

Quantificação em Artérias Coronárias de Placas Ateroscleróticas Calcificadas e Não Calcificadas

BC. Guingo*, LM. Corrêa*

*Universidade Católica de Petrópolis, Petrópolis, Brasil

e-mail: bruno.guingo@ucp.br

Abstract – *This article proposes a method for quantification in coronary arteries of calcified and non-calcified atherosclerotic plaque with the application of geodesic active contours techniques and segmentation of images. The database of images that were used in this study consists of 75 images of computed tomography and in all it was possible to quantify the plaques. The developed algorithm locates the region of interest, makes its segmentation, quantification and presents a new image with the size the highlighted calcification region.*

Palavras-chave: *Contorno ativo geodésico, Tomografia computadorizada, Quantificação de placas ateroscleróticas, Artérias coronárias.*

Introdução

O processamento de imagens por computador é no momento um dos ramos da computação que mais tem crescido e seu desenvolvimento deve-se fundamentalmente à produção de componentes eletrônicos mais potentes, baratos e menores, que permitem o aumento das investigações nesse campo, que antes estavam limitados a grandes instituições de países do primeiro mundo [1].

Feijóo (2009) diz que a popularização cada vez maior do uso da internet, modernização de bancos de dados *on-line*, simulação de ambientes reais e o desenvolvimento de modernas técnicas de obtenção de imagens em três dimensões por meio dos computadores deverá, ao longo dos próximos anos, trazer enormes avanços na medicina. Inúmeros trabalhos estão sendo desenvolvidos, valendo destacar os resultados obtidos em modelagem e simulação do sistema cardiovascular humano, a reconstrução craniofacial e os sistemas de informações em saúde [2].

Nesta vertente, os investimentos alocados para trabalhos na área de computação ligados a medicina tiveram um grande aumento e houve uma divisão em quatro categorias: geração de imagens, análise de imagens, gerenciamento de imagens, e gerenciamento de informações. O foco deste trabalho se dá na análise de imagens.

Almeida (1998) define que a atividade médica voltada para a análise de imagens está marcada por uma busca constante de um diagnóstico preciso e da avaliação da terapêutica, que para esse fim, o médico serve-se de uma grande variedade de técnicas de geração de imagens, entre elas destacam-se os métodos radiológicos (Raios-X simples e contrastado, tomografia computadorizada, imagens de medicina nuclear, tomografia PET; ultrassonografia, ecocardiografia), micrografias, exames anatomo-patológicos, endoscopias, análises cromossomiais [1].

O uso de imagens de Tomografia Computadorizada (TC) está ligado principalmente ao diagnóstico da doença coronária. O escore de cálcio já é utilizado há algum tempo e, mais recentemente, a angiotomografia vem sendo empregada para avaliação da anatomia coronária. A tomografia computadorizada detecta e quantifica a calcificação arterial coronária (CAC), um marcador da presença e extensão da doença aterosclerótica. Atualmente, duas abordagens estão disponíveis para sua detecção: a tomografia computadorizada por feixe de elétrons (EBTC) e tomografia computadorizada por múltiplos detectores (TCMD). Ambas apresentam capacidade similar para detecção de quantidades moderadas a importantes de aterosclerose subclínica, porém esta última é a única disponível [3].

A calcificação coronária pela TCMD é definida como uma lesão hiperatenuante acima do limiar de densidade de 130 unidades Hounsfield (HU) em uma área de dois ou mais pixels adjacentes. O produto da área total de cálcio por um fator derivado da densidade máxima é o escore de cálcio publicado por Agatston *et al* [4] e que tem o seu nome. Um escore volumétrico e medidas de massa também foram propostos para quantificação da CAC. O uso da massa de cálcio vem sendo considerado o melhor índice segundo estudos recentes [5], entretanto a maior parte dos estudos epidemiológicos e de prognóstico foi baseada no escore de Agatston avaliado pela EBTC, que

continua a ser amplamente utilizado como padrão ouro [3].

Neste contexto este trabalho visa atuar em imagens de tomografia computadorizada do coração cuja finalidade é quantificar o tamanho da área das placas ateroscleróticas calcificadas e não calcificadas em artérias coronárias de forma automática, sem nenhuma interveniência humana.

Materiais e métodos

Apesar das imagens de tomografia serem tridimensionais, as imagens utilizadas neste estudo são bidimensionais, pois todas são oriundas de Halpern [6], de Hochhegger e Cordenosi [7] e de Zun [8].

A figura 1 apresenta um exemplo do conjunto de dados com três calcificações aparentes e com um tamanho significativo.



Figura 1: Imagem do conjunto de dados com três calcificações aparentes.

A figura 2 mostra outro exemplo do conjunto de dados com várias calcificações (sete), sendo que todas possuem tamanhos diferentes, desde um valor pequeno até ao tamanho da espessura da própria artéria.

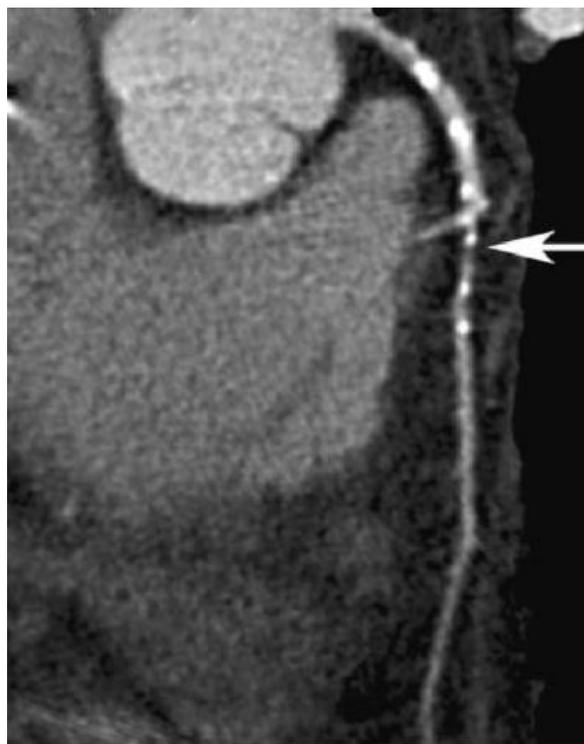


Figura 2: Imagem do conjunto de dados com várias calcificações aparentes.

A técnica de contornos ativos geodésicos, que foi desenvolvida baseada nos conceitos introduzidos por Kass *et al* [9], cuja ideia geral do modelo é a utilização de uma curva de minimização de energia para extrair características importantes de uma imagem. Essa energia associada à curva é definida de forma a que ela seja mínima quando a curva se encontra sobre uma região com as características que se deseja extrair, dessa forma a função de energia passa a funcionar como uma função objetivo. A inicialização do processo se dá no ponto central da imagem e a partir dela, obtém-se um contorno inicial e é expandido para toda a imagem.

A localização e segmentação da região com as calcificações foram realizadas aplicando-se o método do Otsu [10], que faz a binarização da imagem, e posteriormente, com a aplicação de um processo baseado no filtro de Gabor [11].

Para a quantificação o algoritmo verifica a quantidade de *pixels* presentes na imagem via uma varredura, faz a quantificação da área em número de *pixels* de cada região destacada como calcificada no processo de segmentação.

Todo o desenvolvimento computacional se deu no MATLAB®.

Resultados

É exemplificado na figura 3, o processamento do

contorno ativo geodésico realizado na figura 2 (original).

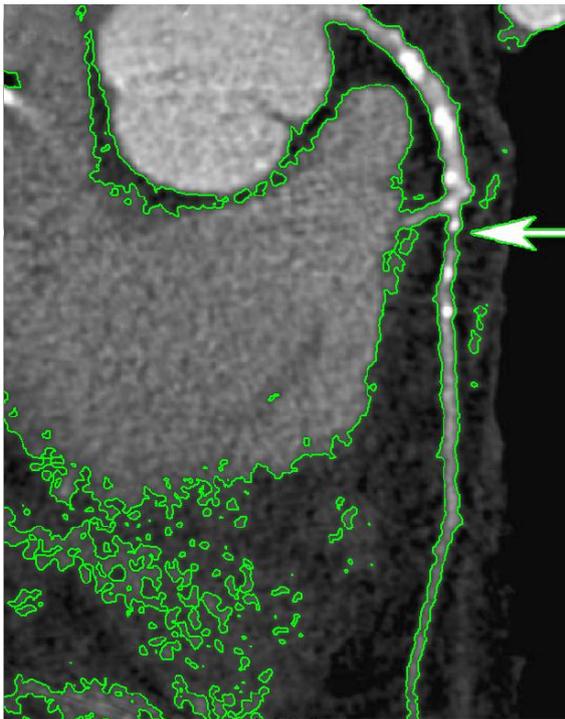


Figura 3: Processamento do contorno ativo geodésico.

A figura 4 ilustra o processamento da segmentação das regiões com formações ateroscleróticas realizado na figura 3.



Figura 4: Segmentação de formações ateroscleróticas.

O processamento final do algoritmo é apresentado na figura 5 e pode-se verificar que as regiões de interesse (formações ateroscleróticas) que foram segmentadas na etapa anterior tem sua quantificação (área) realizada.

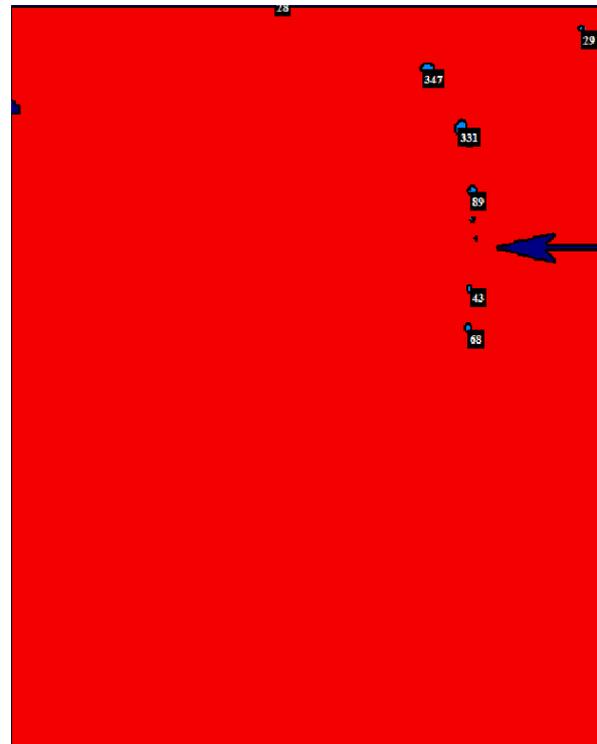


Figura 5: Quantificação das formações ateroscleróticas.

Os valores obtidos para as três maiores regiões de áreas foram: 347, 341, 89 e para a menor região foi de 29 *pixels*.

Discussão

Referente à segmentação a publicação de Jodas *et al* [12] diz que para segmentar as placas ateroscleróticas e os principais componentes relacionados nas imagens de RM da artéria carótida utiliza o algoritmo *K-means*, que faz a obtenção das regiões compostas pelos *pixels* de baixa intensidade e relacionados ao lúmen e o fundo da imagem em análise. Uma vez que a região do lúmen é aproximadamente circular, os índices de circularidade e irregularidade são usados para encontrar a região desejada entre as várias candidatas de região. Para a determinação final das regiões com as placas ateroscleróticas faz uso do algoritmo de *C-means fuzzy*.

Os trabalhos desenvolvidos em Bonanno *et al* [13] e em Sharma *et al* [14] fazem uso de contorno ativo geodésico para realizar a segmentação das placas ateroscleróticas.

Em Loizou et al [15] foram avaliados quatro sistemas de segmentação: William e Shah, Balão, Lai e Chin, e GVF. Os melhores resultados foram obtidos com uso de contorno ativo geodésico em Lai e Chin.

O trabalho desenvolvido por Weert *et al* [16], que visa avaliar o volume da placa aterosclerótica faz uso de uma ferramenta manual, deixando a tarefa de marcação da região de interesse ao usuário. Já a publicação de Sillesen *et al* [17] fez uso do *Philips QLAB Quantification Software*, um programa comercial que realiza de forma semi-automática a quantificação das placas ateroscleróticas e em Brodoefel *et al* [18] fez uso da ferramenta comercial Volcano para o processamento das imagens. Em nenhum destes trabalhos é explicado como é feita a quantificação, apenas é informado que realizam.

Conclusões

O método proposto efetuou de forma muito satisfatória a segmentação e a quantificação das áreas das regiões de interesse (formações ateroscleróticas) no conjunto de imagens bidimensionais, mesmo em regiões de tamanho extremamente pequeno (abaixo de 60 *pixels*). Entretanto, cabe ainda aperfeiçoamentos no algoritmo no que diz respeito a realizar de forma automática a transformação da quantificação da área de pixels para milímetros ou outra unidade de medida. Para confirmação da eficiência do algoritmo, faz-se necessário uma nova análise numa base de dados com maior número de amostras, e ainda, em imagens que sejam tridimensionais.

Vale ressaltar que o algoritmo atua desde a imagem original até a imagem final processada, que apresenta a quantificação das áreas das regiões com as formações ateroscleróticas sem nenhuma interferência humana.

Referências

[1] Almeida AB. Usando o Computador para Processamento de Imagens Médicas. Informática Médica, volume 1, número 6, 1998.
[2] Feijóo RA. Uso de computadores contribui para avanço da medicina no país [internet]. 2017; Disponível a partir de: <http://www.faperj.br/?id=1423.2.6>. Acessado: 26/07/2017.
[3] Rochitte CE. II Diretriz Brasileira de Cardiopatia Grave. Arquivos Brasileiros de Cardiologia, volume 87, número 3, 2006.
[4] Agatston AS et al. Quantification of Coronary Artery Calcium Using Ultrafast

Computed Tomography. J. Am. Coll. Cardiol. Vol 15, p. 827-832, 1990.

[5] Becker CR. Estimation of Cardiac Event Risk by MDCT. Eur. Radiol. Vol 1 Suppl 2: B17-B22, 2005.

[6] Halpern EJ. Clinical Cardiac CT: Anatomy and Function. 2ª Edição. Nova York, 2011.

[7] Hochegger B., Cordenonsi ICO. Tomografia Computadorizada Cardíaca: O que nós devemos saber. Revista da AMRIGS, Porto Alegre, 2013.

[8] Sun Z. Coronary Computed Tomography Angiography in Coronary Artery Disease: a Systematic Review of Image Quality, Diagnostic Accuracy and Radiation Dose. Nova York, 2013.

[9] Kass M et al. Snakes: Active contour models. International Journal of Computer Vision, Vol. 1, Num. 4, p. 321–331, 1987.

[10] Otsu N. A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, 1979.

[11] Angelo NP. Aplicação de Filtros de Gabor no processo de classificação de imagens digitais com base em atributos de textura. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2000.

[12] Jodas DS et al. Segmentation of atherosclerotic plaques in MR carotid artery images. 14th U.S. National Congress on Computational Mechanics (USNCCM14), Palais des Congrès de Montréal, Québec, Canada, July 17-20, 2017.

[13] Bonama L. et al. Automatic Algorithm for Segmentation of Atherosclerotic Carotid Plaque. J Stroke Cerebrovasc Dis.;26(2):411-416, 2017

[14] Sharma R. et al. Segmentation Methods in Atherosclerosis Vascular Imaging. Informatica Médica Slovenica, 2006.

[15] Loizou CP. et al. An integrated system for the segmentation of atherosclerosis carotid plaque. IEEE Trans Inform Technol Biomed, 11:661-667, 2017.

[16] Weert TT. et al. Assessment of atherosclerotic carotid plaque volume with multidetector computed tomography angiography. Int J Cardiovasc Imaging, 24:751–759, 2008.

[17] Sillesen H. et al. Carotid Plaque Burden as a Measure of Subclinical Atherosclerosis. JACC: Cardiovascular Imaging, vol.5, número7, 2012.

[18] Brodoefel et al. Coronary Plaque Quantification by Voxel Analysis - Dual-Source MDCT Angiography Versus Intravascular Sonography. AJR: 192, 2009.