

基于方向信息测度约束的自适应血管跟踪方法

俞恒永, 牟轩沁, 蔡元龙

(西安交通大学电子与信息工程学院图像处理与识别研究所, 陕西西安 710049)

摘要: 针对血管的叠加与分叉问题, 本文提出了一种基于象素方向信息测度约束的自适应血管跟踪方法. 在启发式血管追踪过程中, 本文构造了一种边缘度量函数来检测血管边缘. 同时, 本文还引入了一些措施来提高血管追踪精度, 如步长自适应调整、方向惯性机制、四边形修正方法等. 试验结果表明, 本文方法在血管发生叠加和分叉时, 可以正确的对血管进行跟踪, 达到令人满意的效果.

关键词: 血管跟踪; 方向信息测度; 边缘度量函数; 四边形修正

中图分类号: R445 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112(2002)05-0643-04

Adaptive Vessel Tracking Algorithm Based on Constraint of Directional Information Measure

YU Heng-yong, MOU Xu-an-qin, CAI Yuan-long

(Institute of Image Processing, Xi'an Jiaotong Univ., Xi'an, Shaanxi 710049, China)

Abstract: To solve the problem of vessel bifurcation and overlap, an adaptive tracking algorithm based on the constraint of directional information measure is proposed. In the heuristics tracking procedure, an edge measure function is defined to detect vessel edge. Simultaneously, some strategies are introduced to improve the detective precision, such as step adjustment, direction inertia and quadrangle modification. Experimental results show that the proposed algorithm can correctly track the vessel when bifurcate and overlap occurs.

Key words: vessel tracking; directional information measure; edge measure function; quadrangle modification

1 引言

血管跟踪是血管测量、血流分析以及血管三维重建的基本步骤, 提取的血管信息对于临床诊断具有非常重要的参考意义. 近年来很多人在此方面进行了深入的研究. 已有的血管跟踪方法^[1-7]有一个共同的不足之处, 就是基本上没有很好的解决血管分叉、重叠时出现的错误. 作为一种特殊的图像结构, 血管具有四个连续性: 位置上的连续性、血管曲率的连续性、血管宽度的连续性和血管密度的连续性. Sun Y 等的方法^[1-3]充分利用了血管位置的连续性, 在血管跟踪方面已经取得了很好的效果. 然而 Sun Y 的匹配滤波的方法, 不能很好的解决血管的叠加和分叉问题. 本文在 Sun Y 工作的基础上, 充分利用血管的连续性信息, 以图像的方向信息测度作为约束条件, 构造了边缘度量函数, 同时引入了步长自适应调整、方向惯性机制、四边形修正方法, 较好的解决了血管分叉与重叠问题.

2 图像的方向信息测度

图像边缘的重要特征之一就是边缘具有方向性, 杨海军提出了一种简单实用的信息测度来度量图像边缘的方向

性^[8].

设图像 f 当前象素点的坐标为 (i, j) , 其邻域 $W = \{(m, n) \mid |m - i| \leq L, |n - j| \leq L\}$ 为一矩形窗口, l_0 是过中心点 (i, j) 角度为 θ 的一条直线, 它将 W 分成 2 半 S_{01} 和 S_{02} , 则方向性图像信息测度定义为:

$$D_{i,j} = \max_{0^\circ \leq \theta < 180^\circ} (d_0) - \min_{0^\circ \leq \theta < 180^\circ} (d_0) \quad (1)$$

其中:

$$d_0 = \left| \sum_{(i,j) \in S_{01}} f(i,j) - \sum_{(i,j) \in S_{02}} f(i,j) \right| \quad (2)$$

由于求方向信息测度不需要对图像进行平滑卷积, 与传统的利用梯度确定边缘的方法相比, 不存在由差分引起的边缘位置平移问题^[9]. 在对血管进行跟踪的过程中, 利用方向信息测度可以准确确定血管边缘的位置, 提高血管跟踪结果的精度.

3 血管跟踪算法

3.1 跟踪的基本过程

设当前检测到的血管轴线中心点为 P_k , 方向为 u_k , 半径为 R_k , 左右边界点为 E_k^L, E_k^R , 算子 $G(\cdot)$ 表示取所在点的灰

度, $D(\cdot)$ 表示取所在点的方向信息测度. 考虑到血管位置上的连续性, 血管追踪的基本过程(如图 1), 可以描述为:

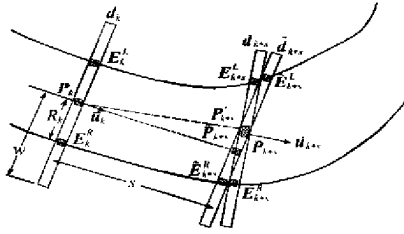


图 1 血管追踪的基本过程

步骤 1: 自适应调整预测步长
计算初始的预测步长

$$s = s_0 = C_s R_k \quad (3)$$

计算初始的预测轴线中心

$$\tilde{P}_{k+s} = P_k + su_k \quad (4)$$

计算灰度变化率

$$gr = \frac{|G(\tilde{P}_{k+s}) - G(P_k)|}{G(P_k)} \quad (5)$$

如果 $gr > gr_{max}$, 则步长 s 减 1 进入循环处理过程, 直至满足 $gr < gr_{max}$. 由于血管密度是连续的, 这样做可以保证预测得到的轴线中心 \tilde{P}_{k+s} 落在血管内部.

步骤 2: 预测左右边界

以 \tilde{P}_{k+s} 为中心在 u_k^\perp 方向上对方向信息测度进行重新采样, 得到长度为 $2w+1$ 的一维数组 \tilde{d}_{k+s} . 这里 u_k^\perp 表示与 u_k 垂直的方向, w 为窗口半宽

$$w = C_w R_k \quad (6)$$

针对 \tilde{d}_{k+s} , 本文构造了一个简单的边缘度量函数(见 3.2), 边缘度量函数的最大点被确定为血管边缘.

步骤 3: 惯性调整当前血管方向

$$\tilde{P}'_{k+s} = \frac{\tilde{E}_{k+s}^L + \tilde{E}_{k+s}^R}{2} \quad (7)$$

$$u_{k+s} = \frac{C_d s_0 u_k + \tilde{P}'_{k+s} - P_k}{\|C_d s_0 u_k + \tilde{P}'_{k+s} - P_k\|} \quad (8)$$

这里 $\|\cdot\|$ 表示向量的 2 范数. 当步长 s 较小时, 方向误差将会增加, 根据血管曲率的连续性, 引入惯性系数 C_d 可以克服该问题.

步骤 4: 确定血管左右边界

以 \tilde{P}'_{k+s} 为中心在 u_{k+s} 方向上对方向信息测度进行重新采样得到数组 d_{k+s} , 采取与步骤 2 相同的方法, 确定左右边界 E_{k+s}^L 、 E_{k+s}^R .

步骤 5: 计算血管跟踪结果

计算血管的中心 P_{k+s} 与半径 R_{k+s}

$$P_{k+s} = \frac{E_{k+s}^L + E_{k+s}^R}{2} \quad (9)$$

$$R_{k+s} = \frac{\|E_{k+s}^L - E_{k+s}^R\|}{2} \quad (10)$$

记左右边界 E_{k+s}^L 、 E_{k+s}^R 在数组 d_{k+s} 中对应的方向信息测度为 $d_{k+s}[I_L]$ 、 $d_{k+s}[I_R]$, 那么血管边缘的方向信息测度均值

$$M_{k+s}^E = \frac{d_{k+s}[I_L] + d_{k+s}[I_R]}{2} \quad (11)$$

血管内部的方向信息测度均值为:

$$M_{k+s}^I = \frac{1}{I_R - I_L - 1} \sum_{i=I_L+1}^{I_R-1} d_{k+s}[i] \quad (12)$$

我们认为血管边缘的方向信息测度应该明显大于血管内部的方向信息测度. 因此定义信息测度鉴别量如下:

$$dr = \frac{M_{k+s}^E - M_{k+s}^I}{M_{k+s}^E} \quad (13)$$

如果 $dr < dr_{min}$ 或者到达图像边界, 则停止血管跟踪, 否则转步骤 1.

3.2 边缘度量函数

如图 2 所示, 记

血管垂直方向上的方向信息测度的一维采样序列为 \tilde{d}_{k+s} , 对应坐标点序列为 \tilde{P}_{k+s}^\perp , 有

$$\tilde{d}_{k+s}[i] = D(\tilde{P}_{k+s}^\perp[i]) \quad (14)$$

这里算子 $D(\cdot)$ 表示取方向信息测度.

设左右边界的初始预测点为 E_{k+s}^L 、 E_{k+s}^R , 其中:

$$E_{k+s}^L = E_k^L + su_k \quad (15)$$

$$E_{k+s}^R = E_k^R + su_k \quad (16)$$

则左边缘度量函数可以定义为:

$$f_{k+s}^L[i] = f_+ + f_- - f_p \quad (17)$$

其中左度量分量

$$f_+ = \tilde{d}_{k+s}[i] - \tilde{d}_{k+s}[i-1] \quad (18)$$

右度量分量

$$f_- = \tilde{d}_{k+s}[i] - \tilde{d}_{k+s}[i+1] \quad (19)$$

罚函数分量

$$f_p = C_p \|\tilde{P}_{k+s}^\perp[i] - E_{k+s}^L\| \quad (20)$$

同理可以定义右边缘度量函数, 只要将 f_p 定义为:

$$f_p = C_p \|\tilde{P}_{k+s}^\perp[i] - E_{k+s}^R\| \quad (21)$$

3.3 四边形修正方法

由于血管分叉、叠加以及噪声的存在, 上述步骤 2 中确定的左右边界, 可能会出现错误. 当 \tilde{E}_{k+s}^L 出错时, 可以根据 E_k^L 、 E_k^R 和 \tilde{E}_{k+s}^R , 利用四边形修正方法对 \tilde{E}_{k+s}^L 进行修正.

步骤 1: 错误检测

计算血管直径的变化

$$\delta_{k+s} = \|\tilde{E}_{k+s}^L - \tilde{E}_{k+s}^R\| - 2R_k \quad (22)$$

如果 $|\delta_{k+s}| > \delta_{k+s}^{max}$, 则需要修正. 其中:

$$\delta_{k+s}^{max} = C_\delta R_k + C_c \quad (23)$$

这样做的依据是血管宽度具有连续性. 其中 C_δ 表示血管宽度允许的变化系数, C_c 表示由数字量化产生的截断误差.

步骤 2: 判别修正点

$$\theta_{k+s}^L = \cos^{-1} \left(\frac{\langle \tilde{E}_{k+s}^L - E_k^L, u_k \rangle}{\|\tilde{E}_{k+s}^L - E_k^L\|} \right) \quad (24)$$

$$\theta_{k+s}^R = \cos^{-1} \left(\frac{\langle \tilde{E}_{k+s}^R - E_k^R, u_k \rangle}{\|\tilde{E}_{k+s}^R - E_k^R\|} \right) \quad (25)$$

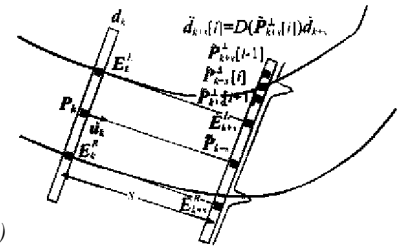


图 2 边缘度量函数的计算示意图

当血管其中一个边界点发生错误时, 我们认为与血管方向夹角较小的那个是正确的, 另一个是错误的. 因此, 如果 $\theta_{k+s}^l > \theta_{k+s}^r$, 则

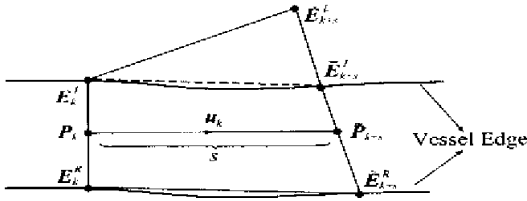


图 3 四边形修正原理

对 E_{k+s}^l 进行修正, 否则对 E_{k+s}^r 进行修正.

这里 $\langle \cdot, \cdot \rangle$ 表示向量的点乘.

步骤 3: 修正方法(以 E_{k+s}^l 为例子)

如图 3 所示, E_k^l 、 E_k^r 、 E_{k+s}^l 、 E_{k+s}^r 可以连接成一个四边形, 过 E_k^l 做一平行于 $E_k^r E_{k+s}^r$ 的直线交 E_{k+s}^l 、 E_{k+s}^r 于点 E_{k+s}^l , 则 E_{k+s}^l 即为修正后的 E_{k+s}^l .

4 试验结果

4.1 启发式血管跟踪

本文的跟踪算法是一种启发式搜索方法, 需要用户指定被跟踪血管的起点和方向. 跟踪过程中共有 8 个经验参数, 它们可以总结为表 1.

表 1 启发式搜索经验参数表

符号	取值	意义与作用
C_s	2	初始预测步长比例系数, 控制最大预测步长
C_w	2	搜索窗口比例系数, 控制血管边缘的搜索范围
C_d	0.5	方向惯性系数, 消除由步长太小引起的方向误差
g_{max}	0.3	灰度变化率最大允许值, 保证当前预测轴线中心位于血管内部
C_p	20	边缘度量函数的罚函数系数, 消除被检测边缘附近其他边缘的影响
dr_{min}	0.1	信息测度最小鉴别量, 控制血管跟踪过程
C_δ	0.1	四边形修正中的阈值选择参数, 计算血管边缘错误检测的阈值, 决定是否进行四边形修正
C_e	1.5	

4.2 血管跟踪结果

本文的试验图像, 是利用西安交通大学图像处理与识别研究所研制的“RA3900 型医用 X 线数字成像系统”, 在第四军医大学西京医院放射科 Polydoras80A 大 C 臂 X 线机上采集得到的. 图 4(a) 是人的骨盆造影图的一部分, 有 2 条大动脉相距很近, 同时有血管叠加和分叉现象发生, 图 4(b) 是相应的方向信息测度图, 图 4(c) 是本文方法得到的结果, 图 4(d) 是利用文[2]的方法跟踪得到的结果. 由于右侧有一根几乎与跟踪对象平行的血管存在, 并且有很多分叉, 造成了血管的叠加现象, 受分叉与叠加的影响, 文[2]的方法没有正确的将血管跟踪出来(如图中箭头所示), 本文方法则很好的克服了这个问题. 5(a) 是人的脑部数字减影(DSA)图的一部分, 该图的背景相当复杂, 图 5(b)、(c)、(d) 分别是相应的结果. 由于该图的叠加现象特别严重, 文[2]方法得到的结果中血管位置明显

发生了错误(如图中箭头所示), 而本文方法则没有出现这种问题.

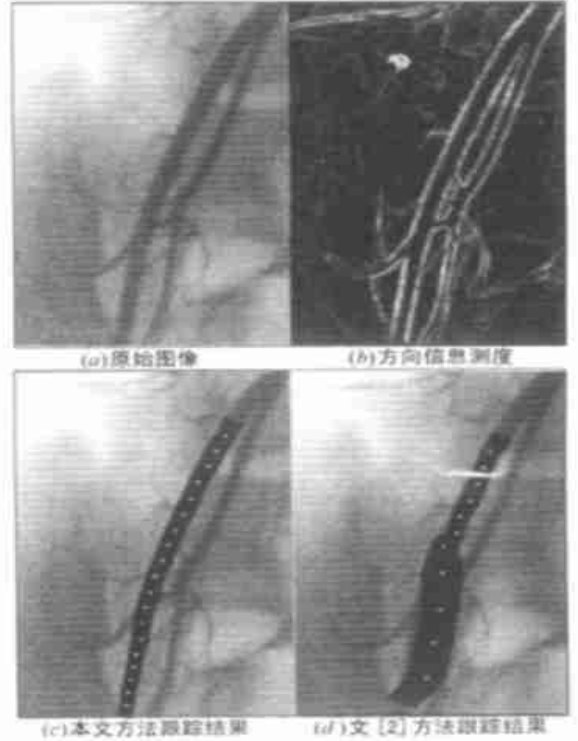


图 4 骨盆动脉跟踪结果

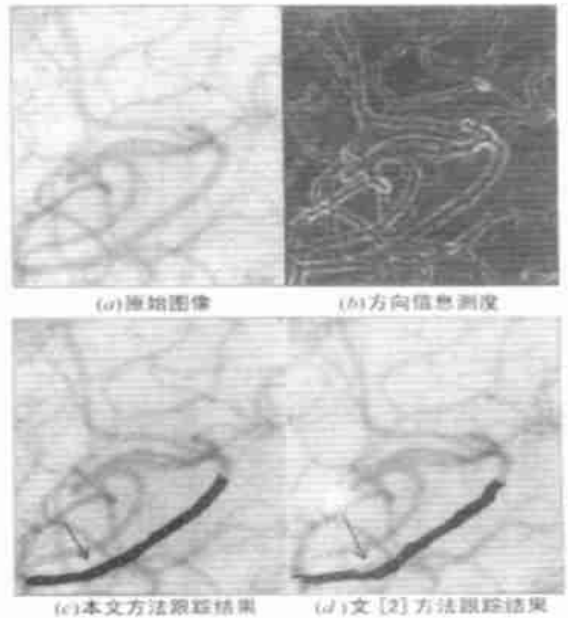


图 5 脑部血管跟踪结果

5 结束语

本文提出了一种新的血管跟踪方法, 该方法以图像的方向信息测度作为约束条件, 充分利用血管的连续性信息, 较好的解决了血管分叉与重叠问题, 克服了血管附近其他血管的

干扰, 试验结果证明了本方法的优越性.

参考文献:

- [1] Ying Sun. Automated identification of vessel contours in coronary arteriograms by an adaptive tracking algorithm [J]. IEEE Trans. On Medical Imaging, 1989, 8(1): 79- 88.
- [2] Ying Sun, R J Luciani, S A Chiamida. Directional low-pass filtering for improved accuracy and reproducibility of stenosis quantification in coronary arteriograms [J]. IEEE Trans. On Medical Imaging, 1995, 14(2): 242- 248.
- [3] Iching Liu, Ying Sun. Recursive tracking of vascular networks in angiograms using a detection-deletion scheme [J]. IEEE Trans. On Medical Imaging, 1993, 12(2): 334- 341.
- [4] Milan Sonka, G K Reddy, M D Winniford, et al. Adaptive approach of accurate analysis of small diameter vessels in cineangiograms [J]. IEEE Trans. On Medical Imaging, 1997, 16(1): 87- 95.
- [5] Anindya Sen, Li Lan, K R Hoffmann. Quantitative evaluation of vessel tracking techniques on coronary angiograms [J]. Medical Physics, 1999, 26(5): 698- 706.
- [6] Kostas Haris, S N Efstratiadis, N Maglaveras, et al. Model-based morphological segmentation and labeling of coronary angiograms [J]. IEEE Trans. On Medical Imaging, 1999, 18(10): 1003- 1015.
- [7] S James Chen, J D Camoll. 3D reconstruction of coronary arterial tree to optimize angiographic visualization [J]. IEEE Trans. On Medical Imaging, 2000, 19(4): 318- 336.
- [8] 杨海军, 梁德群. 一种新的基于信息测度和神经网络的边缘检测方法 [J]. 电子学报, 2001, 29(1): 51- 53.

- [9] S R Fleagle, M R Johnson, C J Wilbricht, et al. Automated analysis of coronary arterial morphology in cineangiograms: geometric and physiologic validation in humans [J]. IEEE Trans. On Medical Imaging, 1989, 8(2): 387- 400.

作者简介:



俞恒永 男, 1975 年 8 月生于山东滕州. 博士生. 1994 年保送入西安交大教改班学习, 1998 年保送入西安交大图像所攻读博士学位. 主要研究方向为基于旋转 DSA 的三维血管重建, 人脸检测与识别等.



牟轩沁 男, 1964 年 4 月生于湖南湘潭. 副教授, 西安交通大学图像处理与识别研究所所长, 目前的主要研究方向为医学数字成像技术和智能交通技术, 主持过国家“863 计划”和自然科学基金等多个项目的研究工作, 其中包含重大项目, 已有两项成果获得省部级奖励.

蔡元龙 男, 1928 年 5 月出生于浙江温州, 教授、博导, 一直从事仪器仪表、图象处理及模式识别领域的研究工作, 曾任中国仪器仪表学会理事、陕西省仪器仪表学会副理事长、中国图象图形学会常务理事、陕西省生物医学工程学会常务理事等职, 主持过多项国家自然科学基金和国家科技攻关项目, 获得国家教委和电子部科技进步二等奖等三项, 发表论文 100 余篇, 编著教科书两部.