

模糊及强噪声条件下中心线的提取

何沙¹⁾ 杨学良²⁾ 戴汝平¹⁾

¹⁾(中国医学科学院中国协和医科大学心血管病研究所阜外医院放射科, 北京 100037)

²⁾(中国科技大学研究生院计算机系, 北京 100039)

摘要 提出一种“重心预取多尺度求精”的中心线提取算法,即利用重心估算大致的中心线,并在线上的关键点附近,特别是分叉处进行多尺度求精,从三维图象中提取树状分支物体的中心线.该算法综合了重心法估算的简单性和尺度空间分析法的准确性等特点,特别适合在边界模糊、强噪声条件下的应用.该算法已成功地应用在医学CT心脏三维图象的可视化中,文中同时说明了如何从中心线生成曲截面展开图,首次实现了分支血管的曲截面显示.

关键词 中心线 重心 多尺度 曲截面

中图法分类号: TP391.41 R445 文献标识码: A 文章编号: 1006-8961(2000)05-0420-05

Medial Axis Extraction from Blurred and Noisy Images

HE Sha¹⁾, YANG Xue-liang²⁾, DAI Ru-ping¹⁾

¹⁾(Cardiovascular Institute and Fuwai Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences and Beijing Union Medical College, Beijing 100037)

²⁾(Department of Computer Science, Chinese University of Science and Technology, Beijing 100039)

Abstract In order to extract medial axes of tree-like objects from three-dimensional images. A medial axis extraction algorithm is presented, it estimates coarse medial axis using centroids and applies multi-scale refinement to its main points, especially at bifurcations. The algorithm has both simplicity (as of centroid algorithms) and accuracy (as of scale space analysis methods) properties, and is suited in blurred and noisy conditions. The algorithm is successfully applied to the visualization of three-dimensional images of human heart that are acquired from medical CT. The method of generating curved section from medial axis and spreading it to screen is also given. Curved sectional display of branched vessels is firstly realized.

Keywords Medial axis, Centroid, Multiscale, Curved section

0 引言

从三维图象中提取物体的中心线,起源于用广义圆柱体表示物体.它是图象分析的一个基本问题.从提取中心线出发,可以继续进行目标识别、图象匹配和插值等工作.已有的中心线提取算法可分为细化法、重心法和尺度空间分析法.本文提出的改进算法结合了重心法和尺度空间分析法的优点,已在医学三维图象中应用,并收到了满意的效果.

1 中心线提取算法回顾

1.1 细化算法

细化是指将二值图象中的物体,从边缘开始,层层剥去,并保持拓扑一致,可以得到物体的骨架线或中心线^[1].这类算法在物体边界清楚的条件下能得到很好的结果,因此很早就用于文字识别等领域.但对于存在噪声的灰度图象,二值化后,物体边界会有毛刺,内部会有小孔,细化后的中心线就会有大量多余

分支和环, 必须再根据具体问题来制定修剪策略^[2].

1.2 重心算法

三维图象经常是用一组平行截面来采集的, 在截面上求出物体剖面的重心即可以连接成中心线. 但截取的方向不同, 得到的中心线可以相差很远. 于是, Verroust 和 Lazarus^[3] 提出了先计算起点到物体表面每个点的路程, 再按路程分组求重心, 并将其连接成中心线的方法, 并根据组的连通性判断中心线的分叉(图 1). 虽然他们的算法已在激光扫描器采集的物体表面轮廓点求取中心线时应用, 但经过我们改进后, 则能用于快速估算二值化后的三维图象上物体大致的中心线, 且受噪声影响小. 但从提取出的叠画在血管三维图象上的血管中心线最大亮度投影图(彩色图版 I 中的图 1) 上容易看出, 中心线在某些部分偏离视觉中心, 而且分叉点有滞后现象.

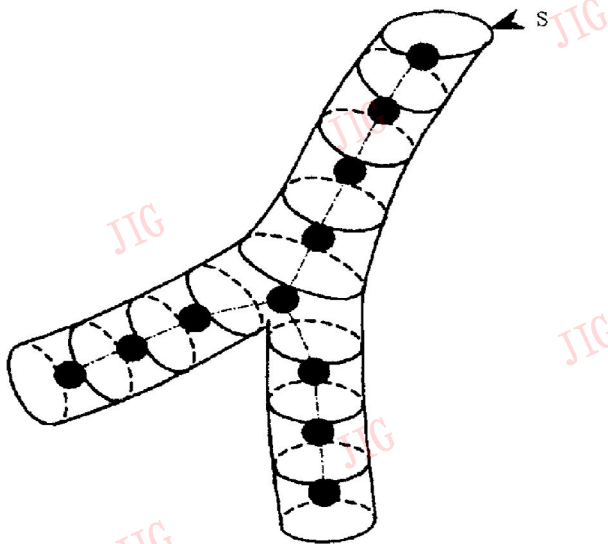


图 1 重心算法提取中心线(S: 起点)

2.3 尺度空间分析法

尺度空间理论来自对人识别景物的研究, 即人总是兼顾从大到小的各个尺度进行观察. “尺度”是指在图象上进行测量时的公差. 在测量前, 用高斯滤波来使图象模糊, 高斯算子的方差 σ 就是尺度. 如果原图象是 n 维的, 在多尺度上对图象进行分析, 就得到 $n+1$ 维的“尺度空间”. 对尺度空间的采样应该以指数方式进行才合理, 即

$$\sigma_i = \sigma_0 f^i \quad (1)$$

其中 σ_0 是开始的尺度, f 是尺度的变化率.

Morse, Pizer 和 Liu 提出了一种尺度空间内的求中心算法^[4], 可概括如下:

(1) 朝着图象上的每个点 x_A 的方向, 计算周围各点 x_B 在尺度 σ 上的有向边界响应 $B(x_B, \sigma, x_A - x_B)$.

这可以是对图象进行方差为 σ 的高斯滤波后求各点的梯度, 再同指向 x_A 的单位矢量做内积

$$B(x_B, \sigma, x_A - x_B) = \left| \nabla_{x_B} (G_{\sigma} * L) \cdot \frac{x_A - x_B}{|x_A - x_B|} \right| \quad (2)$$

式中, L 为原图象; G_{σ} 为高斯算子; ∇ 为拉普拉斯算子.

(2) 每个点 x_A 在尺度 $r = 2\sigma$ 上的“中心响应”, 由它周围半径为 r 的圆周上的点 x_B 的有向边界响应综合得到(图 2). 由于在离散图象上很少有恰好落在圆周上的象素, 所以用一个窗函数 $W(d)$ 带权累加圆周附近点的(例如用宽度为 2 的三角窗)有向边界响应, 并除以权重的总和, 使不同尺度上的中心响应归一化

$$M(x_A, r) = \frac{\sum B(x_B, \sigma, x_A - x_B) W(|x_A - x_B| - r)}{\sum W(|x_A - x_B| - r)} \quad (3)$$

“中心响应”量度了该点在半径 r 的尺度上近似于一个中心的程度.

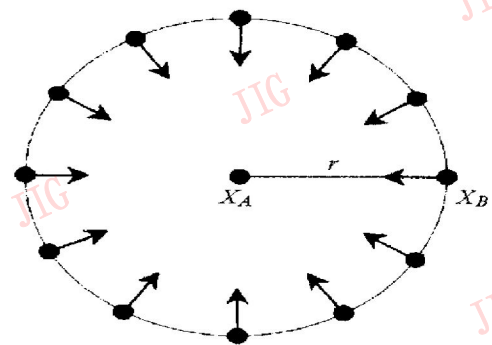


图 2 在尺度 r 上计算中心响应

(3) 通过迭代, 在整个图象上使多尺度的中心响应的峰值强化.

(4) 跟踪尺度空间中心响应的局部极大值, 得到物体的中心线.

该算法如果用于三维图象, 一个体素在每个尺度的中心响应都要在球面上做累加, 多尺度的中心响应就要在球体内累加, 效率很低, 迭代则使之更加耗时. 另外, 跟踪局部极大值难以把握物体全貌, 会生成很多无意义的小支. 然而算法中定义的中心响应函数有很好的性质, 即虽然边界响应对噪声敏感, 但累加得到的中心响应则对噪声不敏感, 而且此方法找到的中心与视觉中心非常符合.

2 改进的中心线提取算法

既然重心算法简单, 而尺度空间分析法精确, 我们就经过改进, 把二者的长处结合起来, 产生一种新算法, 即在用重心估算中心线时, 利用多尺度的中心

响应确定分叉点的准确位置,最后用多尺度方法对中心线求精,因此叫做“重心预取多尺度求精”算法.其基本步骤如下:

(1) 预处理 根据实际情况,划分出感兴趣区,可以用阈值来划分,也可以人工编辑,然后在物体的根部指定一个起点.

(2) 利用 Dijkstra 最短通路搜索算法,计算从起点沿着物体内部到每个感兴趣体素的路程.把所有感兴趣体素按路程远近等分为 k 组.

(3) 从起点开始,生长一支中心线.依次检测每组体素的连通性,如果一组体素分为两个或多个互不相连的部分,则转入分叉处理子程序,否则计算该组体素的灰度加权重心,作为关键点连接到中心线端.

(4) 对中心线的每一支上的所有关键点进行多尺度求精,即以关键点及其周围点作为候选点,用多尺度的中心响应作为度量,将具有最强中心响应的一点替代原关键点.

值得指出的是,由于在第(2)步用了 Dijkstra 最短通路搜索算法,因此使本算法能够用于体素尺寸各向不同的三维图象,这符合 CT 等设备对三维空间采样的实际情况.如果体素尺寸各向相同,就可以用更简单的种子限域生长算法.

关于多尺度的中心响应需要说明的是,由于重心预取已经得到了中心线的大致位置和方向,因此就可以只在中心线附近计算多尺度的中心响应,而

不必在全图上进行.进一步讲,某一点的多尺度中心响应的具体计算,也可简化为只在垂直于中心线的圆盘上进行有向边界响应的累加,而不必在球体内进行(图3).这使得在三维图象上原本十分繁复的多尺度分析变得非常简单.由于实际三维图象的模糊特性,使得物体中心线附近某点的典型多尺度中心响应可描绘成一条单峰曲线(图4),多尺度中心响应曲线峰所在的尺度是对该处物体半径的最佳估计,而且点越靠近中心,测到的曲线峰值越高,因此就用该峰值来度量某点的“中心性”.本文中简称的“中心响应”指的都是多尺度中心响应的峰值.

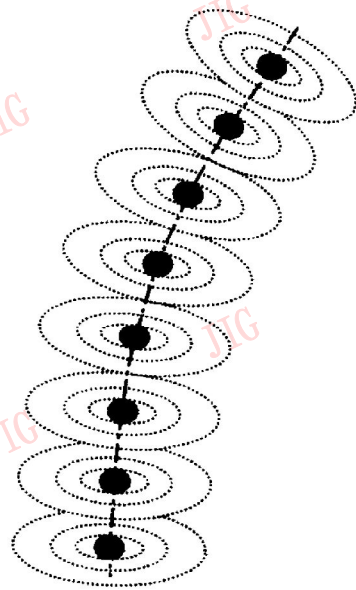


图3 在中心线上计算多尺度的中心响应

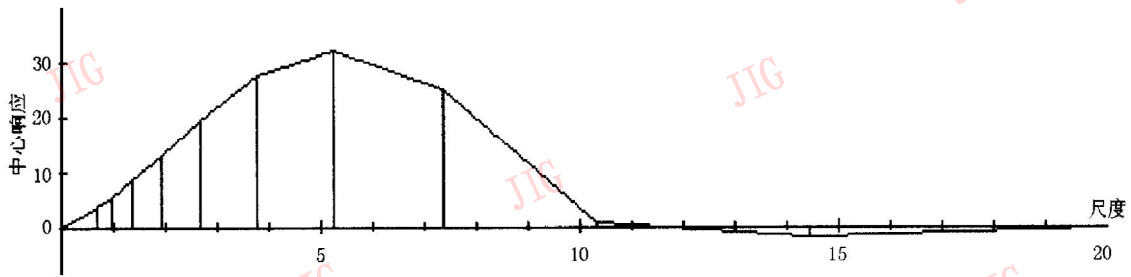


图4 多尺度的中心响应曲线(横坐标为尺度)

另外,分叉点的处理很重要.在算法第(3)步中,当用组的连通性探测到分叉时,已经越过了分叉的

中心,反映为中心响应很低.图5显示了在血管三维图象上实测的结果.从图5可见,一支正在生长的中

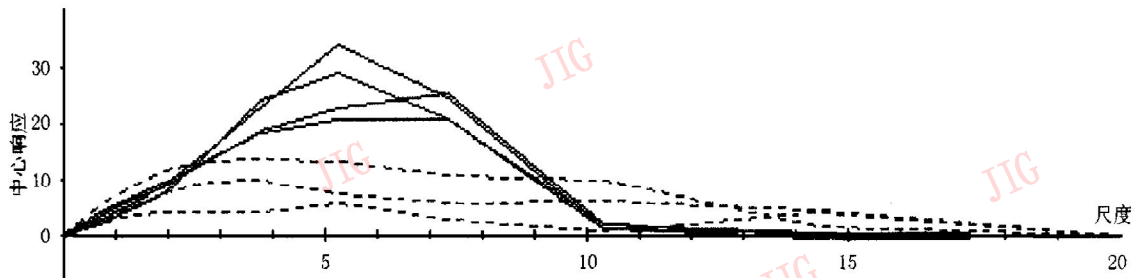


图5 正在生长的一支中心线上所有关键点的中心响应曲线

心线上所有关键点的中心响应曲线均叠画在同一坐标系上. 一般关键点的中心响应曲线具有较高的峰值(实线), 而将要探测到分叉时的最后 3 个关键点的中心响应曲线则明显逐步低平(虚线), 所以必须回溯到中心响应升高到合理的程度才是准确的分叉点. 于是, 当探测到分叉, 就转入分叉处理子程序, 进行如下处理: ① 计算当前这支中心线上所有关键点的中心响应, 并求出平均值; ② 回溯到中心响应大于全线均值的 75% 的某点, 作为分叉点; ③ 本支中心线在此结束, 同时在此开始生长两支(或更多支)新的中心线; ④ 回溯时, 经过的各组体素也分别视其距离哪一支最近, 而确定其归属, 并对这一支的关键点(重心)位置作出贡献.

实际采集的三维图象往往模糊且多噪声. 但由于本算法利用的求重心运算和多尺度的中心响应函数都对噪声不敏感, 而且算法第(1)步感兴趣区的划分并不要求准确, 中心线求精时, 测量的多尺度更允许物体具有模糊边界. 因此本算法适合这种模糊噪声三维图象.

从视觉上判断, 应用本算法提取的血管中心线 CT 三维图象(彩色图版 I 中的图 2), 明显优于重心法提取的结果(彩色图版 I 中的图 1). 彩色图版 I 中的图 3(a~c)是本算法提取结果的局部放大图象, 从图中可见, 在用组的连通性探测到分叉时已经滞后, 这时需对分叉点进行多尺度求精, 回溯抛弃了最后 2 个关键点后分出新支(彩色图版 I 中的图 3b). 然后对各支中心线进行多尺度求精, 使其最终位于视觉中心(彩色图版 I 中的图 3c).

3 从中心线生成曲截面展开图

三维图象可视化的发展给中心线的提取技术开辟了新的应用方向. 物体的中心线模型表示十分简单, 已经用于加速体绘制^[5]. 目前中心线提取技术已用于 CT 虚拟内窥镜技术, 以制定视点行进路线^[2], 我们又将其用于生成曲截面展开图. 在可视化技术中有一种技术叫做曲面重组技术, 即用一个柱面来截取三维图象空间, 并把这个柱面展开来显示所截得的体素, 而医学上沿着血管轴线截取的曲面重组则用于评价血管的狭窄性病变^[6]. 但长期以来这种柱面是靠手工画出的, 难以保证客观性和准确性. 而现在提取了物体的中心线后, 就可以自动生成贯穿中心线的曲截面展开图.

在生成树状中心线的这种曲截面展开图之前, 先考虑单支中心线的情况. 若一条空间曲线, 向任意一个方向平移, 它的轨迹就是一个柱面, 它可以无畸变地展开成平面显示, 但实际的显示算法是展开的逆过程, 即给定一个显示平面, 然后求每个象素对应于柱面上的位置及体素值. 具体步骤为: 按照扫描线(水平线)顺序刷新显示平面, 即相当于把柱面从上到下展开, 扫描线方向对应生成柱面的平移方向 c (图 6).

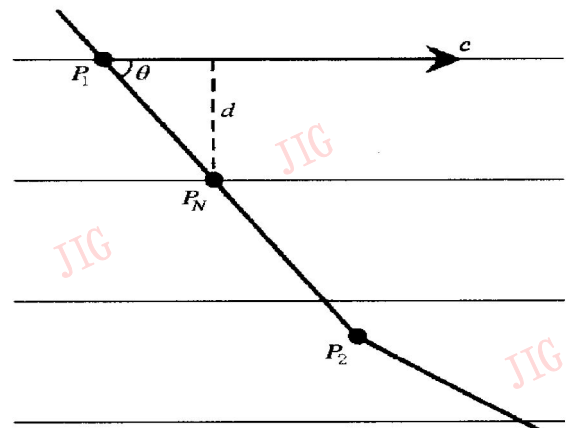


图 6 从中心线生成曲截面展开图

微观上, 中心线是折线 P_1P_2, \dots, P_1 是中心线与刚刚绘制完毕的扫描线的交点, P_2 是下一个转折点. 欲求的是下一行扫描线与中心线的交点 P_N . 中心线与 c 方向的夹角 θ 在展开前后是保持不变的, 可以通过矢量点积求出

$$\cos\theta = \frac{c \cdot (P_2 - P_1)}{|P_2 - P_1|} \quad (4)$$

于是可以求出 P_1P_N 的长度

$$|P_N - P_1| = \frac{d}{\sin\theta} = \sqrt{\frac{d^2}{1 - \cos^2\theta}} \quad (5)$$

d 是扫描线之间的距离, 一般为 1. 从而可知 P_N 的空间位置:

$$P_N = P_1 + \frac{|P_N - P_1|(P_2 - P_1)}{|P_2 - P_1|} \quad (6)$$

从 P_1 到 P_N , 扫描线上的水平位移是 $|P_N - P_1| \cos\theta$, 用这个量来确定 P_N 在显示平面上的位置. 把 P_N 沿着 c 方向平移, 就得到与扫描线上每个象素对应的空间点坐标, 继而通过周围体素经插值得到 CT 值, 来显示这条扫描线.

此算法递归调用, 就可以把树状分支的中心线一支支展开在同一幅图象上, 而且一条扫描线可与多支中心线相交, 并规定每个象素的值由扫描线上距离最近的那支中心线生成的柱面来决定. 于是, 就能在一幅图象上展开显示整个树状物体.

彩色图版I 中的图 4 是将电子束 CT 获取的人体心脏三维图象,用重心预取多尺度求精算法提取了冠状动脉的树状中心线后,生成的曲截面展开图.曲截面从中心线生成,不但能保证客观性和准确性,而且突破了传统曲面重组只能显示一支血管的局限,首次实现了树状血管的曲截面显示,在日常临床的工作中已经用来评估冠状动脉的狭窄性病变,受到医生的欢迎.

5 结 论

本文提出的“重心预取多尺度求精”算法用于提取树状分支的中心线,具有如下特点:

(1) 适用于物体边界模糊的三维灰度图象,对噪声不敏感.

(2) 简单性.在重心估算的基础上大大简化了多尺度分析的运算.

(3) 准确性.多尺度的中心响应函数能准确度量物体中心.

本算法已经成功地应用于医学 CT 三维图象的可视化,已获得良好的效果.

参 考 文 献

- 1 Arcelli C, Baja G S D. A width-independent fast thinning algorithm. *IEEE Trans Pattern Anal Machine Intell*, 1985, 7(4): 463 ~ 474.
- 2 Ge Y, Stelts D R, Wang J, Vining D J. Computing the centerline of a colon: A robust and efficient method based on 3D skeletons. *J Comput Assist Tomo*, 1999, 23(5): 786~ 794.
- 3 Verroust A, Lazarus F. Extracting skeletal curves from 3D scattered data. *Research Report RR-3250, INRIA, Sophia-Antipolis, France*, 1998.

- 4 Morse B S, Pizer S M, Liu A. Multiscale medial analysis of medical images. *Image & Vision Computing*, 1993, 12(6): 327~ 338.
- 5 Chen D T, Pizer S M, Whitted J T. Using multiscale medial models to guide volume visualization. *Technical Report TR99-014, Dept. of Computer Science, Univ. of North Carolina*, 1999.
- 6 Achenbach S, Moshage W, Ropers D *et al.* Curved multiplanar reconstructions for the evaluation of contrast-enhanced electron beam tomograms of the coronary arteries. *Am J Roentgen*, 1998, 170: 895~ 899.



何 沙 1971 年生,1995 年毕业于浙江大学生物医学工程与仪器专业,1999 年于中国科技大学计算机系获得硕士学位.现在阜外医院工作,主要研究医学三维图象处理.



杨学良 1936 年生,现任中国科技大学研究生院(北京)计算机系教授,博士生导师.现主要研究方向为分布式多媒体.在国内外发表论文 50 多篇,出版著作 3 部.



戴汝平 1939 年生,现任中国协和医科大学教授,博士生导师.主要研究方向为心血管影像学.