

Segmentação automática do contorno do stent em imagens de IOCT-TD e FD usando alongamento de contraste, wavelet e operações morfológicas

Isabela Monteiro de Andrade, Matheus Cardoso Moraes

Abstract — Intravascular optical coherence tomography (IOCT) is a type of medical imaging that helps in the diagnosis and monitoring of cardiovascular diseases and has been widely used in patients undergoing stent implantation. However, segmentation of these images is required for accurate quantitation of the area of scar tissue formed after stent implantation, called neointimal layer. With this information it is possible to monitor progress of treatment and to avoid restenosis. Thus, an automatic method is presented for stent segmentation in images of both acquisition modalities of IOCT, Time-Domain and Frequency-Domain, mainly based on contrast stretching and morphological operations. The evaluation was performed in 20 coronary images and the results were compared with their Gold Standards made by experts. The True Positive values were 99.3% for TD images and 95.2% for FD images, and False Positive 5.4% for both modalities. The method also showed a low computational cost compared with the literature.

Index Terms — Intravascular optical coherence tomography (IOCT), stent segmentation, contrast stretching.

I. INTRODUÇÃO

A doença cardiovascular aterosclerótica continua sendo uma das maiores causas globais de morbimortalidade [1]. Um dos procedimentos mais utilizados para impedir a constrição da artéria é a implantação de stent (Fig. 1(a) e (b)), um tubo expansível em forma de malha, feito de um metal como o aço inoxidável ou uma liga de cromo e cobalto usado para devolver um ritmo próximo ao normal ao fluxo sanguíneo da artéria coronariana. Embora aumente inicialmente o fluxo sanguíneo, apresenta taxas de falhas dentro de 6 a 12 meses devido à reestenose gerada pela formação da neointima (Fig. 1(c)), tecido cicatricial formado pela proliferação de células musculares lisas e acúmulo de matriz extracelular gerando espessamento da íntima fibrocelular com estreitamento luminal [2]. Apesar da crescente utilização de stents farmacológicos que inibem a hiperplasia neointimal por liberação local de agentes antiproliferativos [3], o acompanhamento médico através de imagens ainda é necessário para distinguir, visualizar, e mensurar essa reobstrução.

Uma modalidade de imagens médicas que tem sido aplicada para investigação coronariana é a Tomografia Ótica Coerente Intravascular (IOCT). Essa técnica é baseada em luz infravermelha que gera imagens transversais através da medição do tempo de atraso do eco e da intensidade da luz que é refletida por estruturas internas no tecido [4]. No entanto, a segmentação das imagens obtidas é fundamental para obter

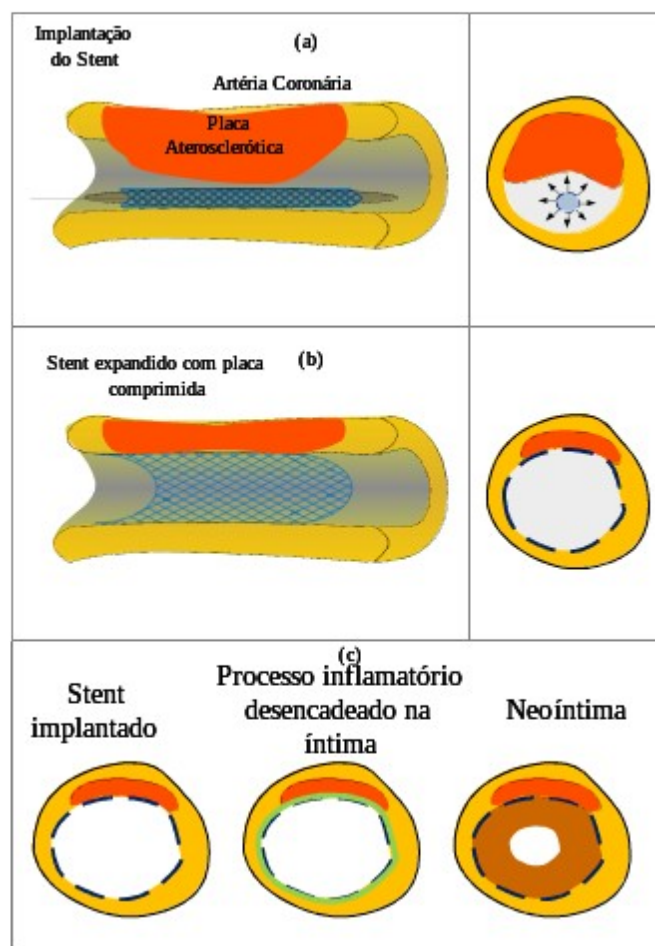


Fig. 1. (a) Ilustração da implantação de stent em uma artéria coronária semiobstruída. (b) Ilustração de uma visão longitudinal e transversal da artéria após implantação do stent, com a placa comprimida e o canal sanguíneo desobstruído. (c) Ilustração do processo inflamatório e crescimento da neointima pós-stent.

informações objetivas tais como perímetro, diâmetro e área do stent e da neointima, aumentando a qualidade do diagnóstico e do tratamento.

Como indicado por [5], a segmentação manual ou semiautomática das imagens resulta em um procedimento trabalhoso e demorado. Soluções alternativas para a segmentação têm sido apresentadas por alguns grupos de pesquisa, mas, embora apresentem bons resultados e utilizem técnicas avançadas, poucos dos métodos presentes na literatura são dedicados à segmentação de ambas as modalidades de IOCT, *Frequency-Domain* (FD) e *Time*

Domain (TD). FD tem a vantagem de uma melhor relação sinal-ruído permitindo aquisição extremamente rápida e ao mesmo tempo oferece uma qualidade de imagem comparável ou melhorada em relação ao sistema TD, mas ainda não é disponível para uso na maioria das clínicas [4].

Portanto, o objetivo deste trabalho é desenvolver uma metodologia de segmentação completamente automática do contorno do stent para imagens de IOCT de ambas as tecnologias TD e FD. O stent segmentado auxiliará no discernimento da região lesionada, podendo ser usado na estimativa do seu crescimento ou regressão da neointima.

II. MATERIAIS E MÉTODOS

O material usado neste projeto consistiu de 10 imagens TD e 10 imagens FD sendo estas obtidas de porcos pelo Instituto do Coração (InCor) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. A avaliação foi realizada comparando as imagens segmentadas com seus *Gold Standards* feitas por especialistas e calculando-se os parâmetros de acurácia. A metodologia de segmentação do contorno do stent foi dividida em Pré-processamento, Extração de Característica e Reconstrução Binária Morfológica, como resumido no diagrama apresentado na Fig. 2. Na metodologia criada, a segmentação das imagens TD e FD seguem diferentes “pipelines” dentro de algumas etapas (Fig. 2), isso é devido às sutis diferenças entre as duas modalidades. A modalidade, TD ou FD, é identificada automaticamente ao abrir a imagem, pois o cabeçalho do documento no formato eletrônico DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) fornece a modalidade da aquisição da imagem, assim como toda a informação de calibração durante a aquisição das imagens diagnósticas.

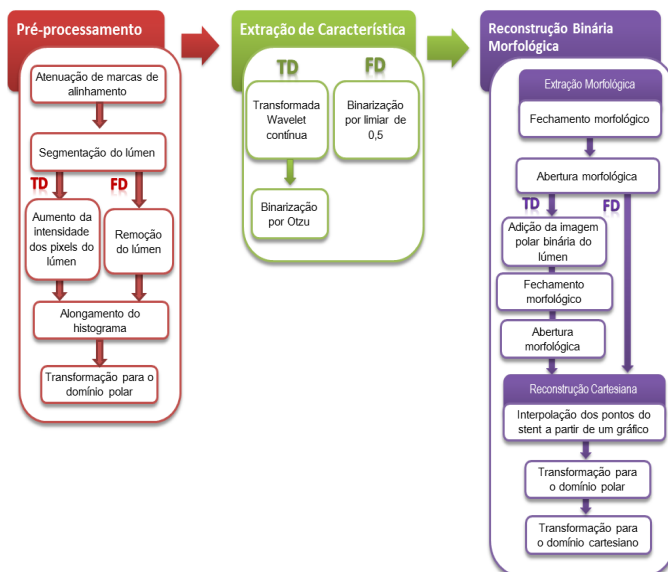


Fig. 2. Diagrama em blocos resumindo a metodologia utilizada para a segmentação do contorno do stent.

A. Pré-processamento

Nesta etapa as características indesejadas presentes na imagem são atenuadas e a informação do stent é ressaltada. As imagens obtidas em centros cardíacos normalmente apresentam marcas de alinhamento (Fig. 3(a) e 4(a)), as quais podem interferir no processo de segmentação por terem uma intensidade próxima à do stent. Por essa razão, como a intensidade e posição dessas marcas são conhecidas, utilizou-se o filtro de mediana local com janela 3 x 3 para atenuar essas marcas (Fig. 3(b) e 4(b)).

Após a remoção das marcas de alinhamento, um processo de segmentação do lúmen é realizado utilizando [6]. A região segmentada do lúmen é usada de diferentes formas para segmentação do stent. No caso das imagens TD os valores dos pixels da região do lúmen são alterados, os pixels do lúmen com intensidade maior que a média de intensidade do lúmen recebem o valor da média.

A nova imagem com o lúmen alterado (Fig. 3(c)) é formada pela soma da imagem filtrada (Fig. 3(b)) com o lúmen removido e o lúmen com intensidade 3,2 vezes maior que a média dessa região. Isso é feito para deixar a intensidade dos pixels do lúmen próxima à intensidade da borda da parede do vaso. Esse procedimento diminuirá a derivada da borda do lúmen fazendo com que as maiores derivadas sejam prioritariamente das regiões de stent, facilitando a identificação desses (Fig. 3(c)). Já as imagens FD têm seu lúmen removido (Fig. 4(c)), pois se fosse utilizado o mesmo método aplicado às imagens TD, a intensidade entre o stent e o lúmen seria ambígua, gerando uma falsa detecção de pontos no interior do lúmen.

Para aumentar a distinção entre o tecido e o stent, um alongamento de contraste é feito através do alongamento do histograma da imagem H_{Imagem} [7], gerando o histograma alongado $H_{Alongado}$ (Fig. 3(d), 3(e), 4(d) e 4(e)), aumentando à distinção entre baixas e altas intensidades e resultando em Fig. 3(f) e Fig. 4(f). Finalmente, a imagem pré-processada é obtida com a transformação para o domínio polar (Fig. 3(g) e 4(g)). O domínio polar foi escolhido, pois seu aspecto 1D torna o processamento menos complexo [8 e 9].

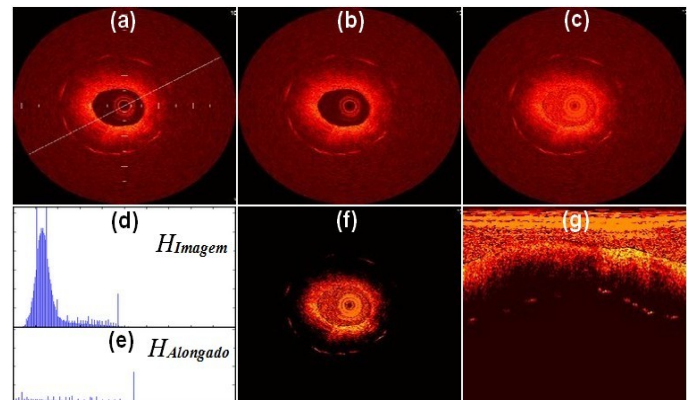


Fig. 3. Pré-processamento de imagens TD. (a) Imagem original. (b) Imagem após remoção das marcas de alinhamento. (c) Imagem com lúmen alterado. (d) e (e) Histograma da imagem (c) e sua versão após alongamento. (f) Imagem obtida pelo alongamento de contraste. (g) Imagem pré-processada após conversão para o domínio polar.

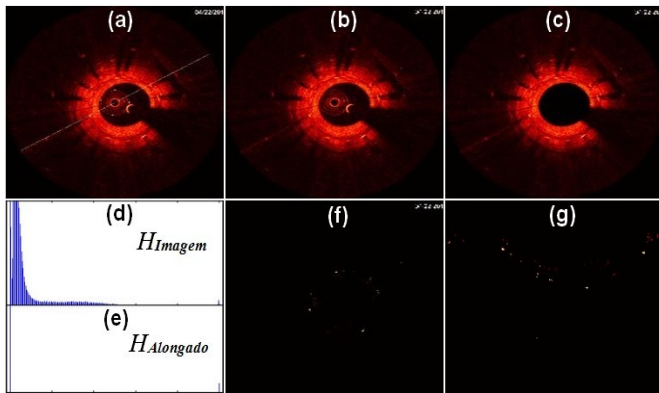


Fig. 4. Pré-processamento de imagens FD. (a) Imagem original. (b) Imagem após remoção das marcas de alinhamento. (c) Imagem sem lúmen. (d) e (e) Histograma da imagem (c) e sua versão após alongamento. (f) Imagem obtida pelo alongamento de contraste. (g) Imagem pré-processada após conversão para o domínio polar.

B. Extração de Característica

Esta etapa tem o objetivo de evidenciar o stent da imagem pré-processada. No entanto, como pode ser visto nas Figuras 3(g) e 4(g), as imagens pré-processadas das 2 diferentes modalidades possuem diferentes características, o que requer diferentes métodos para extração de informação. No caso das imagens TD polar (Fig. 3(g)), é realizada uma Transformada Wavelet Contínua (TWC) em cada coluna da imagem, resultando em (Fig. 5(a)). Para a transformada, foi utilizada a *wavelet mãe MexHat* em uma escala igual a 3, pois estes apresentaram a maior correlação com a informação do stent. Posteriormente, a imagem resultante é binarizada por *Otsu* [10] (Fig. 5(b)). *Otsu* é um método dinâmico de seleção de limiar para o processo de binarização, em que um histograma é dividido em duas classes, através da busca pela menor variância entre dois conjuntos e, por conseguinte, proporciona uma boa separação de dados para histograma bimodal. A transformada wavelet aumenta a distinção entre a informação desejada e a não desejada, deixando o histograma extremamente bimodal e facilitando a binarização por *Otsu*. Contudo, nas imagens FD não houve a necessidade de se utilizar Transformada Wavelet, pois a informação desejada, stent, já foi extraída com as etapas de pré-processamento (Fig. 4(g)). Consequentemente, a binarização por *Otsu* não foi o método mais adequado a ser utilizado, sendo suficiente a binarização com limiar fixo de 0,5 da intensidade máxima da da imagem pré-processada (Fig. 4(g)), gerando a imagem FD binária (Fig. 5(c)).

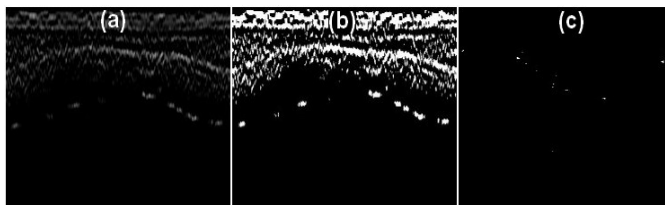


Fig. 5. Extração de Característica. (a) Imagem TD após transformada wavelet. (b) Imagem TD binarizada pelo método de Otsu, chamada de I ruidosa_TD. (c) Imagem FD binarizada por limiar de 0,5, chamada de I ruidosa_FD.

C. 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 contorno do stent. As operações utilizadas podem ser divididas em duas etapas, uma chamada Extração Morfológica do Stent e outra chamada Reconstrução Cartesiana do Stent.

Extração Morfológica do Stent – Nessa etapa busca-se obter somente os pontos referentes a cada posição do stent na imagem no domínio polar. Tanto nas imagens TD como FD as operações iniciais são fechamento morfológico seguido por uma abertura morfológica. O fechamento da imagem $I_{ruidosa_TDouFD}$ cria ligações entre objetos fragmentados pelas operações anteriores da seguinte forma [7]:

$$I_{fechamento} = I_{ruidosa_TDouFD} \bullet C \quad (1)$$

onde \bullet é o procedimento de fechamento e C é o elemento estruturante circular com diâmetro de 5 e 7 pixels para as imagens TD e FD, respectivamente. A abertura morfológica promove a remoção de candidatos a ruídos, pequenos objetos, menores que o stent, que permaneceram livres após o fechamento, sendo definida como [7]:

$$I_{abertura} = I_{fechamento} \circ S \quad (2)$$

onde \circ é o procedimento de abertura e S é o elemento estruturante circular com diâmetro de 10 e 2 pixels para as imagens TD e FD, respectivamente (Fig. 6(a)). Nesta etapa, as imagens FD já apresentam o stent extraído na forma polar, mas as imagens TD necessitam ainda de outras operações. Essas operações são: a adição da imagem no estado atual com a imagem polar do lúmen binário, (Fig. 6(b)); fechamento morfológico com elemento estruturante quadrado com lado de 10 por 10 pixels, o qual liga ruídos ao objeto do lúmen (Fig. 6(c)); remoção da área do lúmen com os ruídos conectados, usando crescimento de região na área do lúmen (Fig. 6(d)); Finalmente, uma última abertura com elemento estruturante circular de 50 pixels de diâmetro é feita para a remoção de pequenos objetos remanescentes menores que o stent (Fig. 6(e)). Para facilitar a próxima etapa de interpolação entre os pontos do stent, cada objeto referente ao stent é reduzido a um único ponto (pixel), removendo pixels da borda do objeto (Fig. 6(f)). Essa última operação é aplicada nas duas modalidades de imagens de IOCT.

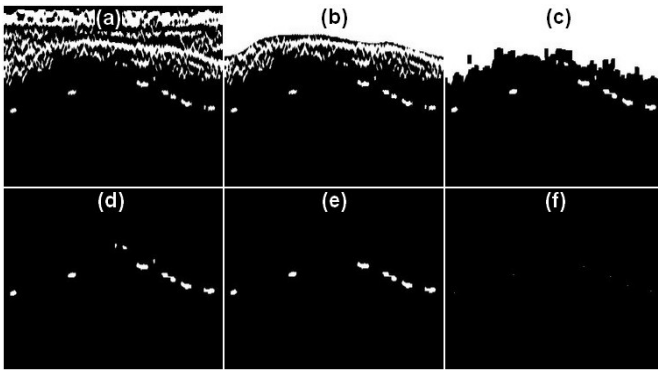


Fig. 6. Extração Morfológica do Stent em imagem TD. (a) Imagem após fechamento morfológico e remoção de pequenos objetos. (b) Imagem após adição do lúmen na forma polar. (c) Fechamento morfológico da imagem. (d) Remoção da área de alta intensidade. (e) Remoção de objetos remanescentes.

Reconstrução Cartesiana do Stent – Com a posição de cada stent obtida é criado um gráfico onde as coordenadas de cada ponto são equivalentes à altura e espaçamento horizontal de cada ponto do stent na imagem. Com essa informação é feita a interpolação cúbica hermitiana por partes [11] (Fig. 7(a)). Com os pontos obtidos na interpolação é executado um procedimento de preenchimento vertical, preenchendo a área referente ao lúmen no domínio polar (Fig. 7(b)). Finalmente, essa imagem é retornada para o domínio Cartesiano formando o objeto com o correspondente contorno do Stent (Fig. 7(c)). A segmentação é concluída através da extração e sobreposição do contorno do stent sobre a imagem original (Fig. 8).

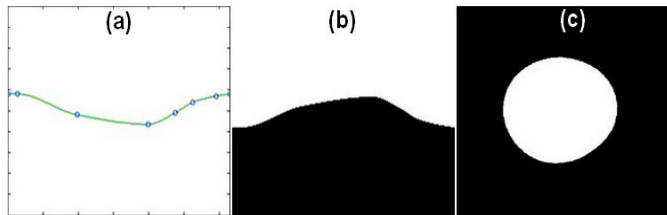


Fig. 7. Reconstrução Cartesiana do Stent em imagem TD. (a) Gráfico após interpolação das posições dos pixels referentes ao stent. (b) Imagem no domínio polar gerada após a interpolação. (c) Imagem no domínio cartesiano com o objeto do stent segmentado.

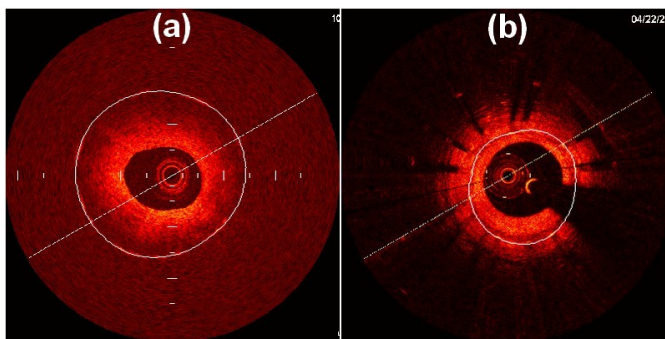


Figura 8: Imagens (a) TD e (b) FD com Stent Segmentado.

III. RESULTADOS

As imagens para avaliação do método foram obtidas através do banco de dados do Instituto do Coração da Universidade de São Paulo, Brasil (InCor), sendo estas imagens de coronária de

porcos. O método de avaliação da segmentação foi realizado usando 20 imagens, 10 TD e 10 FD, as quais foram segmentadas e comparadas com seus *Gold Standards* feitos por especialistas. 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 stent utilizando o software e o computador descrito acima foi $1,54 \pm 0,02$ segundos para as imagens TD e $0,45 \pm 0,01$ segundos para as imagens FD.

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 [11]. Esses parâmetros são obtidos através da sobreposição das imagens do stent segmentado pelo método proposto e segmentado por especialistas (*Gold Standard*) (Fig. 9). Dessa forma é possível mensurar a área corretamente identificada como sendo do contorno do stent (VP), a área erroneamente identificada, como contorno do stent (FP), e a área que não foi identificada, mas que pertence à área contida no stent (FN). A Figura 9 ilustra como esses valores são obtidos.

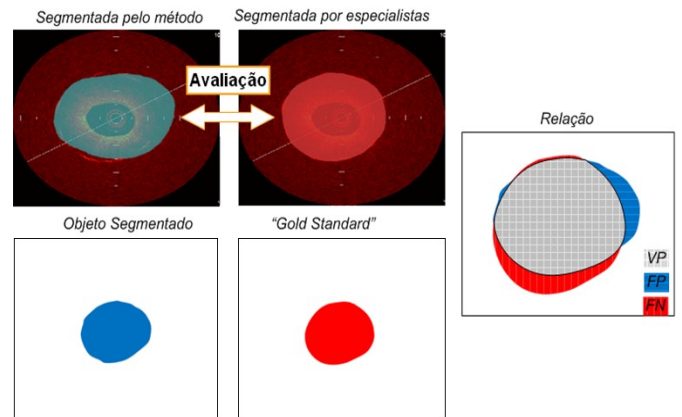


Fig. 9. Método de Avaliação. Os valores VP, FP e FN são obtidos pela sobreposição da imagem do stent segmentado com a imagem *Gold Standard*.

A fim de comparar a exatidão com outros métodos, os parâmetros precisão (P), sensibilidade (S) e medida-F foram calculados e são definidos, respectivamente, como:

$$P = \frac{VP}{VP + FP} \quad (3)$$

$$S = \frac{VP}{VP + FN} \quad (4)$$

$$F = \frac{(2PS)}{(P+S)} \quad (5)$$

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 % em imagens TD e próximo a 95 % em imagens FD e FP pouco superior a 5% em ambas as modalidades. Adicionalmente, o baixo desvio padrão encontrado para TD ($\approx 1\%$) e FD ($\approx 5\%$), reforçam a boa precisão do método.

TABELA I
AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA.

	VP(%)	FP(%)	FN(%)	P	S	F
TD	99,3 \pm 1,0	5,4 \pm 2,6	0,7 \pm 0,9	0,95	0,99	0,97
FD	95,2 \pm 4,9	5,4 \pm 4,5	4,8 \pm 4,9	0,95	0,95	0,95
Média	97,2 \pm 4,0	5,4 \pm 3,5	2,8 \pm 4,0	0,95	0,97	0,96

IV. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Os estudos atuais para a segmentação do stent estão focados no aumento da acurácia, praticidades e diminuição do custo computacional. A metodologia alternativa apresentada utiliza processamentos menos complexos 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 comparação fiel entre os métodos existentes exige-se 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 algumas comparações com a literatura. O valor médio de 0,96 obtido para a medida-F é uma melhoria em comparação com o $F = 0,93$ obtido no método apresentado por [12] utilizando detecção da zona de sombra formada pelo stent em imagens de IOCT. Além disso, o baixo custo computacional obtido foi aproximadamente 23 vezes menor que o obtido no método para segmentação de stent em imagens TD apresentado por [8], cerca de 35,2 segundos. Apesar de terem atingido bons resultados, todos os índices obtidos para a mesma modalidade no presente projeto apresentaram maior acurácia.

As principais contribuições apresentadas pelo projeto são: (a) adequação tanto para imagens TD quanto para FD; (b) automatização da segmentação; (c) combinação de técnicas com baixo custo computacional (d) curva de alteração de contraste que distingue o stent do resto da imagem, principalmente em FD. (e) determinação da uma transformada *wavelet* e escala que promovem boa extração do stent. (f) estudo com resultados expressivos e promissores. Finalmente, para complementar os estudos já apresentados, trabalhos futuros serão dedicados à segmentação do contorno do stent com um maior número de imagens e o desenvolvimento de um programa para reconstrução 3D da neointima baseado nos métodos de segmentação do lúmen apresentado por [6] e no método de segmentação de stent apresentado. Esse programa

auxiliará a completa análise da neointima possibilitando um diagnóstico conclusivo por cardiologistas.

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] World Health Organization. Cardiovascular disease: prevention and control. Disponível em: <http://www.who.int/dietphysicalactivity/publications/facts/cvd/en>.
- [2] Høglund VJ, Dong XR, Majesky MW. Neointima Formation: A Local Affair. *Arterioscler Thromb Vasc Biol.* Oct 2010; 30(10): 1877–1879.
- [3] Cardoso CO, et al. Perfil de uso dos stents farmacológicos no Brasil: dados da Central Nacional de Intervenções Cardiovasculares (CENIC). *Arq. Bras. Cardiol.* [online]. 2007, vol.89, n.6 [cited 2014-12-10], pp. 356-361.
- [4] Prati F, et al. Expert review document on methodology, terminology, and clinical applications of optical coherence tomography: physical principles, methodology of image acquisition, and clinical application for assessment of coronary arteries and atherosclerosis. *Eur. Heart J.* 31(4), 401–415 (2010).10.1093/eurheartj/ehp433
- [5] Kubo T, et al. Application of optical coherence tomography in percutaneous coronary intervention. *Circ. J.* 76(9), 2076–2083 (2012).
- [6] Andrade IM, Moraes MC. Segmentação automática do lúmen em imagens de IOCT usando seleção de faixa de intensidade e reconstrução binária morfológica. XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2014. Disponível em: http://www.canal6.com.br/cbeb/2014/artigos/cbeb2014_submission_259.pdf
- [7] Gonzalez RC. Processamento de imagens digitais. São Paulo: Edgard Blücher, 2000.
- [8] Moraes MC, Cardenas DA, Furuie SS. Automatic stent segmentation in IOCT images using combined feature extraction techniques and mathematical morphology. *Computing in Cardiology 2013*; 40:1215-1218.
- [9] Unal G, Bucher S, Carlier S, Slabaugh G, Fang T, Tanaka K. Shape-driven segmentation of the arterial wall in intravascular ultrasound images. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 2008;12: 335–347.
- [10] Otsu N. A threshold selection method from gray-level histograms. *IEEE Trans Syst Man Cybern C Appl Rev* 1979;9(1):62–66.
- [11] 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.
- [12] Tung KP, et al. Automatic Detection of Coronary Stent Struts in Intravascular OCT imaging. *Proc. SPIE 8315, Medical Imaging 2012: Computer-Aided Diagnosis*, 83150K (February 23, 2012); doi:10.1117/12.911216.



Isabela M. Andrade nasceu em São José dos Campos, São Paulo, em 1992. Se formou como técnica em mecânica na ETEP, São José dos Campos, em 2010. Obteve o título de bacharela em Ciência e Tecnologia pela UNIFESP em 2013 com graduação sanduíche de setembro de 2012 a julho de 2013 pelo Programa Ciência sem Fronteira em Engenharia Biomédica na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal. Atualmente cursa o último ano de Engenharia Biomédica pela UNIFESP.

De agosto de 2011 a julho de 2012 fez iniciação científica na área de biologia molecular e celular do fungo *Paracoccidioides brasiliensis*. Desde agosto de 2014 faz iniciação científica com bolsa FAPESP na área de processamento de imagens biomédicas. Atualmente também faz estágio na empresa Johnson & Johnson Medical Brasil no setor de Engenharia e Desenvolvimento em São José dos Campos.

Bela. Andrade tem um artigo publicado no XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, apresentando um método de segmentação do lúmen de coronária em imagens obtidas por tomografia ótica coerente intravascular.



Matheus C. Moraes nasceu em Santo André, São Paulo, em 1979. Possui os Títulos de Técnico em Eletrônica (ETE "FMC", 1999), Engenheiro Eletricista com ênfase em Eletrônica e

Telecomunicações (Inatel, 2006), Especialista em Engenharia Biomédica (Inatel, 2007), Mestre em Engenharia Elétrica (Inatel, 2008), área de atuação Processamento de Sinais Biológicos. Doutor em Engenharia Elétrica Sistemas Eletrônicos, opção Biomédica (EP/USP, 2012), área de atuação Processamento de Imagens Médicas. Pós Doutorado na EP/USP, área: Processamento de Imagens Médicas.

Atualmente é Professor Adjunto e Pesquisador em Processamento de Imagens Médicas da Universidade Federal de São Paulo, Campus São José dos Campos (ICT-UNIFESP). Possui mais de 15 artigos publicados, sendo 6 em revistas indexadas. Possui interesse em pesquisas de métodos em processamento de imagens para aplicações intravasculares para avaliação de coronária, radiografia digital voltada a mamografia, e ressonância magnética para diagnóstico de disfunções do sistema nervoso central.

Dr. Moraes foi um dos 5 finalistas do prêmio Candido Pinto Melo do Congresso de Engenharia Biomédica (CBEB-2012) durante o doutorado.