



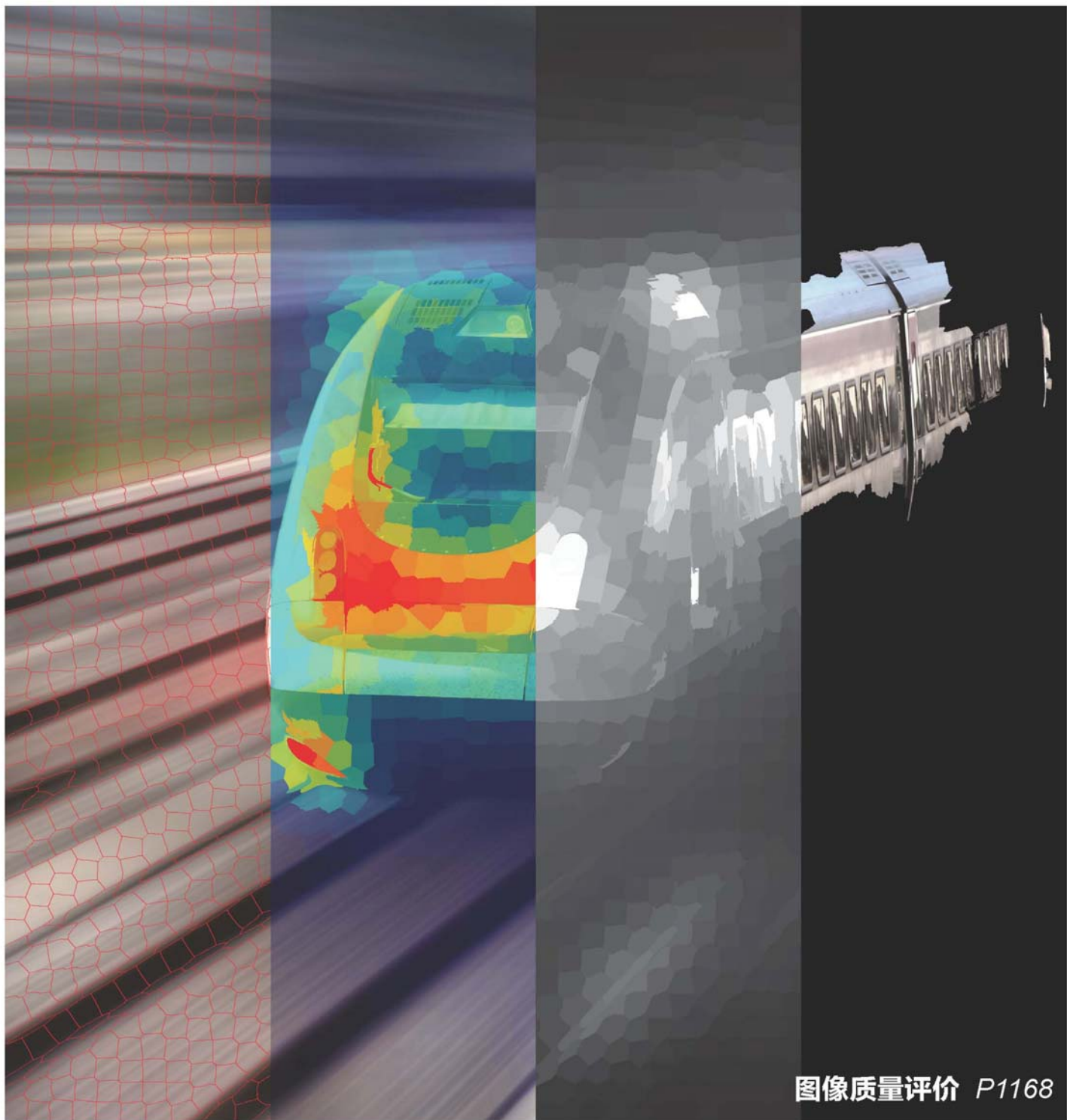
JOURNAL OF IMAGE AND GRAPHICS

主办: 中国科学院遥感与数字地球研究所
中国图象图形学学会
北京应用物理与计算数学研究所

中国图象图形学报

2014
08
VOL.19

ISSN1006-8961
CN11-3758/TB

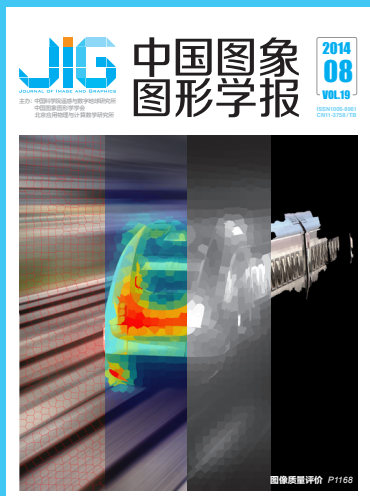


图像质量评价 P1168

中国图象图形学报

刊名题字: 宋健

月刊 (1996年创刊)



第19卷第8期 (总第220期)

2014年8月16日

中国精品科技期刊
中国国际影响力优秀学术期刊
中国科技核心期刊

版权声明

凡向《中国图象图形学报》投稿, 均视为同意在本刊网站及CNKI等全文数据库出版, 所刊载论文已获得著作权人的授权。本刊所有图片均为非商业目的使用, 所有内容, 未经许可, 不得转载或以其他方式使用。

Copyright

All rights reserved by Journal of Image and Graphics, Institute of Remote Sensing and Digital Earth, CAS. The content (including but not limited text, photo, etc) published in this journal is for non-commercial use.

主管单位 中国科学院

主办单位 中国科学院遥感与数字地球研究所

中国图象图形学学会

北京应用物理与计算数学研究所

主 编 李小文

编辑出版《中国图象图形学报》编辑出版委员会

邮政信箱 北京9718信箱

邮 编 100101

电子信箱 jig@irsa.ac.cn

电 话 010-64807995

网 址 www.cjig.cn

广告经营许可证 京朝工商广字第0361号

总 发 行 北京报刊发行局

订 购 全国各地邮局

海外发行 中国国际图书贸易集团有限公司

(邮政信箱: 北京399信箱 邮编: 100048)

印刷装订 北京科信印刷有限公司

Journal of Image and Graphics

Title inscription: Song Jian

Monthly, Started in 1996

Superintended by Chinese Academy of Sciences

Sponsored by Institute of Remote Sensing and Digital Earth, CAS

China Society of Image and Graphics

Institute of Applied Physics and Computational Mathematics

Editor-in-Chief LI Xiaowen

Editor, Publisher Editorial and Publishing Board of Journal of
Image and Graphics

P.O.Box 9718, Beijing, P.R.China

Zip code 100101

E-mail jig@irsa.ac.cn

Telephone 010-64807995

Website www.cjig.cn

Distributed by Beijing Bureau for Distribution of Newspapers and Journals

Domestic All Local Post Offices in China

Overseas China International Book Trading Corporation

(P.O.Box 399, Beijing 100048, P.R.China)

Printed by Beijing Kexin Printing Co., Ltd.

CN 11-3758/TB

ISSN 1006-8961

CODEN ZTTXFZ

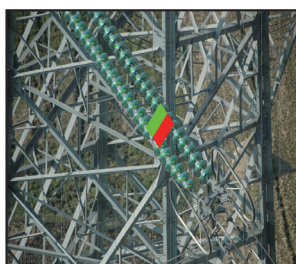
国外发行代号 M1406

国内邮发代号 82-831

国内定价 50.00元



基于色调优化的图像视频细节增强(第1149页)



形状感知的绝缘子识别与缺陷诊断(第1194页)



基于自适应权值滤波的深度图像超分辨率重建(第1210页)

图像处理和编码

利用纹理和空间相关性的HEVC帧内预测模式选择

齐美彬, 朱广辉, 杨艳芳, 蒋建国 1119

方向滤波抗混叠的低冗余图像多尺度变换

张湃, 王丽侠, 张银蒲 1126

L_{∞} 准则的最大误差图像压缩算法

李晓云, 庞超逸, 黎彤亮, 黄世中 1135

利用无参考图像内容量度优化非局部均值去噪方法的参数

侯鑫, 陆耀, 李建武 1142

基于色调优化的图像视频细节增强

王津航, 刘春晓, 朱臻阳, 金剑秋, 唐佳娣 1149

结合图像融合与分割的快速去雾

王伟鹏, 戴声奎 1155

彩色图约束的二阶广义总变分深度图超分辨率重建

邸维巍, 张旭东, 胡良梅, 段琳琳 1162

重要区域保持的图像缩放质量评价方法

梁云, 傅贤超, 刘财兴 1168

图像分析和识别

图嵌入正则化投影非负矩阵分解人脸图像特征提取

杜海顺, 张旭东 1176

基于稀疏编码的动态纹理识别

刘洋, 李一波, 姬晓飞, 王杨扬 1185

形状感知的绝缘子识别与缺陷诊断

张晶晶, 韩军, 赵亚博, 刘浪, 王万国, 朱铭武 1194

迭代最小二乘椭圆拟合的锥套图像检测与跟踪

黄斌, 孙永荣, 杨博文, 王潇潇, 刘晓俊 1202

图像理解和计算机视觉

基于自适应权值滤波的深度图像超分辨率重建

杨宇翔, 曾毓, 何志伟, 高明煜 1210

医学图像处理

应用球形算子层次聚类的3维冠脉跟踪提取

郑永昌, 耿辰, 宋爽, 杨健 1219

遥感图像处理

波段排序的高光谱影像3维混合树编码方法

王相海, 解天, 宋传鸣, 张智迪 1228

多线程遥感影像实时渐进传输

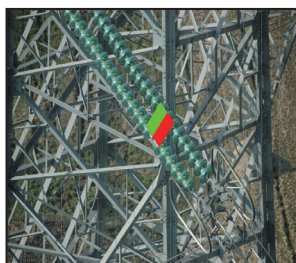
刘万军, 孟煜, 曲海成, 石翠萍 1237

CONTENTS

JOURNAL OF IMAGE AND GRAPHICS



Image and video detail-enhancement via tone optimizationimage morphing(P1149)



Insulator Recognition and Defects Detection Based On Shape Perceptual (P1194)



Depth map super-resolution via adaptive weighting filter (P1210)

Image Processing and Coding

- HEVC intra-prediction mode selection by using texture and spatial correlation
Qi Meibin, Zhu Guanghui, Yang Yanfang, Jiang Jianguo 1119
- Low redundant image multiscale transform with anti-aliasing direction filtering
Zhang Pai, Wang Lixia, Zhang Yinpu 1126
- Algorithm for maximum error image compression based on L_{∞} norm
Li Xiaoyun, Pang Chaoyi, Li Tongliang, Huang Shizhong 1135
- Optimizing the parameters of non-local means via no-reference image content metric for image denoising
Hou Xin, Lu Yao, Li Jianwu 1142
- Image and video detail-enhancement via tone optimization
Wang Jinhang, Liu Chunxiao, Zhu Zhenyang, Jin Jianqiu, Tang Jiadi 1149
- Fast haze removal method based on image fusion and segmentation
Wang Weipeng, Dai Shengkui 1155
- Depth image super-resolution based on second-order total generalized variation constrained by color image
Di Weiwei, Zhang Xudong, Hu Liangmei, Duan Linlin 1162
- Image retargeting quality assessment by preserving important regions
Liang Yun, Fu Xianchao, Liu Caixing 1168

Image Analysis and Recognition

- Graph embedding regularized projective non-negative matrix factorization for face image feature extraction
Du Haishun, Zhang Xudong 1176
- Dynamic texture recognition based on sparse coding
Liu Yang, Li Yibo, Ji Xiaofei, Wang Yangyang 1185
- Insulator recognition and defects detection based on shape perceptual
Zhang Jingjing, Han Jun, Zhao Yabo, Liu Liang, Wang Wanguo, Zhu Mingwu 1194
- Droque image detecting and tracking based on iterative least squares ellipse fitting
Huang Bin, Sun Yongrong, Yang Bowen, Wang Xiaoxiao, Liu Xiaojun 1202

Image Understanding and Computer Vision

- Depth map super-resolution via adaptive weighting filter
Yang Yuxiang, Zeng Yu, He Zhiwei, Gao Mingyu 1210

Medicine Image Processing

- Novel 3D coronary artery extraction method using hierarchical clustering of spherical operator
Zheng Yongchang, Geng Chen, Song Shuang, Yang Jian 1219

Remote Sensing Image Processing

- Hyperspectral image coding with band ordering and 3D hybrid tree
Wang Xianghai, Xie Tian, Song Chuanming, Zhang Zhidi 1228
- Remote sensing image real-time progressive transmission based on multi-threads
Liu Wanjun, Meng Yu, Qu Haicheng, Shi Cuiping 1237

中图法分类号: TP391 文献标识码: A 文章编号: 1006-8961(2014)08-1219-09

论文引用格式: Zheng Y C, Geng C, Song S, Yang J. 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, 杨健. 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.][DOI:10.11834/jig.20140814]

应用球形算子层次聚类的3维冠脉跟踪提取

郑永昌¹, 耿辰², 宋爽², 杨健²

1. 中国医学科学院北京协和医院肝脏外科, 北京 100730; 2. 北京理工大学光电学院, 北京 100081

摘要: **目的** 计算机断层血管造影术(CTA)是冠脉疾病诊疗过程中最为常用的成像方法之一。然而造影图像中冠脉与其周边组织的灰度分布较为接近, 冠脉整体结构的识别较为困难。为此提出一种基于方向聚类的冠脉结构跟踪提取方法。**方法** 该方法首先使用闭运算及灰度拉伸对影像进行预处理, 然后在选定的种子点构造球形算子, 该球形算子由多对方向相反且从球心指向球壳的射线组成, 通过对多组数据进行分析得到血管在球形算子内部的灰度差异率特征, 对灰度差异率特征曲线构造2维凸包可得到射线与血管壁的交点, 以此获得血管段的分割结果以及指向血管走势的方向向量的集合, 应用最小距离层次聚类法对向量集合进行分类得到跟踪方向, 遍历整条血管完成对冠状动脉的分割。**结果** 实验结果表明, 本文方法能够获得较为精确的冠脉提取结果, 与近年流行算法相比在临床有效血管段的跟踪上具有一定优势。能够达到0.39 mm的跟踪精度。**结论** 本文方法的优势在于所提出的球形算子对不同形态的3维血管具有较好的适应性和鲁棒性。用于向量分类的层次聚类方法无需训练, 算法自动化程度高, 且分类较为准确。血管跟踪提取方法精度较高。

关键词: 计算机断层血管造影术; 分割; 球形算子; 方向聚类

Novel 3D coronary artery extraction method using hierarchical clustering of spherical operator

Zheng Yongchang¹, Geng Chen², Song Shuang², Yang Jian²

1. Department of Hepatic Surgery, Beijing Peking Medical Union, Beijing 100730, China;
 2. Department of Optoelectronics, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China

Abstract: **Objective** Computed tomography angiography (CTA) is one of the most widely used imaging techniques to diagnose coronary artery disease. However, the similarities of the gray scale distributions of both coronary arteries and surrounding tissues make the recognition of vascular structures difficult. This study proposes a coronary artery tracking method based on direction clustering. **Method** Vessel structures are enhanced by integrating the closing operation and adaptive grayscale stretching. A spherical operator is proposed for the detection of vascular boundaries. The operator is constructed by placing direction rays at the center of the extraction points. The intensity difference ratios of adjacent sampling points are extracted based on the intensity distribution on the rays. Vascular boundaries are then extracted and refined through convex hull optimization. Finally, hierarchical clustering is employed to extract the direction vector of the vascular structure. **Result** Results demonstrate that the proposed method can accurately extract the coronary artery from CTA images. The extraction accuracy can be reached to 0.39 mm. **Conclusion** The designed spherical operator can be well adaptive to different kinds of

收稿日期: 2014-01-17; 修回日期: 2014-03-03

基金项目: 国家重点基础研究发展计划(973) 基金项目(2010CB732505); 国家高技术研究发展计划(863) 基金项目(2013AA010803); 国家十二五规划项目(2013BAI01B01)

第一作者简介: 郑永昌(1980—), 男, 主治医师, 2008年于清华大学医学部北京协和医学院获医学博士学位, 主要研究方向为良恶性肿瘤的外科治疗、肝功能的评估以及医学3维成像等。E-mail: zyc_pumc@163.com

3D vessels. And the hierarchical clustering method that is used for the director vector classification don't need the training.

The proposed method has high automaticity and accuracy.

Key words: computed tomography angiography (CTA); segmentation; spherical operator; direction clustering

0 引言

计算机断层血管造影(CTA)成像技术利用螺旋CT在病患血管内造影剂充盈时进行图像采集,再通过重建技术实现血管的3维重建。该成像技术创伤小且可直接获得血管的3维结构,因而在临床中获得了广泛的应用。CTA也是冠脉疾病诊疗过程中较为常用的成像手段之一,然而由于冠脉覆盖在心肌表面,所获取的影像中冠脉的灰度分布易受心肌组织的干扰而呈现断裂的现象。迄今为止,临床医生对冠脉疾病的诊疗通常是在简单阈值分割的基础上根据经验判断估计病灶的位置及狭窄程度。该诊疗方法主观性较强,无法对病灶的严重程度及其治疗效果进行定量分析。冠脉分割提取技术能够从3维CTA体数据中对冠脉结构进行增强、中心线提取和直径检测。进而基于获得的几何结构信息,进行血液动力学模拟等定量分析。因此,冠脉分割提取技术对于冠心病的诊疗具有重要的临床意义。

近年来,冠脉的分割提取技术因其具有重要的临床意义而获得了广泛的研究。Yang等人^[1]提出一种全自动的基于CTA影像的冠状动脉分割方法,首先对图像进行预处理去除肺部血管及较小的线性噪声,而后利用改进的Frangi滤波算子^[2]计算图像中的局部高阶灰度特征,以此实现对血管结构的分割。该算法所需交互操作较少,自动化程度较高,但血管提取的精度易受背景噪声的影响。Egger等人^[3-5]则利用图割原理^[6]构造多种形态相结合的有向无环图,然后寻找有向无环图的最小分割路径实现对血管的分割。该算法的优势在于对目标边界的提取精度较高,但其仅适用于对指定区域中组织边界的分割,而对血管的弯曲特征适应性较差。Whited和Tyrrell等人^[7-8]则提出基于球形或椭球形模板的匹配方法对血管进行跟踪,此类方法的效果取决于模板形状及参数的设计。尽管分割结果有较好的平滑性,但模板的普适性较差。通过对目前算法的比较和分析,我们发现基于模板匹配的传统方法存在的主要问题是当匹配模板不能涵盖所有尺寸的血管或影像数据质量较差时,血管跟踪提取的精度

会大幅下降。而基于图像灰度特征的方法在精确性和准确度方面的优势较为突出,但由于影像数据的质量良莠不齐,影像数据的预处理过程往往对后续的分割结果产生显著的影响。另外,基于水平集的血管分割算法也已较为成熟,可获得精确的分割结果,但其一般需要较多的种子点,并且需手动选择目标分割区域,自动化程度较低。

为此,提出一种基于方向聚类的CTA影像3维血管跟踪方法。首先通过对图像进行闭运算和灰度拉伸,实现对血管的增强以及噪声的抑制;其次,在图像中手动选择种子点,利用设计的球形算子提取血管的边界并获得该处的血管中心线及血管的方向矢量集合,再通过方向聚类迭代得到球心移动的目标位置;最后,通过不断地移动球形算子使其遍历整个血管结构,最终实现对血管的分割提取。本文方法的主要流程如图1所示。

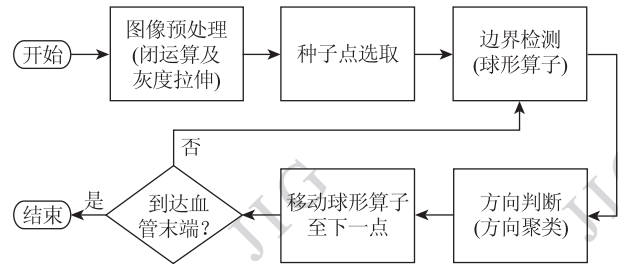


图1 方法主要流程

Fig. 1 Flow chart of the proposed method

1 方法

本文方法主要由图像预处理、边界检测和方向判断3个模块组成。CTA影像所包含的信息较为丰富,除心脏及其附属组织外,影像还包含部分肺部血管及其他结构等,肺部血管与冠状动脉相对距离较小,在进行血管跟踪时容易影响跟踪的精度,因此需要在进行血管跟踪前对影像进行预处理以尽可能地去掉肺部血管及其他结构所引起的噪声。本文方法在预处理阶段采取了感兴趣区域选取以避免周边组织的干扰,然后使用不同尺度的3维腐蚀和膨胀算子对3维影像数据进行闭运算处理,通过闭运算去

除连续性较差的影像噪声和肺部血管。另外,为了提高跟踪的质量及跟踪结果的连续性,以血管灰度信息为基础对影像数据进行灰度拉伸^[9],即

$$f(x) = (Max - Min) \cdot \frac{1}{\left(1 + e^{-\frac{x-\beta}{\alpha}}\right)} + Min \quad (1)$$

式中, Max 和 Min 分别为 CTA 影像数据的最大灰度值及最小灰度值, α 为目标灰度范围, β 为目标中心灰度值, x 为当前体素的灰度值。此时,在同样窗宽窗位下,从不同视角观察的影像数据的对比显示效果如图 2 所示。从图中可见,经过感兴趣区域选取、闭运算处理以及灰度拉伸的 CTA 影像数据中,对血管跟踪结果有干扰作用的肺部血管、肋骨等周边组织已经被去除,且冠脉血管与周围软组织间的对比度被明显加大。上述预处理效果在保证冠脉血管完整性的同时,显著提高了血管边界在 CTA 影像数据中的辨识度,为接下来的血管边界检测提取提供了良好的数据基础。

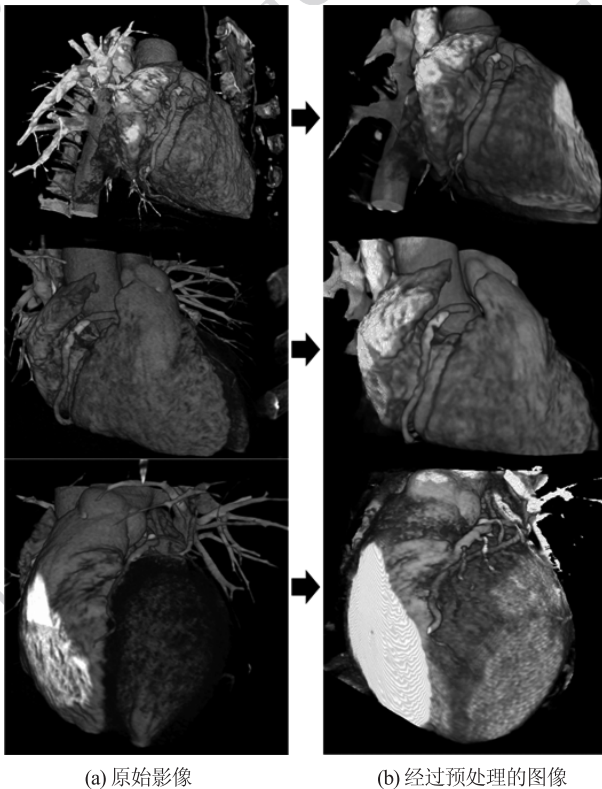


图 2 经过处理的 CTA 数据

Fig. 2 Preprocessed results

1.1 边界检测

边界检测主要通过构造球形算子对当前种子点所在区域的灰度分布进行统计,从而实现血管边

界以及几何对称中心的检测。球形算子的构造方式为:以点 $P(x, y, z)$ 为球心,半径为 R 构造球坐标系,其中天顶角 θ 的弧度值范围为 $[0, \pi]$,方位角 ϕ 的弧度值范围为 $[0, 2\pi]$,以一定弧度步长取相反方向的 θ 和 ϕ 作从球心至球面的射线对,使所有射线的 θ 和 ϕ 能够均匀覆盖球坐标系的弧度值范围,并且保证对于任何一条射线,都存在唯一一条具有完全相反方向的射线,如图 3 所示。 $P(x, y, z)$ 为欧氏空间中的一点, R, θ, ϕ 为球坐标系的半径、天顶角、方位角坐标。

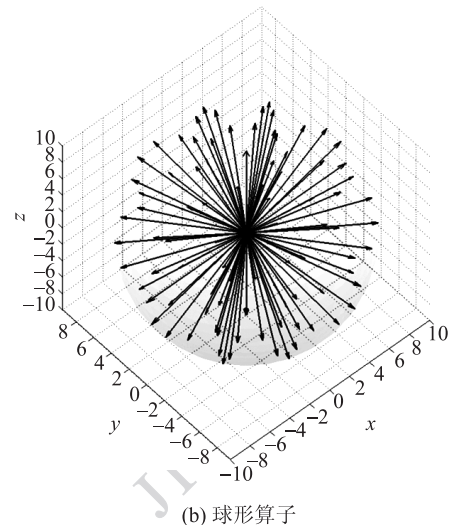
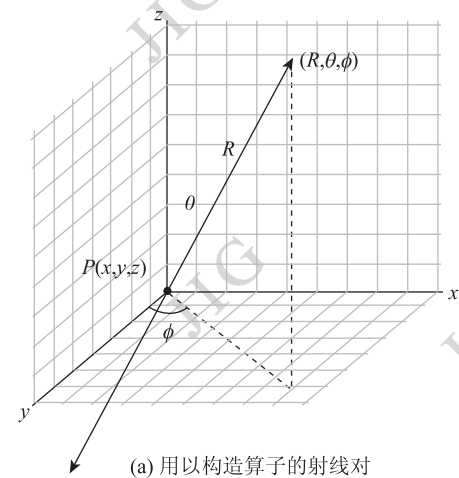


图 3 射线对的生成

Fig. 3 The construction of rays

对每对射线进行等间隔采样,若设随意采样点的灰度值为 $I_1(x_1, y_1, z_1)$,其相邻的采样点灰度为 $I_2(x_2, y_2, z_2)$,则相邻点间的灰度差异率可定义为

$$R = \left| \frac{I_1 - I_2}{I_1} \right| \times 100\% \quad (2)$$

由此,以射线上采样点的灰度差异率为纵轴,并沿直径对采样点进行编号,以此编号为横轴,可绘制如图4所示的散点图,每幅图都是由球形算子中所有射线上的采样点组成。通过观察可知,在CTA影像中血管内部从一点向相反方向发射两

条射线段,当这两条射线段与血管壁相交时,绘制沿这两条射线中其中一条的端点至另一条端点的灰度差异率曲线,此曲线上存在两个明显峰值,而峰值所对应的点即为射线段与血管壁的交点。

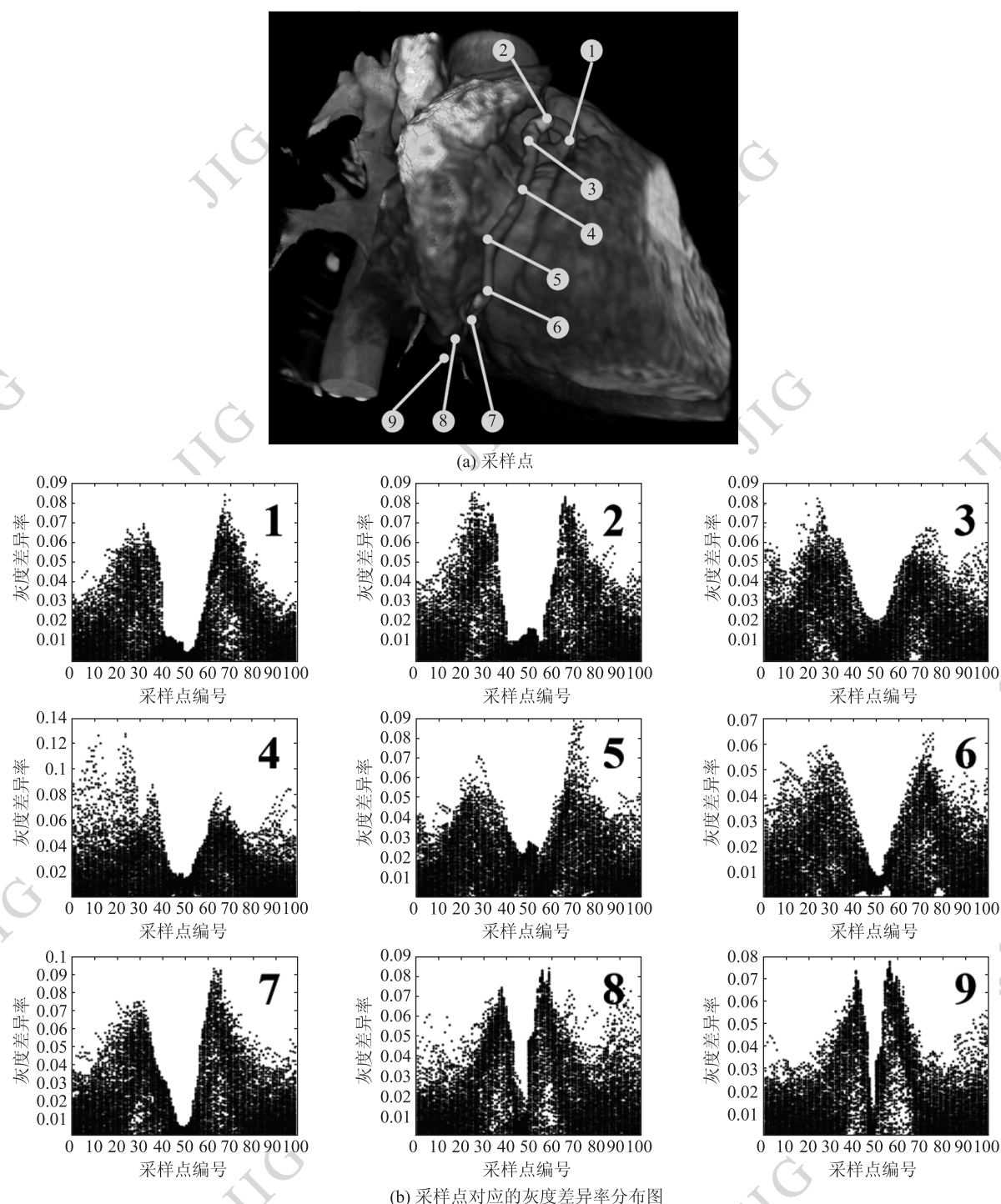


图4 CTA影像中沿冠脉的采样点特征

Fig. 4 Feature property of the extracted sample points along coronary artery

由此,对每一对具有相反方向的射线以一定间隔进行采样,若该对射线与血管壁相交,则总可以获得如图5(a)所示灰度差异率分布曲线。通过对多组数据中不同位置上球形算子中射线对的灰度差异率分布曲线进行规律统计,发现虽然当球形算子的射线对与血管壁相交时,其灰度差异率曲线存在两个明显的峰值,而且由于球形算子的球心位于血管内,所以这两个峰值对应的点在灰度差异率曲线中位于中央点的左右两侧,但是这两个峰值点在灰度差异率曲线中并非为灰度差异率最大的两个点,而都属于局部的极大值,无法通过灰度差异率的大小来得到峰值上的点。为了提取这一极大值特征,从曲线的形态入手,引入2维凸包的概念,即假设在欧氏空间中存在一组已知的2维点集,则2维凸包可以认为是在该空间中恰好将所有点都包括进去的一个凸多边形,且该凸多边形的顶点是由点集中的点组成。欧氏空间中点集的2维凸包如图6所示。

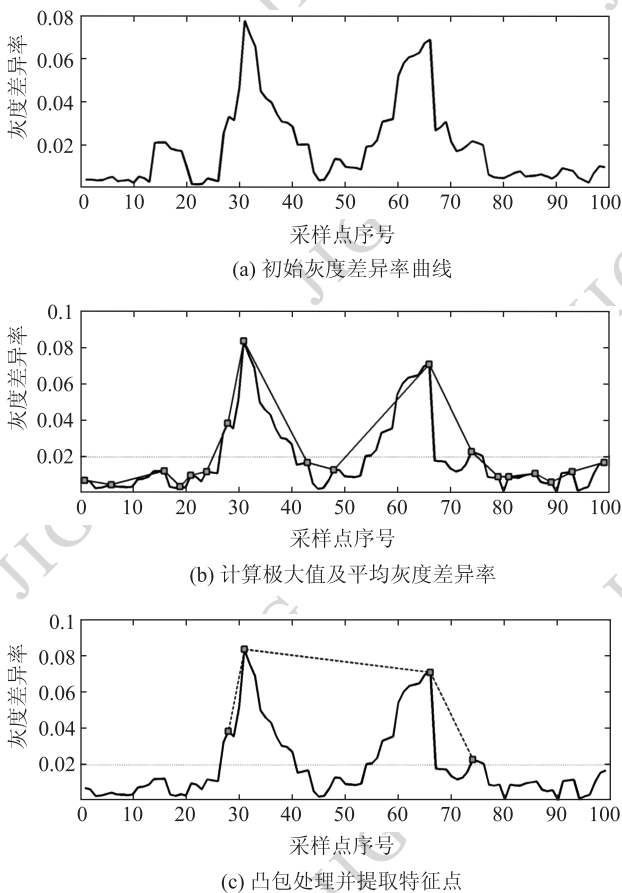


图5 射线对灰度差异率分布曲线

Fig. 5 Distribution of gray difference along sampling ray

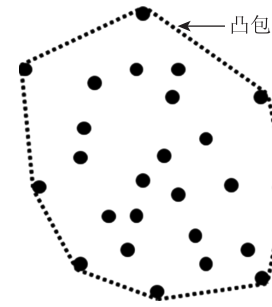


图6 欧氏空间内2维凸包示意图

Fig. 6 Two-dimensional convex hull

根据以上2维凸包的概念,对图5(a)所示曲线进行以下计算:首先通过计算得到曲线上所有的极大值点,如图5(b),并根据已得到的这些极大值点的灰度差异率计算其平均值,对高于这一平均值的极大值点利用2维凸包计算获得其在纵轴坐标在正象限范围内的凸包,如图5(c)所示,由于与血管壁的交点为整条线段上灰度差异率最大的两个点,因此取凸包左上和右上两个顶点,即得到该对射线与血管壁的两个交点,对球形算子中所有的射线对重复这一处理过程,最终获得该球形算子采样范围内血管壁上的3维点集。由于血管的管状结构具有对称性,因此通过计算采样点集球形算子的对称性即可获得血管的中心点坐标。

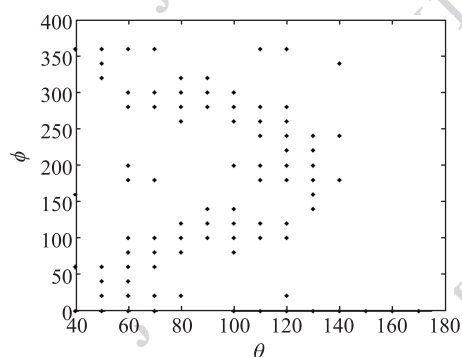
1.2 方向判断

前一步骤中已得到了球形算子所在范围内血管壁上的点构成的点集,并由此得到了血管的中心点。由于球形算子中所有射线的方向向量已知,且根据之前所述可知,与血管壁相交的射线对具有相邻点灰度差异率的显著特征,由此可推断凡是灰度差异率曲线不具有明显极大值特征的射线对,其指向必为血管内部方向。然而,由于CTA数据造影剂充盈的不均匀性,存在球形算子的发射射线与血管壁相交但无法检测到明显极大值的情况。此情况会对血管方向矢量的检测形成较大的干扰。

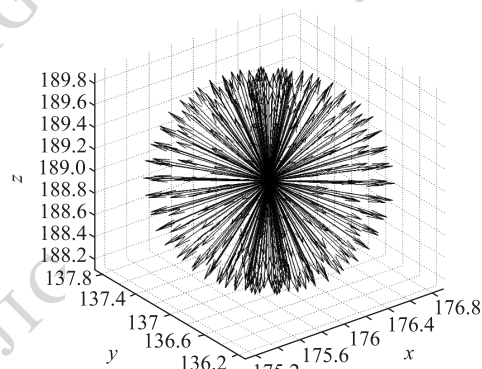
通过对比血管走势方向与血管壁的方向向量可知,当球坐标系的 θ 角和 ϕ 角采样间隔较小时,若相邻两条射线的 θ 角相同,而 ϕ 角间隔正好等于 ϕ 的采样间隔时,可认为这两条射线在以 θ 角为横轴,以 ϕ 角为纵轴的图中相连;同样,若两条射线的 ϕ 角相同, θ 角间隔正好等于采样间隔,也认为这两条射线在图中连通,根据这一规则,血管走势方向的射线束的连通度要远高于与血管壁相交但不具有明显灰度差异率特征的射线束的连通度。因此,通过如

图7所示方法,以 θ 角和 ϕ 角的连通度来对不具有明显灰度差异率特征的射线束进行错误射线去除,

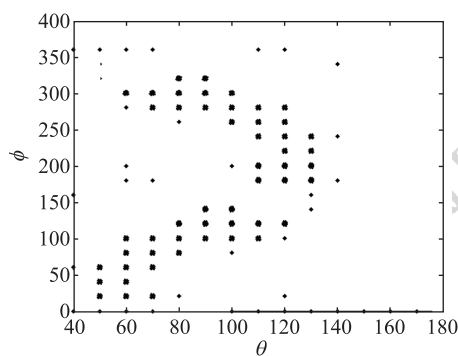
则可得到由方向向量指向血管走势方向的射线集合。



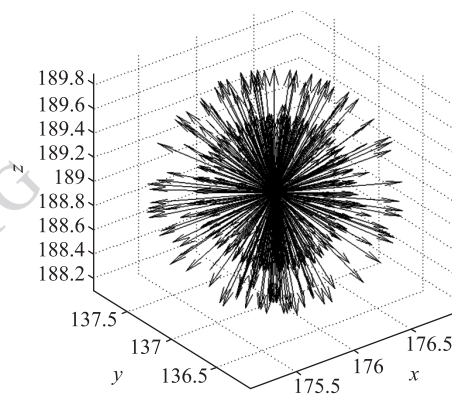
(a) 射线点阵图



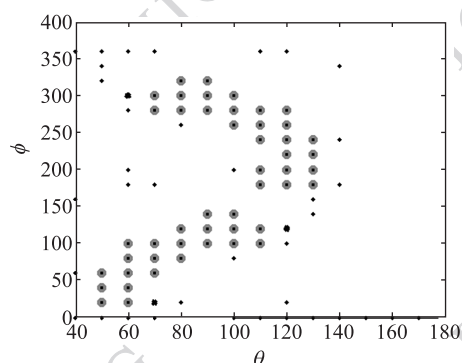
(b) 图(a)对应的射线



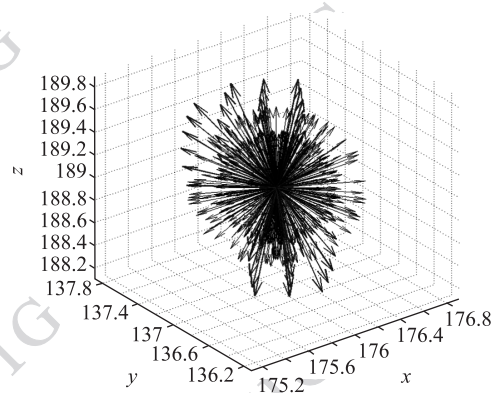
(c) θ 角方向连接度检测结果, 较大的点为通过检测的点



(d) 图(c)处理后的射线, 较长的为通过检测的射线



(e) ϕ 角方向连接度检测结果, 圆圈点为血管走势方向点



(f) 图(e)处理后对应的射线, 较长的射线为最终结果

图7 射线连通度判断

Fig. 7 Rays refinement

在得到了进行方向判断的射线集合后,采用基于方向矢量的层次聚类方法对其进行分类。层次聚类的基本思想是首先定义类与类之间的距离,然后在不断迭代的过程中将距离最近的两类样本合并,再重新计算新类与其他类之间的距离,直到将所有

类归为一类,或者最小类间的距离达到预设的阈值时停止。此类方法的优势在于不需要训练样本,对任何样本集都可以直接根据定义的距离进行划分。对于CTA影像,由于血管的几何形态较为规则,且球形算子中不同射线间的角度间隔固定,因此在初

始化时可预先定义分类的阈值以完成对血管走势方向的分类。在本文中,由于样本为射线的方向向量组成的集合,在对方向向量进行归一化之后,可计算两个向量 $\mathbf{a} = (x_1, y_1, z_1)$ 和 $\mathbf{b} = (x_2, y_2, z_2)$ 间的夹角,其所代表的距离度量可以通过这两个向量在向量3维空间中两个点的欧氏距离来表示。 $\mathbf{a}$ 、 $\mathbf{b}$ 间的夹角 θ 及欧氏距离 d 分别为

$$\begin{aligned} \theta(\mathbf{a}, \mathbf{b}) &= \arccos \langle \mathbf{a}, \mathbf{b} \rangle = \\ &= \arccos \left(\frac{x_1 x_2 + y_1 y_2 + z_1 z_2}{\sqrt{x_1^2 + y_1^2 + z_1^2} \sqrt{x_2^2 + y_2^2 + z_2^2}} \right) = \\ &= \arccos(x_1 x_2 + y_1 y_2 + z_1 z_2) \\ d(\mathbf{a}, \mathbf{b}) &= \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2} = \\ &= \sqrt{2 - 2(x_1 x_2 + y_1 y_2 + z_1 z_2)} \end{aligned} \quad (3)$$

根据以上选取的距离度量,采用最小距离法作为层次聚类的分析方法,最小距离法定义类间距离为

$$D_{ir}^2 = D_{ip}^2 - \frac{1}{2} |D_{ip}^2 - D_{iq}^2| \quad (4)$$

式中, D_{ij} 为类 ω_i 与类 ω_j 之间的距离,使用最小距离法进行层次聚类解决本文所提到的方向分类问题。设由单位方向向量组成的初始集合为 $S_N = \{S_1, S_2, \dots, S_n\}$, 式中 n 为样本数, $C_M = \{C_1, C_2, \dots, C_m\}$ 为样本分类结果, m 为分类数,初始时有 $m = n$, T 为阈值,此时每一个样本作为单独一类,计算步骤有如下:

1) 从 C_M 中任取两个类 $C_i, C_j, (i \in [1, m-1], j \in [i+1, m])$;

2) 分别从 C_i 和 C_j 中任取样本 $S_{ip} \in C_i$ 和 $S_{jq} \in C_j$, 保证在多次取样后得到类 C_i 和 C_j 中样本的所有配对组合;

3) 对所有配对组合计算 $D_{ij} = \min \{d(S_{ip}, S_{jq})\}$;

4) 如果 $D_{ij} < T_D$ (T_D 为阈值), 将 C_j 与 C_i 归为一类, 成为一个新类 $C'_i = \{C_i, C_j\}$, 则 $C_M = \{C'_i, \dots, C_{j-1}, C_{j+1}, \dots, C_m\}$, 返回步骤 1); 如果 $D_{ij} > T_D$, 终止, 输出分类结果。

总的来说,最小距离层次聚类将距离最近的两类划分为一类,通过多次迭代至类间距离不再满足迭代条件为止,上述分类过程也可用图 8 表示。

由上述计算可知对球形算子中没有明显灰度差异率的射线集,在利用连接度判断去除错误射线后,可将剩余射线的单位方向向量归为两类或 3 类。其中归为两类的结果对应于普通的冠状动脉,而归为 3 类则对应于具有分叉点的冠状动脉,通过对分类结果中每一类的向量集合求取其平均向量或加权平

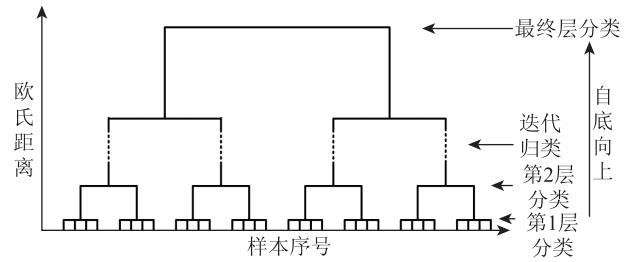


图 8 最小距离层次聚类法示意图

Fig. 8 Single linkage clustering method

均向量,即可得到对应血管走势的大致方向。对一组 CTA 影像中无分叉点部分的冠状动脉应用上述方向判断方法的过程及结果如图 9 所示,最终可得到两个血管的走势方向。

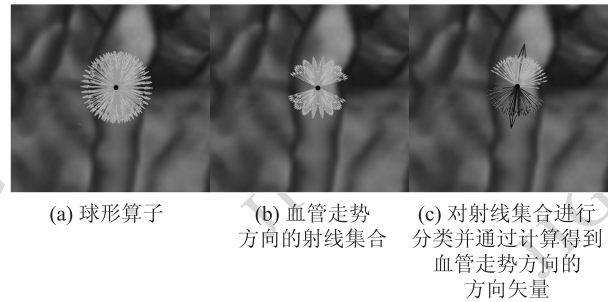


图 9 球形算子中的方向向量

Fig. 9 Direction vectors of the spherical operator

经过以上边界检测及方向向量聚类两部分,可得当前球形算子检测区域内的血管中心点 $(X_{center}, Y_{center}, Z_{center})$ 以及血管走势方向的两个方向向量 (V_{x1}, V_{y1}, V_{z1}) 与 (V_{x2}, V_{y2}, V_{z2}) 。设每次步进的距离为 s , 可得到下一个球形算子中心点的位置为

$$(X_{next}, Y_{next}, Z_{next}) =$$

$$(X_{center} + dV_{x1}, Y_{center} + dV_{y1}, Z_{center} + dV_{z1}) \quad (5)$$

由于误差的影响,所获得的两个方向向量并非精确的血管走势方向,但由于在血管的每个采样点都构造球形算子进行计算,通过选择合适的步进距离 s ,可保证每次计算得到的下一个点都在血管内部,通过构造的球形算子可得到该处血管中心点的位置,从而对上一个采样点所估计的方向向量进行误差修正。不断重复上述过程,即可实现对所有血管结构的检测。

2 实验

实验所使用的冠脉 CTA 影像来源于 MICCAI 竞赛所提供的公开数据集^[10],该影像在 Somatom Sensation 64 排螺旋 CT 上获取。而模拟血管数据是根

据已知的中心线和对应半径构建的冠脉,其血管内部的灰度分布满足高斯分布。为了对本文方法的跟踪结果进行量化的评价,在此引入 Rotterdam 冠脉跟踪评价方法(RCAA)^[11],该方法从算法的跟踪覆盖率以及准确度两个方面对血管跟踪算法进行评价。其中,算法的跟踪覆盖率由3个指标确定:1)跟踪结果的总覆盖率(V),即跟踪算法得到的中心线在实际血管壁内部的部分占全部血管中心线的比率;2)首次错误前的跟踪覆盖率(F),即从种子点起跟踪算法所得到的中心线第1次出现在实际血管壁外部时,已跟踪的部分占全部血管中心线的比率;3)临床有效覆盖率(T),一般认为半径大于0.75 mm的血管为临床有效血管段,小于此阈值的血管由于半径过小,其狭窄、钙化等异常情况可由人体自身进行治愈,无需临床干预,因此跟踪得到的中心线中所在血管半径大于0.75 mm的部分占全部临床有效血管段的比率亦为一项重要的评价指标。

血管体数据如图10所示,其结构中包括一条无分叉结构的模拟血管以及一条由3个分支结构组成的血管。该血管形态通过已有的冠脉中心线和其直径信息进行管状结构重建获得,而血管截面的灰度满足由中心线向边缘的高斯分布。在这两条血管的内部分别设置种子点,利用本算法进行血管跟踪,并使用RCAA评价方法对跟踪结果进行评价。本文方法跟踪结果的总覆盖率 V ,首次错误前覆盖率 F 以及临床有效组织覆盖率 T 均为100%,跟踪准确度在0.33 mm左右,远小于一个体素所对应的物理尺寸,可以说明本算法在模拟数据的跟踪中表现良好。

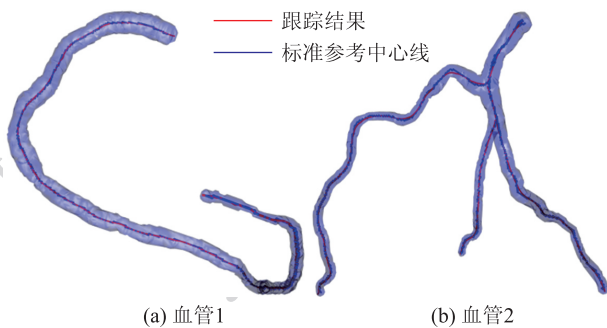


图10 模拟血管数据跟踪结果

Fig. 10 Extraction results of the simulated vessels

对于真实CTA数据,在右冠状动脉中选取一个种子点,使用本算法对右冠脉进行跟踪,其跟踪结果如图11所示。为了对提出的算法进行评价,将与以下5种方法进行比较,包括Zambal方法^[11],Wang

方法^[12],Kitslaar方法^[13],Tek方法^[14],Yang方法^[1]等。表1给出的是6种方法冠脉跟踪的评测结果。由表1中可以看出,总覆盖率 V 最好的方法为Yang方法,其方法基于改进的Frangi滤波器,自动化程度较高,总覆盖率 V 达到93.7%。而本文方法在总覆盖率上与其他4种算法相比略占优势,为86.9%,居于第2位。在首次错误覆盖率 F 上,本文方法与Yang方法相差无几,分别为73.7%和74.2%,与其他方法相比具有明显优势。而对于临床有效覆盖率来说,由于本文采用的跟踪方法种子点位于血管内部,且所提取的特征与非血管组织具有较大差异,最终实现临床有效覆盖率 T 达到98.3%,优于其他所有算法。但在准确度的评价中,本文算法获得的准确度与其他算法相比并无优势,与Wang的算法持平,均为0.39 mm,其他算法的准确度则在0.30 mm左右。但是对于本文所采用的数据来说,0.39 mm的误差依旧处于一个体素范围内,因此几种算法的提取精度在数值上虽然有所差距,但对临床冠脉跟踪的效果并无影响。由以上分析可知,本文所提出

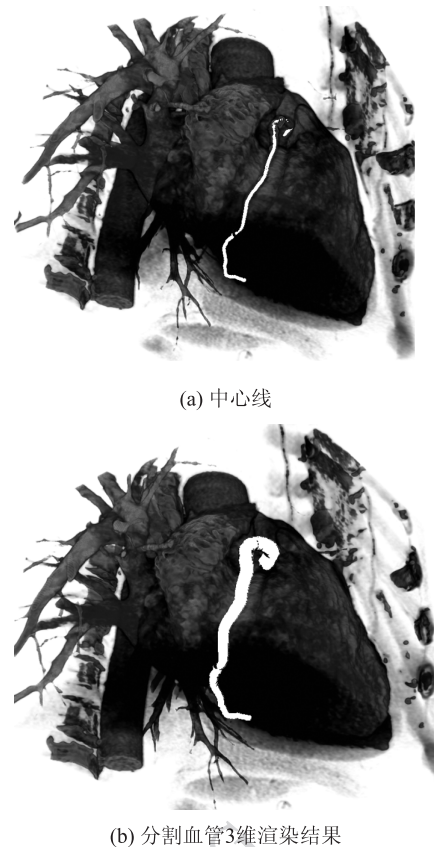


图11 真实CTA影像冠脉跟踪结果

Fig. 11 Extracion results of the right coronary artery from real CTA data

的算法在临床有效覆盖率上与其他算法相比具有明显优势,且在总覆盖率 V 、首次错误覆盖率 F 方面亦获得了较大的进步。

表 1 本文算法和其他算法的比较结果

Table 1 Comparison of different vessel extraction methods

方法	$V/\%$	$F/\%$	$T/\%$	准确度/mm
Kitslaar	78.8	64.4	81.2	0.29
Wang	75.6	56.1	78.7	0.39
Zambal	84.7	65.3	87.0	0.28
Tek	84.7	59.5	86.2	0.34
Yang	93.7	74.2	95.9	0.30
本文	86.9	73.7	98.3	0.39

3 结 论

本文提出了一种主要以球形算子和方向聚类为基础的 CTA 影像血管跟踪算法。球形算子由多对从球心向相反方向投射出的射线对组成。通过对已知血管中心线的多组 CTA 影像数据进行分析 and 总结,得到沿射线方向血管边界的灰度差异率特征。即当相反方向的射线对与血管壁相交时,射线对的灰度差异率曲线一定具有两个明显的峰值。由此,引入 2 维凸包对峰值上的点进行提取,实现了对血管边界及对应范围内血管中心点的精确检测。通过对灰度差异率特征射线进行筛选,得到包含血管走势方向的方向向量集合,利用球坐标系下的角度连接度去除集合中的无效向量后,采用层次聚类方法对归一化的向量集合进行分类,得到血管走势方向向量以及血管跟踪下一步球形算子的球心位置,以此遍历整条血管实现对 CTA 影像中冠状动脉的分割。

本文方法的优势在于所提出的球形算子对不同形态的 3 维血管具有较好的适应性,其应用的边界特征识别率较高,对血管走势方向向量集合的采集结果鲁棒性较好。用于向量分类的层次聚类方法无须训练,且不同尺度球形算子中相邻射线的单位方向向量距离保持恒定,层次聚类的划分阈值可由数据自动确定,算法自动化程度高,且分类较为准确。通过与其他研究者提出的冠脉分割算法的比较可见,本文所提出的血管跟踪提取方法精度较高,能够达到 0.39 mm 的跟踪精度。

参考文献 (References)

- [1] Yang G Y, Kitslaar P, Frenay M, et al. Automatic centerline extraction of coronary arteries in coronary computed tomographic angiography[J]. The International Journal of Cardiovascular Imaging, 2012, 28(4): 921-933.
- [2] Frangi A, Niessen W, Vincken K, et al. Multiscale vessel enhancement filtering[J]. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, 1998: 130-137.
- [3] Egger J, Kapur J, Dukatz T, et al. Square-Cut: a segmentation algorithm on the basis of a rectangle shape[J]. Peos one, 2012, 7(2): 1-13.
- [4] Egger J, Grosskopf S, Nimsky C, et al. Modeling and visualization techniques for virtual stenting of aneurysms and stenoses[J]. Computerized Medical Imaging and Graphics, 2012, 36(3): 183-203.
- [5] Egger J, Bauer M, Kuhnt D, et al. Nugget-cut: a segmentation scheme for spherically-and elliptically-shaped 3D objects[J]. Pattern Recognition, 2010, 6376: 373-382.
- [6] Boykov Y, Kolmogorov V. An experimental comparison of min-cut/max-flow algorithms for energy minimization in Vision[J]. IEEE Transactions on PAMI, 2004, 26: 1124-1137.
- [7] Whited B, Rossignac J, Slabaugh G, et al. Pearling: stroke segmentation with crusted pearl strings[J]. Pattern Recognition and Image Analysis, 2009, 19:277-283.
- [8] Tyrrell J A, di Tomaso E, Fuja D, et al. Robust 3-D modeling of vasculature imagery using superellipsoids[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2007, 26:223-237.
- [9] Cloutier G, Soulez G, Qanadli S D, et al. A multimodality vascular imaging phantom with fiducial markers visible in DSA, CTA, MRA, and ultrasound[J]. Medical Physics, 2004, 31: 14-24.
- [10] Schaap M, Metz C T, Walsum T, et al. Standardized evaluation methodology and reference database for evaluating coronary artery centerline extraction algorithms[J]. Medical Image Analysis, 2009, 13:701-714.
- [11] Zambal S, Hladuvka J, Kanitsar A, et al. Shape and appearance models for automatic coronary artery tracking[J/OL]. The Midas Journal, 2008. <http://hdl.handle.net/10380/1460>.
- [12] Wang C, Smedby O. An automatic seeding method for coronary artery segmentation and skeletonization in CTA[J/OL]. The Midas Journal, 2008. <http://hdl.handle.net/10380/1434>.
- [13] Kitslaar P, Frenay M, Oost E, et al. Connected component and morphology based extraction of arterial centerlines of the heart (CocomoBeach)[J/OL]. The Midas Journal, 2008. <http://hdl.handle.net/10380/1460>.
- [14] Gülsün M A, Tek H. Robust vessel tree modeling[C]//Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. New York: Springer, 2008, 602-611.