

文章编号 1004-924X(2013)09-2381-07

由冠脉光学相干层析图像自动提取血管壁内轮廓

舒 鹏¹, 孙延奎^{1*}, 宋现涛²

- (1. 清华大学 计算机科学与技术系, 北京 100084;
2. 北京安贞医院 心内科, 北京 100029)

摘要:研究了冠脉光学相干层析(OCT)图像血管壁内轮廓的自动提取方法以提高算法的鲁棒性和计算效率。首先,利用冠脉 OCT 体数据中相邻图像之间的相关性去除鞘管信号对边缘提取的影响。接着,采用射线发射法估计血管中心,并以血管中心作为极点对去除鞘管信号的图像进行极坐标变换。然后,采用分块阈值滤波去除变换后图像的噪声并提取上边缘。最后,做逆极坐标变换得到血管壁的内轮廓。对 400 多幅测试图像的实验结果表明,该方法可以正确提取冠脉 OCT 图像的血管壁内轮廓,每幅图像的平均处理时间约为 1.2 s。该方法不仅能够正确处理血管分叉或鞘管干扰大的图像,而且计算效率高,因此在鲁棒性和处理速度上具有优势。

关键词:光学相干层析;冠状动脉;血管壁内轮廓;自动提取

中图分类号:TP391.4;Q-334 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20132109.2381

Automatic detection of inner contour of vessel wall from intracoronary optical coherence tomographic image

SHU Peng¹, SUN Yan-kui^{1*}, SONG Xian-tao²

- (1. Department of Computer Science and Technology, Tsinghua University, Beijing 100084, China;
 2. Department of Cardiology, Beijing Anzhen Hospital, Beijing 100029, China)
- * Corresponding author, E-mail: syk@mail.tsinghua.edu.cn

Abstract: An automatic extracting method for the image of inner contour of a vessel wall from intracoronary Optical Coherence Tomography (OCT) was investigated to improve the robustness and computing efficiency of traditional algorithms. Firstly, the correlation between OCT images in volume data was used to remove the effect of the signal caused by a catheter on the edge extraction. Then, the ray shooting method was taken to estimate the center of vessel, and the center was chosen as the pole to do a polar transform on the OCT image. Furthermore, the transformed image was partitioned into several parts, these parts were denoised separately by different thresholds and the upper edge was extracted from the denoised image. Finally, the inner contour of the vessel wall was obtained by an inverse polar transform. Experimental results on more than 400 images indicate that the inner contours of vessel walls of intracoronary OCT images can be detected accurately, and the average processing time for each image is about 1.2 s. In conclusion, the method can deal with OCT images with vascular

收稿日期:2013-04-26;修订日期:2013-05-06.

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 60971006);国家高技术研究发展计划(863 计划)资助项目(No. 2013AA013702)

bifurcation and ones influenced by catheter largely at higher speeds, so it has advantages in robustness and computational efficiency.

Key words: optical coherence tomography; intracoronary; inner contour of vessel wall; automatic detection

1 引言

光学相干层析 (optical coherence tomography, OCT) 是近年来迅速发展起来的一种微观成像技术,由麻省理工学院于 1991 年首次研制成功,并很快被应用到眼科等临床医学中。该成像技术具有成像速度快、非接触无损检测、分辨率高等优点,在生物医学领域具有广阔的应用前景^[1-3]。OCT 通过测量物体后向散射光的强度对物体进行断层成像,实际应用中通常采用近红外光源(波长为 1 300 nm),所以其对组织的穿透性不足。为了克服这一缺点,人们开发了内窥式 OCT 成像设备对冠状动脉等进行成像。内窥式 OCT 用于冠状动脉成像^[4-5]比传统超声设备 IVUS(intravenous ultrasound,血管内超声)具有诸多优势:OCT 设备发射和接收装置的分离避免了衰荡效应的影响,因而不会像 IVUS 一样产生近探头处伪影;OCT 设备的导丝较细,容易观察到近堵塞的冠状动脉斑块,这些都是 IVUS 和其它成像手段难以实现的;OCT 最大的优势在于分辨率超出 IVUS 的 10 倍,能提供更为精确的冠状动脉结构信息。

由于时域 OCT 成像采用的近红外线信号会被红细胞衰减,所以成像设备无法在血流下获得清晰的血管壁图像。为此在成像过程中必须依赖气球等装置暂时阻止血液的流动,受此及成像速度的限制,时域 OCT 冠状动脉成像设备一次仅能观测大约 30 mm 的血管;且其成像深度有限,仅有 2 mm 左右。频域 OCT(傅里叶 OCT)的出现有效地缓解了这一问题,不仅成像速度得到大大提高,而且其成像深度倍增,拓宽了 OCT 在冠脉医疗方面的应用。

易损斑块 (Thin-cap fibroatheromas, TC-FAs) 是导致血栓的一个重要因素,而冠状动脉 OCT 设备可以通过一定的病理特征识别易损斑块;同时,裸支架 (Bare Metal Stents, BMS) 植入术后,病人容易受冠状动脉内膜增生的影响而不

得不再次进行支架植入术,但药物洗脱支架 (Drug-eluting Stents, DES) 则可以显著抑制内膜恶性增生,但也会导致内膜覆盖不完全等问题,需要采用抗血小板药物进行治疗以防止血栓产生,但这种药物价格昂贵且会产生一些副作用。因此,采用 OCT 评估病人冠状动脉内膜覆盖状况就显得尤为重要。此外,根据 OCT 成像结果,医生还可以对比不同药物洗脱支架的效果并构造最佳组合,也可以对支架导致血栓的状况进行评估。

目前,识别易损斑块仅仅处于尸检研究阶段,开发自动分析算法的条件尚不具备。而冠状动脉内膜覆盖程度的研究已经比较成熟:LightLab 公司生产的冠脉 OCT 系统自带的软件工具已经可以进行半自动的分析,但需要大量人工交互;Bonnema G T 等人对 BVM(blood vessel mimic,采用生物技术在试管内培养的很薄的血管)进行了内窥 OCT 成像,采用人工指定 2 条三次样条曲线的方法来拟合 BVM 的上下两层边界,计算两条曲线之间距离的均值、中值和方差,并据此评估 BVM 的厚度,证实 OCT 的测量结果与组织切片测量法得到的结果高度吻合;Tanimoto S 等人采用原本用于分析超声冠脉图像的软件系统 (CURAD vessel analysis, Netherlands) 来处理冠脉 OCT 图像,该系统同样需要人工交互,其交互量相比 LightLab 自带的系统要少,所以作者认为他们采用的软件系统在分析时间、成本、稳定性和可重复性上都优于 LightLab 自带的软件系统;Kenji S 等人采用 canny 算子检测冠脉血管壁轮廓,对于无法获取的轮廓部分,作者尝试采用限定圆心,半径渐变的圆弧拟合方法予以弥补,但需要人工审核修正;Tung K P 等人采用期望最大化 (Expectation Maximization, EM) 和图分割 (Graph Cut, GC) 相结合的方法提取冠状动脉的血管壁内轮廓,该算法可以去除导丝带来的伪影,但时间开销较大;Tsantis S 等人采用马尔科夫随机场描述血管区域,并利用局部强度分布和连续小波变换提取冠脉 OCT 血管壁内轮廓,由于需要估算概率密度函数,该方法的时间开销较大;

Serhan 等人提出基于阈值滤波和 Catmull-Rom 样条曲线迭代拟合的冠状动脉血管壁内轮廓提取算法;Kauffmann C 等人采用形态学方法和主动轮廓模型确定冠状动脉的血管壁内轮廓,同时对获取轮廓进行椭圆拟合来判定当前冠脉截面图像是否正常,并根据极坐标变换后图像的梯度信息确定支架位置,最终采用 thin-plate spline (TPS) 拟合出内膜增生厚度分布图,并对病人冠脉内膜覆盖状况进行评估,为医生提供参考。在冠脉 OCT 图像处理中,血管壁内轮廓的准确提取是 OCT 图像分析的基础。但冠脉 OCT 图像时常受到血管分叉或鞘管的干扰,此时利用 Serhan 和 Kauffmann 提出的算法难以准确提取出血管壁内轮廓;同时,这些算法的计算效率也有待提高。本文研究从冠脉 OCT 图像自动提取血管壁内轮廓的新方法,以提高算法的鲁棒性和计算效率。

2 算法描述

冠脉成像的 OCT 系统中的探头由透明鞘管和一个带微棱镜的光纤导丝构成,鞘管在 OCT 图像中的影像强弱对 OCT 图像处理会有一定影响。文献[13-14]中的方法在提取血管内轮廓时,均以图像中心为始点通过射线发射法(ray shooting method)来确定用于轮廓提取的初始控制点。但当图像血管壁的信号较弱而鞘管信号较强时,仅利用单幅图像难以很好地去掉鞘管对图像处理的影响,导致由射线发射法获得的血管壁初始控制点可能存在较大的偏差,影响了血管轮廓自动提取的准确性,如图 1 所示(彩图见期刊电子版)。此外,主动轮廓模型及 Catmull-Rom 样条迭代的时间开销较大,当初始控制点分布不均匀(血管中心和图像中心偏离较多时会出现这种情况)时更是如此,在实时医疗应用中可能存在一定问题。为此,我们提出一种提取方法,根据鞘管在成像时的特点,通过应用同一数据集中图像间的相关性有效去除鞘管的影响;同时估计血管中心并将它作为极点,采用极坐标变换的方法提高轮廓的提取效率。具体算法过程为:利用冠脉 OCT 体数据中相邻图像之间的相关性去除鞘管信号对边缘提取的影响,采用射线发射法估计血管中心,并以血管中心作为极点对去除鞘管信号的图像进行极坐标变换,然后采用分块阈值滤波去除极坐标变

换后图像的噪声并提取上边缘,最后做逆极坐标变换得到血管壁的内轮廓。下面详细描述算法过程。

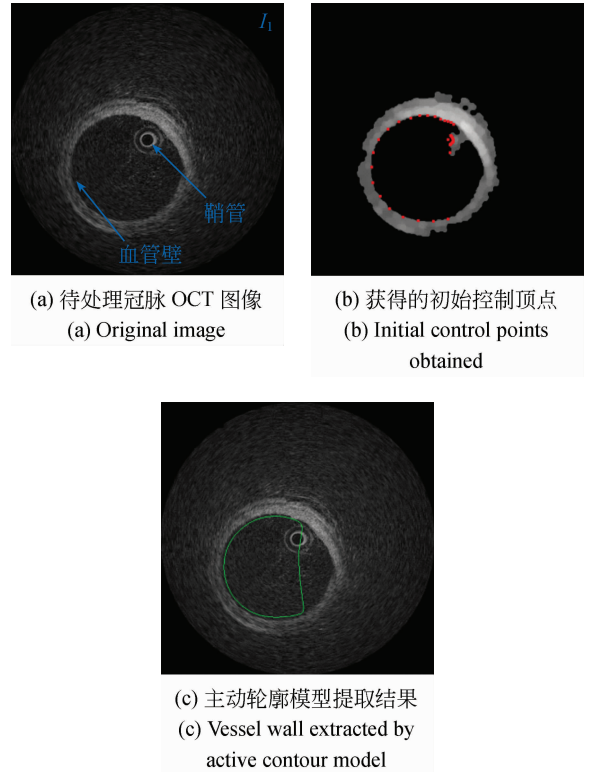


图 1 Serhan 和 Kauffmann 方法存在的问题
Fig. 1 Problems by using Serhan and Kauffmann's methods

2.1 预处理

鞘管为冠状动脉 OCT 成像设备中不可或缺的重要组成部分,其在 OCT 图像中产生的圆环时常给冠脉血管壁内轮廓的提取带来不便,但通过形态学或传统的滤波器无法在保留有用边缘信息的情况下完全去除鞘管的干扰。

对于同一个数据集而言,每幅图像中鞘管的位置都是固定的,且鞘管为刚体,其在 OCT 中的成像结果为标准的圆环。利用这一特点,本文提出利用相邻图像之间的相关性去除鞘管干扰的方法。具体处理过程如下:

2.1.1 采用帧间相关性消除鞘管的影响

将该数据集中所有图像的中心区域进行累加,得到增强后的图像 I_0 ,如图 2(a)所示;进而对 I_0 采用 Hough 变换或其它方法检测图像 I_0 中的圆环,记为 D_1 。

2.1.2 采用形态学算法和各种滤波器的组合对图像进行二值化

将该数据集中每个图像中圆环 D_1 内的像素

置 0, 得到图像 I_2 , 如图 2(b) 所示, 而后采用阈值滤波、中值滤波、高斯滤波和形态学开操作运算去噪, 最后检测其中的小块连通区域并进行填充, 获得一幅二值图像 I_3 , 如图 2(c) 所示(彩图见期刊电子版)。

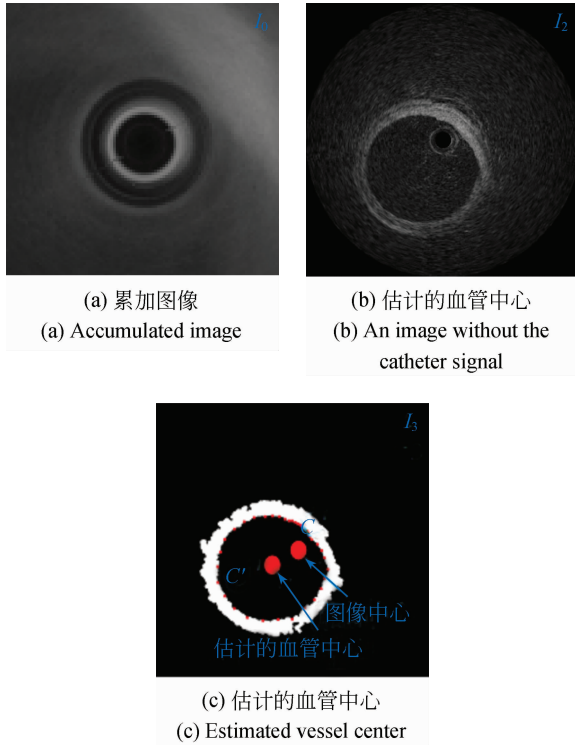


图 2 预处理: 估计血管中心

Fig. 2 Preprocessing: Estimating vessel center

2.2 极坐标变换

冠脉 OCT 系统在成像过程中受到血流等各种因素的影响, 所获取图像的血管中心和图像中心往往并不一致, 有时甚至偏差很大, 此时如果直接选取图像中心作为极点进行极坐标变换, 容易导致变换后的图像出现畸变(原图像中靠近图像中心的血管域变换后可能被放大很多, 而远离图像中心的血管域则被压缩)。如果能设法估算血管中心, 而后选用该中心作为极坐标变换的极点, 则可以较好地解决该问题。为此, 我们提出了血管中心的估计方法, 并以该点对图像做极坐标变换。具体处理过程如下:

2.2.1 采用射线发射法估算血管中心

从 I_3 的图像中心 C 向四周均匀发射射线, 并将遇到的第一个非零像素点作为血管壁的采样, 而后计算这些采样点的中心, 作为估计的血管中心, 记为 C' , 如图 2(c) 所示。

2.2.2 极坐标变换

将 C' 作为极点对去除鞘管信号的图像 I_2 进行极坐标变换, 得到图像 I_4 , 如图 3 所示(彩图见期刊电子版)。 I_2 中的任意一点 $P(x, y)$ 被变换至 I_4 中的点 $P'(\theta, \rho)$: θ 代表从 x 轴正方向逆时针旋转的角度; ρ 代表点 P 与 C' 之间的欧几里得距离。由于选取血管中心作为极坐标变换的极点, 变换后图像中的血管壁轮廓几乎是水平的。

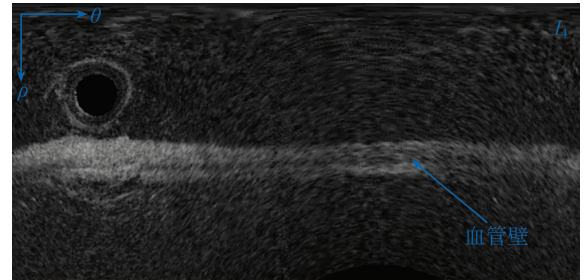


图 3 I_2 的极坐标变换图像 I_4

Fig. 3 Polar transformed image I_4 of I_2

2.3 边缘检测

冠脉 OCT 鞘管并不总是位于血管中心, 有时偏离很多, 甚至完全贴近血管壁。所以成像探头距不同方向血管壁的距离差异较大, 而冠脉 OCT 成像容易受血流等因素的影响, 所以不同方向上成像的信号强度往往有所差别, 传统的全局阈值滤波往往效果较差。本文引入分块阈值滤波对变换后的图像进行去噪, 较好地解决了冠脉 OCT 图像的去噪问题。而后对去噪后的图像提取水平状血管轮廓, 再进行逆极坐标变换得到最终的血管壁内轮廓。具体处理过程如下:

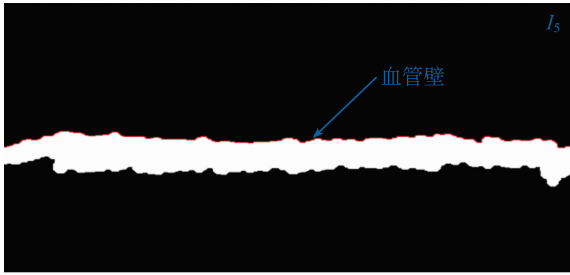
2.3.1 分块滤波与二值化

根据水平坐标 θ 将图像 I_4 分成若干子图像(本文将图像等分为 8 份), 并对每个子图像进行单独的阈值滤波, 阈值由 OSTU 算法分别确定^[16]。之后检测其中的连通区域, 并将面积过小的连通区域像素值取反(黑色变为白色, 白色变为黑色), 获得一幅干净的二值图像 I_5 。

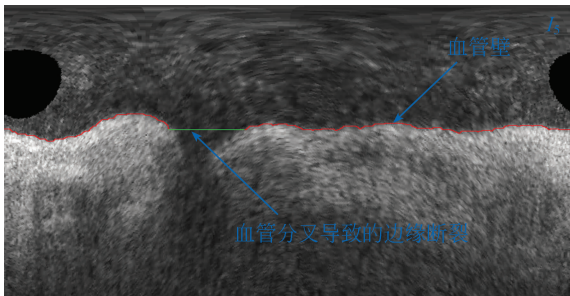
2.3.2 提取上边缘

提取图像 I_5 的上边缘, 如图 4(a) 中的红线所示(彩图见期刊电子版)。当血管出现分叉等异常情况时, 采用该方法得到的结果往往出现断裂, 鉴于血管壁轮廓在原 OCT 图像中近似圆形, 在极坐标变换后的图像中近似直线, 故可以采用如图 4(b) 所示的绿色水平线段进行补全。然后进行

逆极坐标变换即可得到最终的血管壁内轮廓,如图 5(d)所示。



(a) 极坐标变换后的二值化图像及其边缘提取结果
(a) Binaryzation image I_s of the polar transformed image and its boundary extraction



(b) 当血管出现分叉时,对血管壁进行补全
(b) Gap is closed by a green horizontal line

图 4 极坐标表示下提取血管壁内轮廓边缘

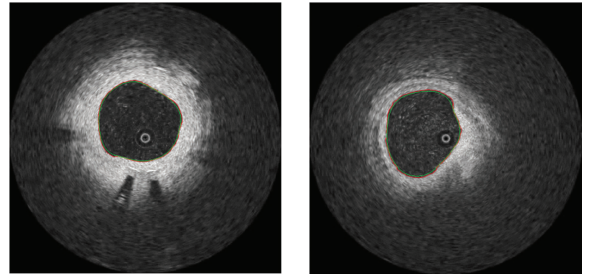
Fig. 4 Extracting inner contour of vessel wall in polar coordinate

3 实验结果与分析

为检测文中算法的性能,用 2 套冠脉 OCT 体数据集(C7-XR OCT intravascular imaging system, LightLab Imaging)进行实验。每套数据包含大约 200 幅图像,图像灰度级为 256;一个数据集中图像的分辨率为 704×704 ,另一个为 524×524 。所有算法均采用 Matlab R2010a 实现,并在一台个人电脑(Intel i5 处理器,4G 内存)上进行测试。为与文献[14]中的方法进行对比,采用 Kauffmann C 等人使用的主动轮廓模型算法获取轮廓的初始控制点,并采用文献[18]提供的程序迭代,其中连续能量、膨胀力和外部能量的权重参数依次为 0.1、-0.1、4,迭代轮数取为 100。

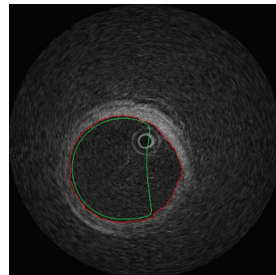
实验结果表明,文中方法可以正确提取几乎所有测试图像的血管壁内轮廓。对于大多数图像,文中算法的准确度和主动轮廓模型基本一致,相比之下,主动轮廓模型的提取结果更为光滑,如

图 5(a)、5(b)所示;但当图像受到血管分叉或鞘管干扰时,正如第 2 节中分析的原因,主动轮廓模型的提取结果往往不太令人满意,而文中算法则可以更好地处理此类问题,如图 5(c)、5(d)所示(彩图见期刊电子版)。在计算性能方面,采用主动轮廓模型算法时每幅图像的平均处理时间为 5.3 s,而采用本文算法时每幅图像的平均处理时间约为 1.2 s;因此,本文的算法比主动轮廓模型算法的处理速度获得了大幅提升。

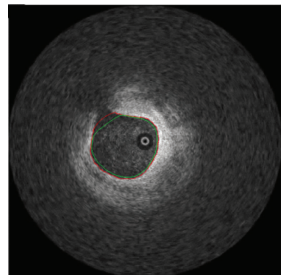


(a) 一幅图像
(a) One image

(b) 另一幅图像
(b) Another image



(c) 鞘管干扰图像
(c) Image affected by catheter



(d) 血管分叉图像
(d) Image with vascular bifurcation

图 5 实验结果:文中算法的提取结果采用红色标记,主动轮廓模型的结果采用绿色标记

Fig. 5 Experimental results; the vessel wall detected by proposed method is marked with red, while the result by active contour model is marked with green

此外,本文方法也可用于主动轮廓模型方法的预处理,提高主动轮廓模型算法轮廓提取的准确性。利用所估计的血管中心代替图像中心通过发射投射法得到更为准确的血管壁内轮廓的初始控制点,然后再采用主动轮廓模型算法提取内轮廓。由此可提高主动轮廓模型算法对鞘管干扰较强图像的处理能力。

4 结 论

冠脉 OCT 成像已成为冠脉疾病临床诊断的重

要技术。对大量冠脉 OCT 图像自动处理与分析的方法亟待研究与开发。作为冠脉 OCT 图像与分析的基础,冠脉 OCT 图像中血管壁内轮廓的准确快速提取具有重要的研究与应用价值。本文在分析当前轮廓提取算法不足的基础上,提出了一种由冠脉 OCT 图像自动提取血管壁内轮廓的新方法,不仅能够正确处理血管分叉或鞘管干扰大的图像,而且计算效率高。具体采用主动轮廓模型算法时每幅图像的平均处理时间为 5.3 s,而采用本文算法时每幅图像的平均处理时间约为 1.2 s。该方法通

过分析鞘管在 OCT 成像时的特点,利用同一数据集中相邻图像的相关性给出了去除鞘管信号干扰的新方法。与仅利用单幅图像的处理方法相比更为有效;同时给出了血管中心估计的方法,并利用极坐标变换图像而非通过能量优化方法提取轮廓,提高了算法的效率,为血管分叉的图像的轮廓提取提供了轮廓缺失补充的方法。进一步,利用血管中心代替图像中心通过发射投射法可得到更为准确的血管壁内轮廓的初始控制点,由此可改进主动轮廓模型提取血管壁内轮廓的精确度。

参考文献:

- [1] 王志斌,史国华,何益,等. 光学相干层析技术在光学表面间距测量中的应用[J]. 光学精密工程, 2012, 20(7): 1469-1474.
WANG Z B, SHI G H, HE Y, *et al.*. Application of optical coherence tomography to distance measurement of optical surface [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2012, 20(7): 1469-1474. (in Chinese)
- [2] 张芹芹,吴晓静,朱思伟,等. 谱域光学相干层析成像量化技术及其在生物组织定量分析中的应用[J]. 光学精密工程, 2012, 20(6): 1188-1193.
ZHANG Q Q, WU X J, ZHU S W, *et al.*. Quantitative spectral domain optical coherence tomography and its application to quantitative analysis of biological tissues [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2012, 20(6): 1188-1193. (in Chinese)
- [3] 彭诚,张芹芹,吴晓静,等. 谱域 OCT 成像系统在口腔组织检测中的应用[J]. 光学精密工程, 2011, 19(8): 1931-1936.
PENG C, WU Q Q, WU X J, *et al.*. Application of spectral domain optical coherence tomography to oral cavity tissue test [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2011, 19(8): 1931-1936. (in Chinese)
- [4] ZYSK M, NGUYEN F T, OLDENBURG A L, *et al.*. Optical coherence tomography: a review of clinical development from bench to bedside [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2007, 12(5): 051403-1-21.
- [5] MELISSA J S, GUILLERMO J T, WANG Y O, *et al.*. Progress in intracoronary optical coherence tomography [J]. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 2010, 12(4): 706-714.
- [6] KUME T, AKASAKA T, KAWAMOTO T, *et al.*. Assessment of coronary intima-media thickness by optical coherence tomography: Comparison with intravascular ultrasound [J]. *Circulation Journal*, 2005, 69(8): 903-907.
- [7] BONNEMA G T, CARDINAL K O, MCNALLY J B, *et al.*. Assessment of blood vessel mimics with optical coherence tomography [J]. *J. Biomed. Opt.*, 2007, 12(2): 024018.
- [8] TANIMOTO S, GRANILLO G R, BARLIS P. A novel approach for quantitative analysis of intracoronary optical coherence tomography: High inter-observer agreement with computer assisted contour detection [J]. *Catheter Cardiovasc. Interv.*, 2008, 72(2): 228-235.
- [9] CANNY J. A computational approach to edge detection [J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1986, 8(6): 679-698.
- [10] KENJI S, CHARL B, FRITS P, *et al.*. Fully automatic three-dimensional quantitative analysis of intracoronary optical coherence tomography: Method and validation [J]. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, 2009, 74(7): 1058-1065.
- [11] TUNG K P, SHI W Z, SILVA R D, *et al.*. Automatic vessel wall detection in intravascular coronary OCT [C]. *Proceedings of the 8th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, Chicago, IL, United States; ISBI11*, 2011:610-613.
- [12] TSANTIS S, KAGADIS G C, KATSANOS K, *et al.*. Automatic vessel lumen segmentation and stent strut detection in intravascular optical coherence tomography [J]. *Med Phys*, 2012, 39(1):

503-513.

- [13] SERHAN G, GOZDE G I, STÉPHANE C, *et al.*. A new 3-D automated computational method to evaluate in stent neointimal hyperplasia in in-vivo intravascular optical coherence tomography pullbacks [C]. *Proceedings of the 12th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, London, United Kingdom; MICCAI2009, Lecture Notes in Computer Science*, 2009, 12(2): 776-785.
- [14] KAUFFMANN C, MOTREFF P, SARRY L. In vivo supervised analysis of stent reendothelialization from optical coherence tomography [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2010, 29(3): 807-818.
- [15] GONZALEZ R C, WOODS R E. *Digital Image Processing* [M]. Prentice Hall, New Jersey, 2002.
- [16] OSTU N. A threshold selection method from gray-level histograms [J]. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, 1979, 9(1): 62-66.
- [17] HARALICK R M, STERNBERG S R, ZHUANG X H. Image analysis using mathematical morphology [J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1987, 9(4): 532-550.
- [18] KROON D J. Implementation of active contour in Matlab [OL]. Available at: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/28149>.

作者简介:



舒 鹏(1989—),男,河南南阳人,硕士,2009年于南开大学获得学士学位,2012年于清华大学获得硕士学位,主要从事光学相干层析图像处理的研究。E-mail: shupeng@gmail.com



宋现涛(1973—),男,山东德州人,医学博士,主任医师,副教授,1999年于中国协和医科大学获硕士学位,2009年于首都医科大学获博士学位,现为首都医科大学附属北京安贞医院心内科一病房副主任,主要从事心血管疾病内科学临床、教学及科研工作,研究方向为冠心病的基础与临床。E-mail: songxiantao@medmail.com.cn

导师简介:



孙延奎(1965—),男,河南许昌人,博士,副教授,1985年于河南大学获得学士学位,1991年于江西大学(现南昌大学)获得硕士学位,1999年于北京航空航天大学获得博士学位,2001年于清华大学博士后出站并留校任教至今。主要从事医学图像处理、可视化技术、移动终端图形处理和增强现实以及小波技术研究。E-mail: syk@mail.tsinghua.edu.cn

(版权所有 未经许可 不得转载)