

# SEGMENTAÇÃO AUTOMÁTICA DO LÚMEN EM IMAGENS DE IOCT USANDO SELEÇÃO DE FAIXA DE INTENSIDADE E RECONSTRUÇÃO BINÁRIA MORFOLÓGICA

I. M. Andrade\*, M. C. Moraes\*

\* Departamento de Ciência e Tecnologia/Instituto de Ciência e Tecnologia da UNIFESP, São José dos Campos, Brasil  
e-mail: isabela.monteiro@unifesp.br

**Resumo:** A aterosclerose é uma das doenças cardiovasculares mais alarmantes na atualidade, sendo a maior causa de morte no mundo. Tecnologias de geração de imagens intravasculares como a Tomografia Ótica Coerente Intravascular (IOCT) têm sido empregadas no diagnóstico e monitoramento da progressão de doenças cardiovasculares. Contudo, são necessárias técnicas adicionais às imagens adquiridas que tragam informações mais objetivas a respeito do vaso. A segmentação do lúmen pode trazer informações relevantes sobre novas obstruções e indicações do tratamento a ser seguido. Conseqüentemente, é apresentada uma metodologia automática para a segmentação do lúmen em imagens TD-IOCT e FD-IOCT, baseada na combinação de aumento de contraste, seleção de faixa de intensidade e reconstrução binária morfológica utilizada como pós-processamento. A avaliação foi feita sobre 20 imagens de coronária de pacientes, porcos e íliaca de coelhos que continham grande variabilidade de texturas e formas. Os resultados foram comparados com Gold Standards e levaram a um Verdadeiro Positivo de  $98,11 \pm 2,06$  %, e um Falso Positivo de  $2,22 \pm 1,28$  %. Os resultados apresentaram alta acurácia e robustez, além de se destacar no processamento automático para imagens ambas as tecnologias, tanto TD como FD.

**Palavras-chave:** Tomografia Ótica Coerente Intravascular (IOCT), segmentação do lúmen, reconstrução binária morfológica.

**Abstract:** *Atherosclerosis is one of the most alarming cardiovascular diseases nowadays, it is the biggest cause of death worldwide. Intravascular imaging technologies as Intravascular Ultrasound (IVUS) and Intravascular Optical Coherent tomography (IOCT) have been employed in the diagnosis and monitoring the progression of cardiovascular diseases. However, additional tools and techniques are required to obtain more objective information about the vessel. The lumen segmentation may bring relevant information about coronary heart disease. Therefore, an automatic method is presented for the lumen segmentation in TD-IOCT and FD-IOCT images. The method is based on a combination of contrast enhancement, band intensity selection and binary morphological reconstruction, with the last applied as post-processing. Evaluation was performed using 20 images of human and pig*

*coronaries; as well as iliac of rabbits. The images were selected to contain a large variety of shapes and textures. The results were compared with Gold Standards and lead to a True Positive of  $98,11 \pm 2,06$  %, and a False Positive of  $2,22 \pm 1,28$  %. The results showed high accuracy and robustness, besides standing out in the automatic processing to both TD and FD images.*

**Keywords:** *Intravascular optical coherence tomography (IOCT), lumen segmentation, binary morphological reconstruction.*

## Introdução

A aterosclerose é a doença cardiovascular que permanece como a principal causa de morte no mundo na última década, produzindo anualmente bilhões de dólares em despesas [1]. É uma doença inflamatória crônica de origem multifatorial caracterizada por uma acumulação focal de lipídios, tecidos fibrosos e depósitos calcificados, formando uma placa que engrossa e endurece a parede de artérias obstruindo a passagem sanguínea [2,3]. Ela pode conduzir a isquemia do coração, cérebro ou extremidades, resultando em infarto do miocárdio [3]. Um dos procedimentos para impedir a constrição da artéria, é a implantação de stent. No entanto, ocorre a formação de neointima, tecido cicatricial, após a implantação do stent, podendo desencadear uma reestenose [4]. Conseqüentemente, o desenvolvimento de novas tecnologias para distinguir e visualizar, e mensurar essa re-obstrução é de extrema importância.

O Ultrassom Intravascular (IVUS) e Tomografia Ótica Coerente Intravascular (IOCT) são métodos de imagiologia médica de referência para o diagnóstico e acompanhamento de doenças cardiovasculares. IVUS foi introduzido pela primeira vez no final dos anos 80 e recebeu grande aceitação na comunidade cardiovascular. IOCT surgiu no início dos anos 90 como um suplemento para IVUS, baseado em luz infravermelha e cateter, apresentando maior resolução espacial [5]. Partindo do fato de que as imagens obtidas por essas modalidades não contém informações objetivas tais como perímetro, diâmetro, tamanho e área do lúmen e da neointima, a segmentação dessas imagens torna-se fundamental para melhorar a qualidade do diagnóstico.

Muitos grupos de pesquisa têm apresentado uma série de soluções alternativas para a segmentação dessas imagens. Embora apresentem bons resultados e utilizem técnicas avançadas, poucos dos métodos presentes na literatura são dedicados à segmentação de ambas as modalidades de aquisição de imagens de IOCT, Fourier-Domain (FD-IOCT), técnica que tem se expandido rapidamente entre cardiologistas, e Time Domain (TD-IOCT), técnica ainda utilizada em muitas clínicas e hospitais.

Portanto, o objetivo deste trabalho é desenvolver uma metodologia de segmentação completamente automática do lúmen para imagens de IOCT de ambas as tecnologias TD e FD. Como resultado teremos o lúmen segmentado para auxiliar no discernimento da região lesionada, podendo ser usado como primeiro passo na estimativa do seu crescimento ou regressão da neoíntima.

### Materiais e métodos

O material usado neste projeto consistiu de 10 imagens TD-IOCT e 10 imagens FD-IOCT sendo estas obtidas de pacientes, porcos e coelhos pelo Instituto do Coração (InCor) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. As 20 imagens do banco de dados foram escolhidas de forma a abranger a maior variedade de formas de lúmen possível. A avaliação foi realizada comparando as imagens segmentadas com seus Gold Standards feitas por especialistas e calculando-se os parâmetros de acurácia. As imagens advindas das três fontes, pacientes, porcos e coelhos tiveram segmentação do lúmen usando uma única metodologia composta de três etapas, Pré-processamento, Extração de Característica e Reconstrução Binária Morfológica.

**Pré-processamento** – Nesta etapa as características indesejadas presentes na imagem são atenuadas e as desejadas são ressaltadas e é feita uma normalização para que o método utilizado seja aplicável a todas as imagens. As imagens obtidas em centros cardíacos normalmente apresentam marcas de alinhamento (Figura 1(a)), as quais podem interferir no processo de segmentação ao serem tratadas como aspectos fisiológicos na imagem. Por essa razão utilizou-se o filtro de mediana com janela 4 por 4 para atenuar essas marcas, eliminando também pequenos ruídos sem danificar as bordas (Figura 1(b)). O aumento do contraste entre as diferentes texturas da imagem aumenta a distinção para o reconhecimento de bordas. Para isso, foi feita uma equalização do histograma da imagem, a qual realça o contraste da mesma através da uniformização do histograma original. Nesse caso, os níveis de cinza são espalhados de forma a aumentar sua escala dinâmica e, conseqüentemente, produzir um aumento na distinção entre lúmen e parede do vaso (Figura 1(c)).

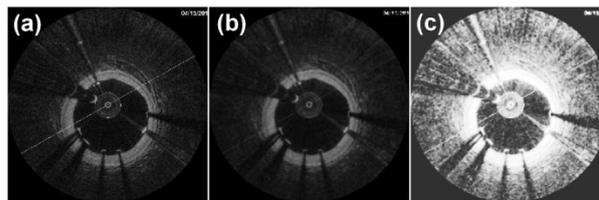


Figura 1: Pré-processamento. (a) Imagem original com marcas de alinhamento. (b) Imagem após ser utilizado filtro de mediana. (c) Imagem pré-processada após o aumento de contraste gerado pela equalização de histograma.

**Extração de Característica** – Para extrair informações que evidenciem a parede do vaso e conseqüente borda do lúmen, é realizada uma seleção de faixa de intensidade. Ela retorna uma imagem binária dividindo os valores da imagem em duas classes de informações, tecidos e não tecidos (Figura 2(b)). O limiar é de 0,90 para imagens TD-IOCT e 0,92 para imagens FD-IOCT, sendo estes valores encontrados empiricamente. O valor do limiar é selecionado automaticamente ao abrir a imagem, pois o cabeçalho DICOM fornece a modalidade.

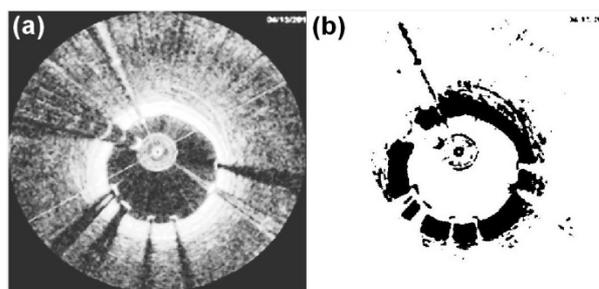


Figura 2: Extração de Característica. (a) Imagem gerada após pré-processamento. (b) Imagem binarizada formada pela seleção de faixa de intensidade.

**Reconstrução Binária Morfológica** – É utilizado um conjunto de operações morfológicas para corrigir a imagem fornecida pela extração de característica e reconstruir o objeto binário do lúmen. As operações utilizadas na ordem em que são apresentadas foram preenchimento do cateter, abertura morfológica, fechamento morfológico, remoção de objetos maiores e seleção do lúmen. A reflexão do transdutor é caracterizada por um anel no centro da imagem, com dimensões e posição conhecidas (Figura 3(a)). Portanto, ele pode ser totalmente removido por um processo de preenchimento local (Figura 3(b)). Para isso, é proposta a seguinte equação linear:

$$I_{SC} = \begin{cases} 1, & \text{se } r < r_{max} \\ I_{binaria}, & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (1)$$

na qual  $I_{binaria}$  é a imagem binária,  $r_{max}$  é o raio do transdutor,  $r$  é o raio entre a posição do pixel atual e o centro da imagem, e  $I_{SC}$  representa a imagem sem a reflexão do transdutor (Figura 3(b)). Posteriormente, para remover possíveis pequenas ligações que conectam o lúmen ao restante da imagem foi feito uma abertura

morfológica utilizando um elemento estruturante circular de 3 pixels de diâmetro (Figura 3(c)). Após essa etapa foi realizado um fechamento morfológico com elemento estruturante circular de 5 pixels de diâmetro, o qual eliminou pequenos ruídos da área de interesse (Figura 3(d)). Em seguida, um fechamento com elemento estruturante de tamanho variável é executado no negativo da imagem (Figura 3(e)); com isso, é fechado possíveis “*branch openings*”. Finalmente, após uma nova inversão e seleção binária, o objeto do lúmen é reconstruído (Figura 3(f)).

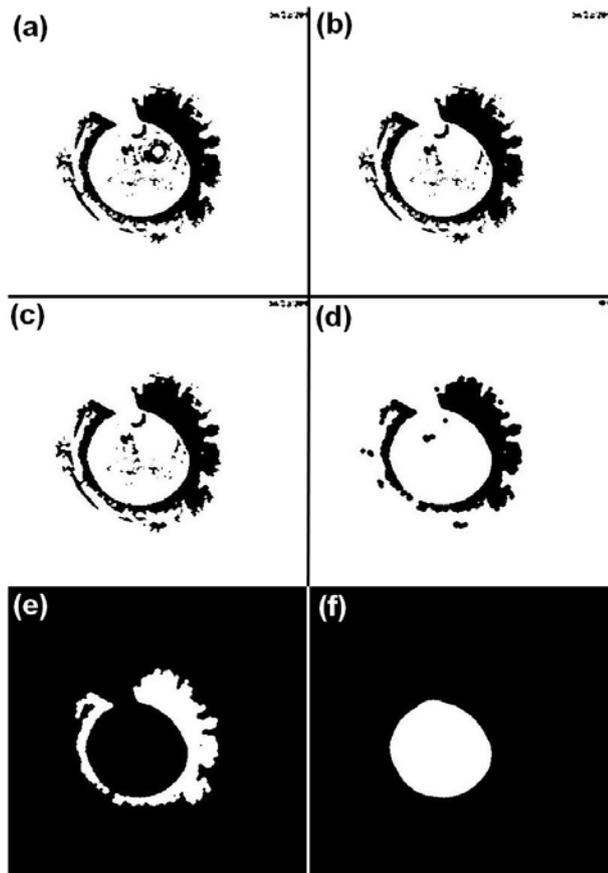


Figura 3: Reconstrução Binária Morfológica. (a) Imagem binarizada. (b) Imagem após a remoção do cateter. (c) Abertura morfológica da imagem. (d) Fechamento morfológico da imagem. (e) Remoção de pequenos objetos da imagem. (f) Imagem final da seleção do lúmen.

A segmentação é concluída através da extração e sobreposição do contorno do lúmen sobre a imagem original (Figura 4).

## Resultados

O método de avaliação da segmentação foi realizado usando 20 imagens com diferentes tamanhos de lúmen, texturas e algumas com abertura na parede do vaso, as quais foram segmentadas e comparadas com e seus Gold standards feitos por especialistas. As imagens foram obtidas através do banco de dados do Instituto do Coração da Universidade São Paulo, Brasil (InCor),

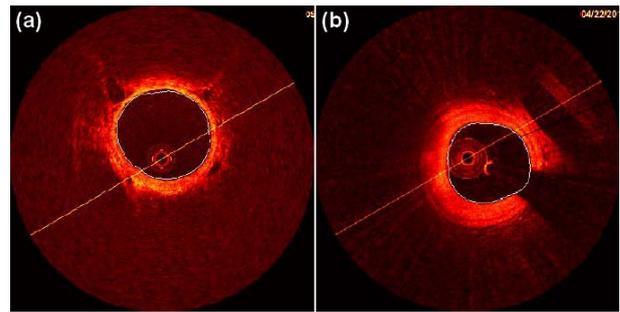


Figura 4: Resultado da segmentação. (a) Imagem TD-IOCT. (b) Imagem FD-IOCT.

sendo estas imagens de coronária de pacientes, porcos e ilíacas de coelhos. Dez imagens foram adquiridas com o método TD e dez com o método FD de aquisição. O protocolo de estudo foi aprovado pela Comissão de Ética em Pesquisa sob o número SDC 2929/07/004 e os pacientes assinaram um termo de consentimento.

A segmentação das imagens foi realizada em um computador notebook com um processador Intel Pentium® Dual-Core CPU de 2,20 GHz, 2 GB de RAM, Windows 7 Ultimate de 32 bits e MATLAB (R2012b) sem o uso de otimização de código. O tempo médio de segmentação do lúmen, utilizando o software e o computador descrito acima foi  $0,278 \pm 0,004$  s para as imagens TD e  $0,343 \pm 0,006$  s para as imagens FD, aproximadamente 9 vezes mais rápido que o método com a mesma finalidade para imagens TD apresentado por [6].

A avaliação da acurácia foi realizada através do cálculo da média e desvio padrão dos parâmetros Verdadeiro Positivo (VP), Falso Positivo (FP) e Falso Negativo (FN) como propostos por Udupa [7], além do Overlap Ratio e do Overlap Dice, também utilizados por [5] e [8], respectivamente. Como pode ser visto na Tabela 1, foi obtida alta acurácia tanto para imagens FD como para imagens TD, com VP ligeiramente superior a 99 % e FP próximo a 1 % em TD e VP próximo a 97 % e FP pouco superior a 2,5 %.

Tabela 1: Avaliação da acurácia.

	VP (%)	FP (%)	FN (%)	OR (%)	OD (%)
TD	$99 \pm 1$	$2 \pm 1$	$1 \pm 1$	$97 \pm 1$	$99 \pm 1$
FD	$97 \pm 2$	$3 \pm 1$	$3 \pm 2$	$95 \pm 2$	$97 \pm 1$
Total	$98 \pm 2$	$2 \pm 1$	$2 \pm 2$	$96 \pm 2$	$98 \pm 1$

## Discussão e Conclusão

Os estudos atuais para a segmentação do lúmen estão focados no aumento da acurácia, praticidades e

diminuição do custo computacional. A metodologia alternativa apresentada utiliza processamentos mais simples em relação à literatura, com seleção de faixa de intensidade e reconstrução binária morfológica, e resulta em maior eficácia com uma boa acurácia e também um custo computacional bem abaixo daqueles apresentados em estudos similares.

Entende-se que para uma conclusão concreta entre os métodos existente exigiria a utilização das mesmas imagens para implementação do método e a mesma máquina para o processamento das mesmas, garantindo igualdade na determinação dos índices. No entanto, ainda podem ser feitas alguma comparações com a literatura. Em [5] a segmentação do lúmen em imagens TD-IOCT é apresentada, utilizando uma metodologia mais complexa que demanda maior custo computacional, cerca de 2,5 segundos. Apesar de terem atingido bons resultados, todos os índices obtidos para a mesma modalidade no presente projeto apresentaram valores mais positivos. Além disso, a metodologia proposta é dirigida também para imagens FD-IOCT, o que não consta em artigos publicados na área.

As principais contribuições apresentadas pelo projeto são: (a) adequação tanto para imagens TD quanto para FD; (b) automatização da segmentação; (c) rapidez do processamento da imagem; (d) simplicidade dos métodos utilizados levando a bons resultados. Finalmente, para complementar os estudos já apresentados, trabalhos futuros serão dedicados à segmentação do stent na coronária para uma completa análise da neointima e diagnóstico conclusivo.

### Agradecimentos

Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InCor), Instituto de Ciência e Tecnologia da UNIFESP (ICT-UNIFESP), Fundação de Amparo à pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

### Referências

- [1] The 10 leading causes of death in the world, 2000 and 2012. World Health Organization. Department of Health Statistics and Information Systems. Fact sheet N°310. Updated May 2014.
- [2] Maurice RL, Brusseau E, Finet G, Cloutier G. On the potential of the Lagrangian speckle model estimator to characterize atherosclerotic plaques in endovascular elastography: In vitro experiments using an excised human carotid artery. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 2005 Jan ; 31(1): 85-91.
- [3] Ross R. Atherosclerosis — An Inflammatory Disease. *N Engl J Med*. 1999; 340:115–126.
- [4] Høglund VJ, Dong XR, Majesky MW. Neointima Formation: A Local Affair. *Arterioscler Thromb Vasc Biol*. Oct 2010; 30(10): 1877–1879.
- [5] Tsantis S, Kagadis GC, Katsanos K, Karnabatidis D, Bourantas G, Nikiforidis GC. Automatic vessel

lumen segmentation and stent strut detection in intravascular optical coherence tomography. *Med Phys*. 2012 Jan; 39(1): 503-13.

- [6] Cardenas DAC, Moraes MC, Furuie SS. Segmentação do lúmen em imagens de IOCT usando Fuzzy Connectedness e Reconstrução Binária Morfológica. *Rev. Bras. Eng. Biomed*. 2013 Jan; 29(1): 32-44.
- [7] Udupa JK, LeBlanc VR, Zhuge Y, Imielinska C, Schmidt H, Currie LM, Hirsch BE, Woodburn J. A framework for evaluating image segmentation algorithms. *Comput Med Imaging Graph* 2006, 30(2):75–87.
- [8] Dice L.R. (1945) “Measures of the amount of ecologic association between species”. *Ecology*, vol.26, p.297–302.