

# 基于光线投射法的冠脉血管腔壁分割算法

李俊威<sup>1</sup> 陈晓冬<sup>1</sup> 贾忠伟<sup>2</sup> 陈向志<sup>3</sup> 汪毅<sup>1</sup> 赵聪<sup>1</sup> 郁道银<sup>1</sup>

<sup>1</sup>天津大学精密仪器与光电子工程学院光电信息技术教育部重点实验室, 天津 300072

<sup>2</sup>中国人民解放军第二五四医院心血管内科, 天津 300142

<sup>3</sup>中国人民解放军第二五四医院放射科, 天津 300142

**摘要** 为构建冠心病辅助诊断系统,为冠状动脉病变检测提供冠脉结构参数,提出一种利用冠状动脉血管中心线获取血管腔壁的算法。该算法以基于二阶 Hessian 矩阵血管滤波改进的最小代价路径算法获得的血管中心线为跟踪路径,根据中心线的轨迹计算中心线上过每一个体素点的冠状动脉横截面,利用光线投射法获得冠脉横截面上离散的血管腔壁位置,并结合分段样条拟合方法得到血管腔壁轮廓,最终采用移动立方体算法将各个血管横截面上的腔壁轮廓重建为三维腔壁模型。该算法所得结果能够清晰反映血管腔壁轮廓,且具有较高的计算速度。

**关键词** 医用光学; 冠状动脉; 腔壁分割; 光线投射法; 移动立方体

**中图分类号** TP391 **文献标识码** A

**doi:** 10.3788/CJL201542.0804002

## A Coronary Artery Lumen Segmentation Algorithm Based on Ray Casting

Li Junwei<sup>1</sup> Chen Xiaodong<sup>1</sup> Jia Zhongwei<sup>2</sup> Chen Xiangzhi<sup>3</sup> Wang Yi<sup>1</sup>

Zhao Cong<sup>1</sup> Yu Daoyin<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Key Laboratory of Opto-Electronic Information Science and Technology of Ministry of Education, School of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China

<sup>2</sup>Department of Cardiovascular Medicine, People's Liberation Army 254 Hospital, Tianjin 300142, China

<sup>3</sup>Department of Radiology, People's Liberation Army 254 Hospital, Tianjin 300142, China

**Abstract** To build the system of computer-aided diagnosis for coronary heart disease and provide some parameters for lesion detection, a new method for coronary artery lumen segmentation based on the coronary artery centerline is proposed, which is the result of the algorithm of improved minimal cost path with second order Hessian vessel filter. The method uses the centerline as the tracking path to get every cross section of the vessel, and then ray casting is used for locating the coronary artery lumen along every ray. The disperse coordinates of the lumen location in every ray can be fitted to an outline of the coronary lumen in every cross section by piecewise spline fitting. As a result of all the outlines of coronary artery lumen in cross section reconstruction, a 3D coronary artery lumen can be built by marching cubes algorithm. The result of the method, which has high computing performance, has nice visualization of vessel lumen and can be the basis of the vessel parameter calculation.

**Key words** medical optics; coronary artery; lumen segmentation; ray casting; marching cubes

**OCIS codes** 170.6960; 170.1470; 100.2000; 100.6890

## 1 引 言

冠心病是威胁人类健康的主要疾病。随着螺旋计算机断层扫描(CT)分辨率和扫描速度的提升,心脏多层螺旋 CT(MSCT)检查已逐渐成为常规冠心病检查方法<sup>[1]</sup>。但多层螺旋 CT 冠心病检查和诊断的结果具有主观性,易受医生疲劳等因素的影响<sup>[2]</sup>。为解决该问题,国外一些研究团队提出了基于计算机的病变自动检测

收稿日期: 2015-01-21; 收到修改稿日期: 2015-03-02

作者简介: 李俊威(1991—),男,硕士研究生,主要从事医学图像处理方面的研究。E-mail: cd\_ljw@126.com

导师简介: 陈晓冬(1975—),男,教授,博士生导师,主要从事光电检测技术及仪器、图像处理、机器视觉检测等方面的研究。E-mail: xdchen@tju.edu.cn(通信联系人)

系统,可在人工干预很少的情况下辅助医生完成冠状动脉狭窄病变的诊断<sup>[3]</sup>。冠脉中心线和血管腔壁的提取是构建冠心病病变检测系统的重要步骤之一,能够提供冠状动脉的关键特征信息。

自从将 MSCT 引入冠心病诊断,冠状动脉血管中心线和血管腔壁提取算法就成为研究热点。Wesarg 等<sup>[4]</sup>采用 Corkscrew 算法利用基于固定经验系数的阈值分割结果作为螺旋旋转前进准则的掩膜进行中心线生长,算法稳健性较差。郑永昌等<sup>[5]</sup>利用冠脉在球形算子中的局部灰度特性和最小距离层次聚类法获得血管段的分割结果。该方法对正常冠脉结构表现出很好的提取效果,但是该算法忽略了冠脉病变结构的非对称性,所以该算法不适合用于存在病变的冠状动脉结构的提取。赵宏伟<sup>[6]</sup>的工作结合了基于形状的区域生长法和三维细化算法得到血管中心线,其思路简单、清晰,但霍夫变换大大增加了算法时间开销。

本文在本课题组前期对冠状动脉中心线提取算法研究的基础上,利用冠状动脉中心线为跟踪掩膜,利用光线投射法寻找中心线上血管横截面的血管腔壁像素点,之后对血管腔壁像素点进行样条拟合,得到每一横截面上的血管腔壁轮廓,最后对轮廓采用移动立方体算法得到血管腔壁模型。该方法预定义参数少,具有较好的稳健性,实验表明该方法可获得较好的血管腔壁三维重建效果。

## 2 中心线提取算法

课题组前期的研究对已有的基于 Frangi 血管滤波的最小代价路径算法进行了改进,能够快速获取冠状动脉中心线。

该算法首先对三维 CT 数据中每一个体素点进行 Frangi 滤波<sup>[7]</sup>,并在特定血管支上手动确定待跟踪的源点  $s$  和目标点  $g$ ,设起始点  $s$  的累计代价  $c(s,s)$  为常数  $C$ ,将起始点  $s$  放入暂存节点集合  $t$ ,然后按照下面步骤进行迭代:从集合  $t$  中取出具有最小累计代价的节点  $n$ ,将其放入永久节点集合  $p$  中。判断该节点是否为目标点  $g$ :若为  $g$ ,退出循环;若不为  $g$ ,则逐一检查该节点位于 Hessian 矩阵所确定的局部血管方向的邻域体素点  $n'$ 。分析邻域点  $n'$  特性,对于不属于集合  $p$  的节点  $n'$ ,计算其累计代价  $c(s,n')$ 。如果  $n'$  不在集合  $t$  且该点体素灰度值  $I(n')$  大于初始设定的固定阈值  $T$ ,则将该点插入到集合  $t$  中;否则,如果该点累计代价小于集合  $t$  中  $n'$  的累计代价,则用新计算出的累计代价更新位于集合  $t$  中  $n'$  的累计代价,直至节点  $n$  为目标点  $g$  时退出循环。待循环完毕之后根据简单的邻域最小值判定从目标点  $g$  到源点  $s$  进行路径回溯,最终得到的路径便可视为冠状动脉中心线。

$n$  的邻域点  $n'$  的累计代价  $c(s,n')$  计算公式为<sup>[8]</sup>

$$c(s,n') = c(s,n) + 1/V_0(n'), \quad (1)$$

式中  $V_0(n')$  表示  $n'$  点处的 Frangi 滤波值。

## 3 血管腔壁提取算法

使用上述中心线提取算法提取冠状动脉特定分支的中心线。冠脉中心线上的任意体素点和其位于中心线上的邻域点构成的向量可以描述该点的局部血管走向,而该向量实际为通过该点的冠脉横截面的法向量。因此,利用一个体素点和由其邻域计算出的向量便能确定冠脉横截面所在的平面。给定体素点和法向量之后,可以根据这些信息计算出与血管横截面平行的两个切向量,根据切向量和给定的横截面所在平面的半径  $R$ ,可以给出冠脉横截面所在平面的坐标索引,完成对血管横截面所在平面的提取。

对已经提取到的血管横截面所在平面,利用光线投射法<sup>[9]</sup>提取血管横截面上血管腔壁处的像素点,该方法最初用于 CT 断层数据中确定冠脉分支点,本文利用该算法确定冠状动脉横截面上的血管腔壁位置。光线投射法采用一簇共心、向外发出的射线对图像像素进行采样,如图 1 所示,通过对光线投射所经过的图像像素进行分析,得到血管横截面上血管腔壁的像素。由于冠状动脉腔壁与血管内部像素点存在一定的灰度差,表现为血管腔壁处较大的高斯函数一阶差分。因此,对光线投射法提取的一维血管像素序列进行灰度值的高斯一阶差分计算,并认为该投射光线上第一次获得的大于预设阈值  $T_h$  的像素点位置为血管腔壁位置。

通过光线投射法获得的血管腔壁位置实际上是血管腔壁轮廓上的离散点,如图 1 所示,若要获取血管横截面的腔壁轮廓还需要将离散点序列连续化。采用分段样条插值获取连续腔壁轮廓,一般选取样条控制点

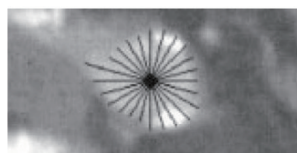


图1 光线投射法示意图

Fig.1 Ray casting diagrammatic drawing

数目为5。插值过程首先需要引入辅助参数分别描述行列方向上的坐标序列,然后对含参数的行列坐标序列分别进行插值,最后联立行列参数序列,消去参数,得到连续坐标序列。这样做是为了避免由于采用行或列作为自变量出现的单一自变量对应多个因变量而导致的无法插值的问题。此时得到的连续坐标序列即为血管横截面上的连续腔壁轮廓。重复上述过程便可得到血管中各个横截面上的连续腔壁轮廓。

最后通过经典的移动立方体算法<sup>[10]</sup>将冠脉横截面上二维腔壁体素点序列重建为三维血管腔壁模型。

## 4 实 验

实验数据源于中国人民解放军254医院GE® LightSpeed™ 64排螺旋CT的心脏影像。CT层厚为0.625 mm,数据集大小为512×512×222。实验采用上述处理流程,在普通电脑(CPU Intel®Core™ i3-3220, 3.30 GHz, RAM 8.00 GB)上采用Matlab 2013b编程进行实验。

图2所示为采用中心线提取算法得到的冠状动脉左前降支(LAD)中心线在特定角度(方位角35°,垂直升角18°)下的三维视图以及曲面重建<sup>[11]</sup>(CPR)视图。从实验效果来看,冠状动脉中心线的左前降支被完整提取。

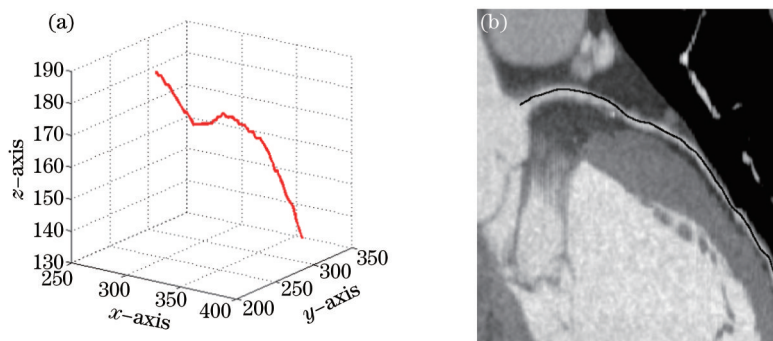


图2 冠状动脉左前降支中心线提取结果。(a) 特定视角三维视图; (b) CPR视图

Fig.2 Centerline of coronary artery left anterior descending. (a) 3D view at a particular angle; (b) CPR view

图3所示为提取冠状动脉横截面所在平面的部分结果,不失一般性,选取的横截面图像半径  $R=30$  pixel,所得的图像尺寸为61 pixel×61 pixel(图3、图5为显示清晰放大了原始图像)。图4给出了利用光线投射法分析图像像素时某一条投射光线上像素位置与其灰度高斯梯度差绝对值的关系图。对中心线上的体素点四周360°范围内均匀投射24条光线,由于冠脉半径为3~4 mm,考虑到CT层厚,光线长度选取为12 pixel。由图4可以看出,当梯度差值发生突变(横坐标2的位置)时(选取的突变阈值  $T_n=15$ ),此时即为血管腔壁位置。图5给出了本文采用的算法、基于海塞矩阵的三维区域生长算法<sup>[12]</sup>和基于最佳方向性梯度通量的三维区域生长算法<sup>[13]</sup>与临床医生给出的参考轮廓的效果对比。表1给出了几种算法在部分横截面上的轮廓提取结果定量对比,采用轮廓包络的周长面积比和面积相对医生给出的参考轮廓的变化率的平方和方根作为轮廓变形度

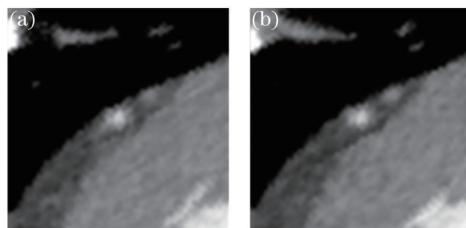


图3 冠状动脉横截面所在平面的两处提取结果。(a) 中心线第82号位置横截面; (b) 中心线第83号位置横截面

Fig.3 Two cross sections of coronary artery. (a) No. 82 cross section; (b) No. 83 cross section

评价指标,采用轮廓中心点的偏移作为轮廓位置评价指标。对比图5与表1中的数据不难看出,三维区域生长算法由于血管腔内灰度不均对轮廓提取表现出较差的提取效果,而本文算法的稳健性较好。利用图5获取的腔壁轮廓,利用移动立方体算法得到冠状动脉左前降支三维血管腔壁(方位角 $35^\circ$ ,垂直角 $18^\circ$ ),如图6所示。图6中可以看出利用移动立方体算法得到的血管腔壁可视化效果良好。整个冠状动脉腔壁提取过程能够控制在5~6 min内,具有较高的计算速度。

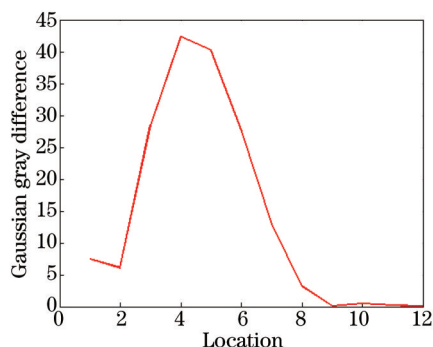


图4 某一条投射光线上像素位置与其灰度高斯梯度差绝对值的关系图

Fig.4 Relationship between pixel location and absolute value of Gaussian gray difference in a certain casting ray

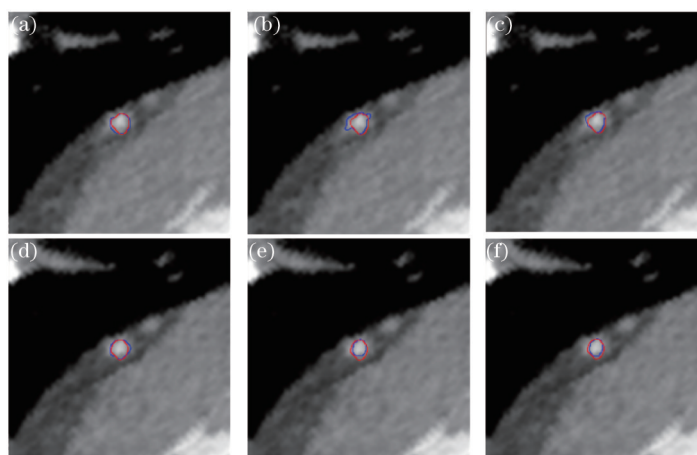


图5 横截面图像血管腔壁轮廓提取结果。(a)中心线第82号位置横截面(红色为医生给出的轮廓,蓝色为本文算法得到的轮廓);(b)中心线第82号位置横截面(红色为医生给出的轮廓,蓝色为文献[12]中算法得到的轮廓);(c)中心线第82号位置横截面(红色为医生给出的轮廓,蓝色为文献[13]中算法得到的轮廓);(d)中心线第83号位置横截面(红色为医生给出的轮廓,蓝色为本文算法得到的轮廓);(e)中心线第83号位置横截面(红色为医生给出的轮廓,蓝色为文献[12]中算法得到的轮廓);(f)中心线第83号位置横截面(红色为医生给出的轮廓,蓝色为文献[13]中算法得到的轮廓)

Fig.5 Outlines of coronary artery lumen in some cross sections. (a) No. 82 cross section (the red contour refers to the standard by doctor, and the blue one refers to the result by our algorithm); (b) No. 82 cross section (the red contour refers to the standard by doctor, and the blue one refers to the result by algorithm in Ref. 12); (c) No. 82 cross section (the red contour refers to the standard by doctor, and the blue one refers to the result by algorithm in Ref. 13); (d) No. 83 cross section (the red contour refers to the standard by doctor, and the blue one refers to the result by our algorithm); (e) No. 83 cross section (the red contour refers to the standard by doctor, and the blue one refers to the result by algorithm in Ref. 12); (f) No. 83 cross section (the red contour refers to the standard by doctor, and the blue one refers to the result by algorithm in Ref. 13)

表1 部分横截面轮廓提取结果的定量对比

Table 1 Quantitative comparison of the contour extraction results in some cross sections

	Our algorithm	Algorithm in Ref. 12	Algorithm in Ref. 13
Shape deformation (No. 82/No. 83)	0.18/0.18	0.44/0.27	0.23/0.22
Position offset (No. 82/No. 83)	0.66/0.77	3.49/4.74	1.28/3.21

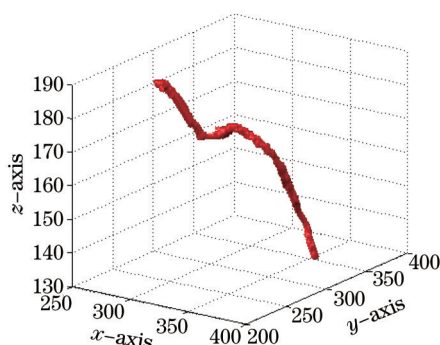


图6 冠状动脉左前降支三维血管腔壁

Fig.6 Lumen of coronary artery left anterior descending in 3D display

## 5 结 论

提出了一种基于心脏 MSCT 数据的冠状动脉腔壁提取算法。该算法以本课题组前期研究算法所提取的冠脉中心线作为基础,利用光线投射法定位冠脉横截面上的血管腔壁位置,采用分段样条拟合得到血管腔壁轮廓,最后利用移动立方体算法将离散横截面腔壁重建为三维血管腔壁模型。该方法具有较好的稳健性和较快的计算速度,整个冠状动脉腔壁提取过程能够控制在 5~6 min。该方法所得的血管腔壁形态良好,联合前期所获得的血管中心线可以为自动病变检测系统中冠状动脉横截面结构参数的计算提供依据。

### 参 考 文 献

- 1 J Abdulla, S Z Abildstrom, O Gotzsche, *et al.*. 64-multislice detector computed tomography coronary angiography as potential alternative to conventional coronary angiography: A systematic review and meta-analysis[J]. *European Heart Journal*, 2007, 28(24): 3042-3050.
- 2 D Kang, P J Slomka, R Nakazato, *et al.*. Automated knowledge-based detection of nonobstructive and obstructive arterial lesions from coronary CT angiography[J]. *Medical Physics*, 2013, 40(4): 041912.
- 3 B M Kelm, S Mittal, Y Zheng, *et al.*. Detection, grading and classification of coronary stenoses in computed tomography angiography[M]. //Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2011. Berlin: Berlin Heidelberg Springer, 2011: 25-32.
- 4 S Wesarg, E A Firlle. Segmentation of vessels: the corkscrew algorithm[C]. *SPIE*, 2004, 5370: 1609-1620.
- 5 Zheng Yongchang, Geng Chen, Song Shuang, *et al.*. Novel 3D coronary artery extraction method using hierarchical clustering of spherical operator[J]. *Journal of Image and Graphics*, 2014, 19(8): 1219-1227.  
郑永昌, 耿辰, 宋爽, 等. 应用球形算子层次聚类的 3 维冠脉跟踪提取[J]. *中国图象图形学报*, 2014, 19(8): 1219-1227.
- 6 Zhao Hongwei. Research on and Implementation of the Algorithm of CT-Based Cardiac Coronary Artery Segmentation[D]. Shenyang: Northeastern University, 2008: 25-39.  
赵宏伟. 基于 CT 数据的冠脉提取和细化方法的研究和实现[D]. 沈阳: 东北大学, 2008: 25-39.
- 7 A F Frangi, W J Niessen, K L Vincken, *et al.*. Multiscale vessel enhancement filtering[M]. //Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI'98. Berlin: Berlin Heidelberg Springer, 1998: 130-137.
- 8 E W Dijkstra. A note on two problems in connexion with graphs[J]. *Numerische Mathematik*, 1959, 1(1): 269-271.
- 9 O Wink, W J Niessen, M A Viergever. Fast delineation and visualization of vessels in 3-D angiographic images[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2000, 19(4): 337-346.
- 10 W E Lorensen, H E Cline. Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm[C]. *ACM Siggraph Computer Graphics*, 1987, 21(4): 163-169.
- 11 A Kanitsar, D Fleischmann, R Wegenkittl, *et al.*. CPR - curved planar reformation[C]. *IEEE*, 2002: 37-44.
- 12 Zhang Zhaoxia, Yu Daoyin, Li Hongxiao, *et al.*. Segmentation of coronary arteries based on LVE and ARG algorithm[J]. *Journal of Optoelectronics·Laser*, 2010, 21(12): 1894-1898.  
张朝霞, 郁道银, 李宏霄, 等. 基于 LVE 和 ARG 算法的冠状动脉分割[J]. *光电子·激光*, 2010, 21(12): 1894-1898.
- 13 Zhang Zhaoxia, Chen Xiaodong, Li Hongxiao, *et al.*. Segmentation of coronary arteries based on optimal oriented flux vessel enhancement [J]. *Nanotechnology and Precision Engineering*, 2012, 10(1): 73-77.  
张朝霞, 陈晓冬, 李宏霄, 等. 基于最佳方向性梯度通量血管增强的冠脉分割[J]. *纳米技术与精密工程*, 2012, 10(1): 73-77.

栏目编辑: 吴秀娟