, et al. Use of CT Hounsfield unit density to identify ablated tumor after laparoscopic radiofrequency ablation of hepatic tumors. Surg Endosc. 2000; 14(9): 799-804.
- [8] Kumar SS, Moni RS, Rajeesh J. Automatic liver and lesion segmentation: A primary step in diagnosis of liver diseases. Signal, Image and Video Processing, 7(1): 163-172, 2013.
- [9] Jayanthi M, Kanmani B. Extracting the Liver and Tumor from Abdominal CT Images. Signal and Image Processing (ICSIP), 2014 Fifth International Conference on, 2014. 8-10 Jan. 2014. p.122-125.
- [10] Weisstein EW. "Geometric Centroid." From MathWorld – A Wolfram Web Resource. Disponível em: <<http://mathworld.wolfram.com/GeometricCentroid.html>>. Acesso em: 09/06/2014
- [11] Abràmoff MD, Magalhães PJ and Ram SJ. "Image Processing with ImageJ", Biophotonics International, 11(7): 36-42, 2004.
- [12] Dodge Y, The Concise Encyclopedia of Statistics. German: Springer; 2008. p. 141-144.
- [13] Suzuki K, et al. Quantitative Radiology: Automated CT Liver Volumetry Compared With Interactive Volumetry and Manual Volumetry. American journal of roentgenology. 2011;197(4): 706-712.
- [14] Hsien-wen C, Tzu-chao C. Automatic Computation of Liver Volume from Living Donor for Liver Transplantation Procedure. Image and Graphics (ICIG), 2013 Seventh International Conference on, 2013. 26-28 July 2013. p.893-896.