

基于医学影像的血管快速提取与可视化

吕新荣 高新波* 邹 华

(西安电子科技大学电子工程学院, 西安 710071)

摘 要: 在计算机辅助诊断系统中, 血管的提取与可视化是血管研究的重要组成部分。本研究利用八叉树实现了血管的双阈值快速分割和边界距离场的快速计算; 然后建立基于边界距离场的血管组织最大生成树, 并提取感兴趣血管分支的树的主干, 即该分支的中心路径, 最后用基于图形处理器的三维纹理体绘制方法沿着路径显示血管虚拟内窥镜, 用曲面重建方法显示该血管分支的相关信息。实验结果表明八叉树能有效的提高血管分割速度, 并减少边界距离场的计算时间, 体绘制算法和曲面重建方法能快速的显示血管组织的详细信息, 为疾病诊断提供技术支持。

关键词: 八叉树; 边界距离; 最大生成树; 体绘制; 曲面重建

Medical Image Based Fast Extraction and Visualization of Blood Vessel

LÜ Xin-Rong GAO Xin-Bo* ZOU Hua

(School of Electronic Engineering, Xidian University, Xi'an 710071)

Abstract: Vessel extraction and visualization are two important issues of vessel research in computer-aided diagnosis system. In this paper, an octree structure is introduced to accelerate the extraction of blood vessel based on double-threshold segmentation and the computation of distance from boundary (DFB) field. Based on results above, a maximum spanning tree (MST) is established. Then, the trunk of the MST is extracted from the vessel branch of interest, which is the centerline of this vessel branch. Finally, a 3D texture volume rendering algorithm based on graphics processing unit (GPU) is employed to realize the fast vessel endoscopy along the path. A curved planar reformation (CPR) algorithm is utilized to reveal the features of the vessel branch. The experimental results illustrate that the octree structure is able to accelerate vessel segmentation and computation of DFB field effectively. The detailed information of vessels can be shown clearly by volume rendering and CPR for disease diagnosis.

Key words: octree; distance from boundary; maximum spanning tree; volume rendering; curved planar reformation

中图分类号 TP391.41 文献标识码 A 文章编号 0258-8021(2009)04-0527-08

引言

在医学教育和手术计划中, 血管的提取与可视化发挥着极其重要的作用。在血管疾病的诊断过程中, 了解和掌握血管的形状特征和形态结构, 如血管间的空间关系及血管的内部结构能够为介入策略的制定提供重要依据^[1]。目前存在很多种血管提取算法, 但因成像模式、应用领域等而各不相同, 而且没有一种通用的方法能够适用于所有模式的医学

图像。Hoover 等利用视网膜血管图像的局部和区域特性^[2], 用一种探测技术检测匹配滤波器的响应以提取血管组织。主动轮廓模型^[3]和水平集方法^[4]也被广泛应用于血管分割中, 但它们无法处理血管结构的拓扑变化。模糊聚类也能够分割出血管组织的边界^[5-6]。Rodríguez 等用分水岭算法标记血管区域^[7]。徐智首先利用自适应圆模板跟踪对高斯函数增强后的心血管图像进行血管提取^[8]。血管可视化技术能够提供有关血管的位置, 属性, 空间距离以

收稿日期: 2008-07-11, 修回日期: 2009-03-09

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(60771068); 973 项目(2006CB705700); 教育部长江学者和创新团队支持计划(IRT0645)

* 通讯作者。 E-mail: xbgao@mail.xidian.edu.cn

及与周边组织的相互关系等信息,因此在手术中应用广泛^[9]。传统的可视化技术,如表面绘制^[10],最大最小密度投影等无法提供足够的信息^[11],且速度也满足不了实时的要求。Preim 等给出了一个有关血管可视化方法的总结^[12]。另外,血管可视化还需要能够提供血管的一些详细信息,如直径大小^[13-14],为血管阻塞的诊断提供依据。目前的分割和可视化方法虽然能够提取和显示血管组织,但速度慢是一个应用瓶颈。为此,本研究引入八叉树实现了 CTA 血管造影体数据中的血管快速提取和可视化^[15]。首先利用八叉树将体数据分块,并利用双阈值提取血管组织,加快了提取速度;其次,仍利用该八叉树对提取的血管组织进行边界距离场的计算,减少了计算量;再次,计算感兴趣血管分支的最大生成树,并提取该分支的中心路径;最后,根据所提取的中心路径,用基于 GPU 的三维纹理体绘制算法实现虚拟血管内镜^[16],以显示血管内部信息,用曲面重建方法显示血管组织的详细信息^[17],以确定血管直径较小部位。

1 血管提取

放射成像技术的提高使得病人的医学体数据成倍增加,因此需要更快的血管分割算法。为此,本研究引入八叉树将体数据分块处理以加速血管的提取。

1.1 八叉树

八叉树是一种用于描述三维空间的树状数据结构。其每个节点表示一个立方体的体积元素,每个节点有八个子节点,八个子节点的体积总和等于父节点的体积。本研究八叉树结构定义如下:

```
Struct Octree
{
    char LevelX, LevelY, LevelZ; // X, Y, Z 方向上的深度
    unsigned int X_min, X_max, Y_min, Y_max, Z_min, Z_max;
    // 节点的 X, Y, Z 方向上的坐标范围
    bool IsLeaf; // 是否子节点
    int Min_value, Max_value; // 节点内的最小最大体数据值
    Octree* Children[8]; // 节点的八个子节点
}
```

根据设定的深度值初始化八叉树,逐层为当前八叉树节点分配八个子节点。八叉树中最上层的节点表示整个体数据场,深度为 0,如图 1(a)所示。

它被分割成编号为 0~7 的八个深度为 1 的子节点,如图 1(b)所示。以此类推,当八叉树节点的成员变量 *LevelX*, *LevelY* 和 *LevelZ* 与设定的深度值相等时,剖分结束。此时八叉树节点为叶子节点, *IsLeaf* 为 True。

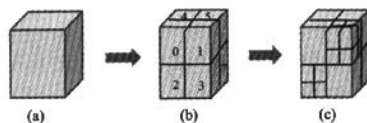


图 1 八叉树分解示意图。(a)整个体数据;(b)一次分解;(c)二次分解

Fig.1 A volume data divided by an octree structure. (a) volume data; (b) first division; (c) second division

1.2 血管分割

由于 CTA 数据中血管的体素值与其他组织的体素值相差明显,因此可用阈值法提取血管。本研究的 CTA 数据中,血管空腔体素值明显低于其他体素值,血管壁体素值明显高于其他体素值,因此可用一低阈值分割血管空腔,一高阈值分割血管壁。这是本研究双阈值分割的基本原理。

双阈值分割可用全局遍历方法实现,但当体数据体积很大时将非常耗时。由于体数据中含有大量的非血管体素,因此可利用八叉树加速分割过程。根据存储在 *Children[i]* 中的信息,在分割过程中考虑 *Min_value*, *Max_value* 与双阈值之间的关系,如果有至少一个阈值在该节点的最大最小体数据值范围内,则说明该节点内存在血管体素,否则分割过程中忽略该节点。将所有包含血管体素的叶子节点遍历完,即可提取血管组织。由于忽略掉大量的非血管体素,因此提高了分割速度。

1.3 边界距离场

如文献[18-19]所述,距离变换法一般分为两种:一是三维空腔内所有体素到用户指定点的距离,称为源距离(distance from source, DFS)场;二是目标体素到离它最近边界的距离,称为边界距离(distance from boundary, DFB)场。DFS 场计算速度快,但拐角处容易贴近内壁,求得的路径必须进行中心化;DFB 场能够很好的保证路径处在管腔的中心位置,但计算量较大。

当采用欧式距离计算 DFB 场时,根据空间相邻体素的相互关系,其欧氏距离可分为三种:1, $\sqrt{2}$, $\sqrt{3}$ 。为了计算方便,将其分别用 10, 14, 17 代替。在三维 DFB 场中,设点 *p* 的 DFB 值为 *f(i, j, k)*,若 $N^3(p)$ 表示点 *p* 的 26 邻域,则可将 $N^3(p)$ 分成三

类: $N^{3-1}(p)$, $N^{3-2}(p)$ 和 $N^{3-3}(p)$, 它们分别表示 p 的最近邻邻域, 面对角邻域和体对角邻域。因此, 当已知点 p 的 26 邻域点的 DFB 值时, 其三类邻域的距离分别为:

$$f(N^{3-1}(p)) = \min(f_{\text{start}}(N^{3-1}(p)) + 10) \quad (1)$$

$$f(N^{3-2}(p)) = \min(f_{\text{start}}(N^{3-2}(p)) + 14) \quad (2)$$

$$f(N^{3-3}(p)) = \min(f_{\text{start}}(N^{3-3}(p)) + 17) \quad (3)$$

最终,

$$f(i, j, k) = \min(f(N^{3-1}(p)), f(N^{3-2}(p)), f(N^{3-3}(p))) \quad (4)$$

DFB 场的建立与分割过程一样, 根据八叉树节点的最大最小值与阈值的关系, 只扫描存在血管体素的节点, 因此减少了 DFB 场的计算量。

1.4 最大生成树

在 DFB 场中, 每个切片中心点的 DFB 值是最大的, 连接这些点即可得到全局最优的中心路径。但由于管腔粗细不一, 粗部位离中心点较远点的 DFB 值可能比细部位中心点的 DFB 值大, 因此必须寻找有效方法利用 DFB 场提取中心路径。依文献[18,20]方法, 以用户指定的源点为根节点建立基于 DFB 场的最大生成树, 使得 DFB 值最大的点位于这棵树的主干上, 最后只要提取树的主干即可得到中心路径。

借鉴 Dijkstra 动态规划思想, 将分割后的血管体素看成树的节点, 每个节点(除了根节点 S)都指向一个父节点, 从而形成一棵连接所有血管体素的有向树。在树的生成过程中利用 DFB 值, 定义 A 指向 B 的权值为 $W_{AB} = \text{DFB}(B)$ 。即如果 B 为的 A 父节点, 则 A 连通到 B 的代价为 $\text{DFB}(B)$ 。最大生成树的建立过程如下:

步骤 1: 从源点 S 开始, 将其所有 26 邻域点均指向 S 作为其父节点, 并把它们的 DFB 值放入一个排序队列 q 中;

步骤 2: 从排序队列 q 中取出 DFB 值最大的点 C 作为当前处理的点, 让 C 的 26 邻域中未被处理的点均指向 C , 并以 C 为父节点则这些连接边的权值都是 $\text{DFB}(C)$, 保证新增的连接边的权值最大, 再把这些点的 DFB 值放入排序队列 q 中;

步骤 3: 如此循环, 直到处理完所有分割出的血管体素为止。

在上述过程中, 每次优先处理的都是 DFB 值最大的点, 而 DFB 值又是所有指向该节点的边的权值, 因此所建立的树是以 DFB 值为权值的最大生成

树, 且树主干上的权值最大, 即 DFB 值大的点位于树的主干上, 从而保证了树的主干为血管的中心路径。另外, 在树的建立过程中, 同时记录每个节点到根节点的 DFS 值, 可以用来确定路径的结束节点和处理多分支的情形。

在建立最大生成树过程中, 仍采用文献[18]的快速队列排序方法以提高算法效率。

1.5 路径提取

据文献[18], 最大生成树主干的提取分为两步:

(1) 如果用户没有指定结束点, 则默认 DFS 值最大的点为路径终点 E 。

(2) 从终点 E 开始, 根据节点的指向关系可以直接连通到源点 S 。

由于 DFS 场保存了血管内所有点到源点 S 的距离值, 因此对于分支情况处理如下:

(1) 从终点 E 开始, 沿着中心路径逐个扫描路径上的点直到源点 S 。

(2) 对于每个在中心路径上的点 C , 检查其 24 邻域(在中心路径上的两邻域点除外), 找到与 C 有连接关系的点 B_i , 即 $\text{pathlink}(B_i) = C$ 。

(3) 对于每个 B_i , 找出所有与 B_i 有连接关系的体素点(可以是和 B_i 间接相连), 然后找到 DFS 值最大的点 T_i , 如果 $\text{DFS}(T_i)$ 大于某个指定的阈值 T (不同部位的 T 是不同的), 则将 T_i 保存为一个连接到的 C 分支结束点, T_i 到 C 的路径提取方法同中心路径的提取方法。

2 可视化

首先, 血管可视化需要能够显示血管内部信息, 这是一种特殊的虚拟内窥镜, 称为虚拟血管内窥镜。本研究采用基于 GPU 的三维纹理体绘制算法, 并调节合适的传输函数可很好的显示血管内外部组织。其次, 血管可视化需要能够显示血管的详细信息。本研究采用曲面重建方法, 沿着血管中心路径显示血管以确定局部直径较小部位。

2.1 基于 GPU 的三维纹理体绘制

三维纹理体绘制能够根据体数据的位置关系显示它们的真实三维效果。该算法利用图形处理器的纹理特性一次性将体数据作为三维纹理载入到图形硬件中, 并在绘制过程中对体数据进行三线性插值, 形成大量垂直于视线方向的切片, 然后通过图形硬件的几何处理单元显示。基于 GPU 的三维纹理体绘制方法比普通的三维纹理体绘制有着更快的

绘制速度。

除采用该体绘制方法外,本研究还采用了后分类的传输函数设置^[21]。在相同采样率的情况下,后分类方法图像绘制效果比预分类方法有较大的提高^[22]。本研究的后分类算法由 Cg 语言实现:首先,根据传输函数生成格式为 RGBA 的一维纹理,作为查找表传入 Cg 语言编写的片元程序中;当采样多边形在 3D 纹理中拾取纹理数据时,片元程序根据纹理数据在查找表中查找颜色和阻光度值,并赋给采样多边形,最后由硬件流水线混合采样多边形生成最终图像。该方法在提高图像绘制质量的同时,还减少了显存存储的数据量;且当传输函数改变时,无需重新计算和加载 3D 纹理,只需根据传输函数重新生成一维纹理查找表传给 Cg 程序即可得到重新绘制的图像。

2.2 曲面重建

基于管状组织的特性,如形状,将它们显示在一个图像中的可视化方法,称为曲面重建。将这些感兴趣的组织显示在一个过该组织中心轴的曲面中,可使医师更好地观察到组织内部的异常,如动脉堵塞、动脉瘤以及血管壁钙化点等。

3 结果

为了验证本算法的有效性,实验中采用 2 组 CTA 血管造影数据进行测试。一组是头部动脉瘤数据,大小为 512 体素 \times 512 体素 \times 512 体素,实际大小为 100 mm \times 100 mm \times 100 mm,数据量为 128 M;另一组是脑血管数据,大小为 416 体素 \times 512 体素 \times 112 体素,实际大小为 171 mm \times 210.5 mm \times 46 mm,数据量为 22.7 M。实验平台为 Pentium D 2.8 GHz, 1 G 内存,操作系统为 Windows XP SP2 的 PC 机。

图 2 显示了两组数据的三维纹理体绘制效果,左为预分类方法绘制效果,右为后分类加 phong 光照方法绘制效果。

表 1 和表 2 给出了两组数据分别用八叉树和全局遍历方法进行双阈值分割和 DFB 场计算的用时比较。其中表 1 为头部动脉瘤数据的用时比较,表 2 为脑血管数据的用时比较。对于不同的体数据及同一体数据的不同阈值,都有一个最合适的八叉树深度使分割用时与 DFB 场计算用时之和最小,且该用时之和要比全局遍历方法用时小得多。两组数据中,低阈值 -40 已足够分割出血管空腔体数据,而高阈值取值不同时,分割结果有很大区别。对于头

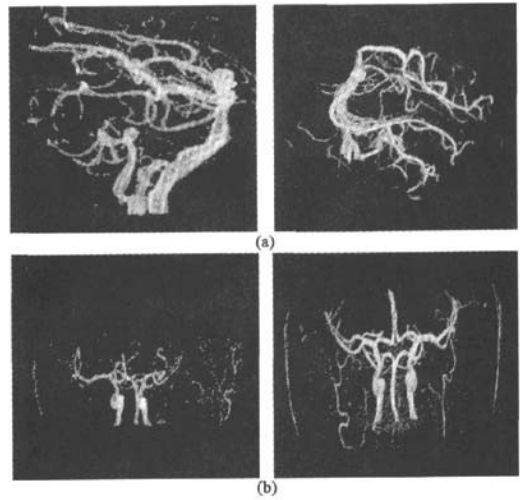


图 2 两数据三维纹理体绘制效果(左:预分类;右:后分类加 phong 光照)。(a) 头部动脉瘤数据;(b) 脑血管数据

Fig.2 3D texture volume rendering of both datasets (left: pre-classification; right: post-classification and phong illumination). (a) head aneurysm dataset; (b) cerebrovascular dataset

部动脉瘤数据,当阈值为 $(-40,60)$, $(-40,80)$ 和 $(-40,100)$ 时,用时最少的八叉树深度为 4,大小为 16 体素 \times 16 体素 \times 16 体素。由于脑血管数据大小不满足 2^n ,因此将体数据扩展为 512 体素 \times 512 体素 \times 512 体素,其中不属于原始数据的体素均置为 0。由于该体数据中存在的血管体素较少,因此当八叉树深度越大时,用时越小,所以最合适的八叉树,大小为 64 体素 \times 64 体素 \times 64 体素。

图 3 用预分类的三维纹理体绘制方法显示了两组体数据用不同阈值分割时的结果。其中,图 3(a) 为头部动脉瘤数据,从左至右,阈值分别为 $(-40,100)$, $(-40,80)$, $(-40,60)$;图 3(b) 为脑血管数据,从左至右阈值分别为 $(-40,80)$, $(-40,70)$, $(-40,60)$ 。高阈值适当越小,分割出的血管壁体素就越多,分割效果越好。

图 4 用预分类的三维纹理体绘制显示了边界距离场计算时所包含的体素。由于边界距离场的计算是基于连续(26 邻域)区域的,而当高阈值选取较大的值时,所分割出来的血管组织会出现大量不连续的情况,因此计算边界距离场时包含的体素就比较少。其中,图 4(a) 为头部动脉瘤数据结果,图 4(b) 为脑血管数据结果;从左至右,阈值的选取与图 3 中相同。

表 1 头部动脉瘤数据八叉树方法与全局遍历方法分割及 DFB 场计算用时比较

Tab.1 Time consumed comparison in segmentation and DFB field using octree and traversal in head aneurysm dataset						
阈值(低,高)	所用时间(分割用时/DFB 场计算用时)/s					
	八叉树方法					全局遍历方法
	4 体素 × 4 体素 × 4 体素	8 体素 × 8 体素 × 8 体素	16 体素 × 16 体素 × 16 体素	32 体素 × 32 体素 × 32 体素	64 体素 × 64 体素 × 64 体素	
(-40,60)	1.953/0.640	1.937/0.359	1.625/0.203	1.875/0.156	3.281/0.125	1.983/2.294
(-40,80)	1.860/0.516	1.572/0.235	1.594/0.125	1.859/0.078	3.125/0.063	1.976/2.266
(-40,100)	1.766/0.422	1.531/0.187	1.547/0.078	1.844/0.050	2.844/0.046	1.970/2.234

表 2 脑血管数据八叉树方法与全局遍历方法分割及 DFB 场计算用时比较

Tab.2 Time consumed comparison in segmentation and DFB field using octree and traversal in cerebrovascular dataset						
阈值(低,高)	所用时间(分割用时/DFB 场计算用时)/s					
	八叉树方法					全局遍历方法
	4 体素 × 4 体素 × 4 体素	8 体素 × 8 体素 × 8 体素	16 体素 × 16 体素 × 16 体素	32 体素 × 32 体素 × 32 体素	64 体素 × 64 体素 × 64 体素	
(-40,60)	0.250/0.219	0.187/0.157	0.078/0.078	0.031/0.031	0.022/0.015	1.719/2.250
(-40,70)	0.244/0.203	0.157/0.125	0.062/0.063	0.022/0.031	0.020/0.016	1.703/2.235
(-40,80)	0.235/0.172	0.125/0.110	0.047/0.047	0.018/0.016	0.016/0.014	1.688/2.218

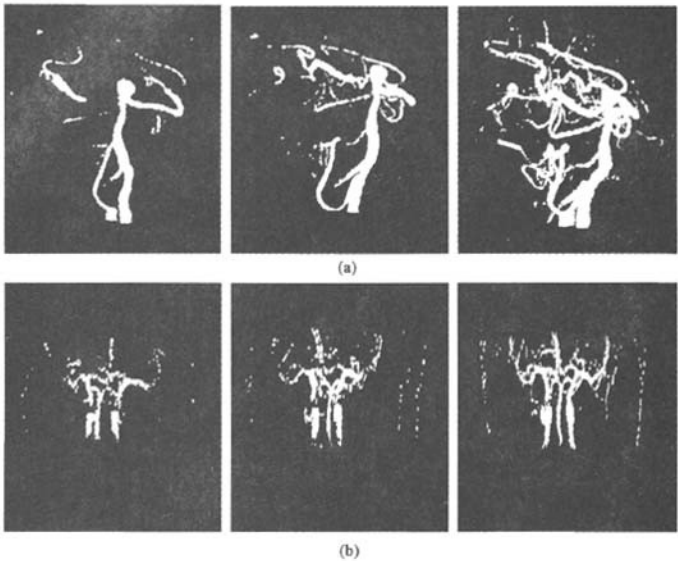


图 3 两数据的分割结果。(a) 头部动脉瘤数据(左: 阈值(-40,100); 中: 阈值(-40,80); 右: 阈值(-40,60)); (b) 脑血管数据(左: 阈值(-40,80); 中: 阈值(-40,70); 右: 阈值(-40,60))

Fig.3 Segmentation results of both datasets. (a) head aneurysm dataset(left: threshold(-40,100); middle: threshold(-40,80); right: threshold(-40,60)); (b) cerebrovascular dataset(left: threshold(-40,80); middle: threshold(-40,70); right: threshold(-40,60))

图 5 用预分类的三维纹理体绘制显示了两组数据的路径提取结果,如白色部分所示。图 5(a)为头部动脉瘤数据路径提取结果,图 5(b)为脑血管数据路径提取结果。图 5(a)左与图 5(b)左为只有一个源点 S 所确定的最长路径;图 5(a)右与图 5(b)右为由源点 S 和终点 E 共同决定的路径。

根据提取的中心路径和基于 GPU 的三维纹理

体绘制结果可得到血管组织的虚拟内窥镜效果,如图 6 所示。其中,图 6(a)为头部动脉瘤数据虚拟血管内窥镜结果,该数据中血管空腔较多,因此较容易看清分叉结构;图 6(b)为脑血管数据虚拟血管内窥镜结果,该数据中血管空腔太少,难以分辨分叉结构,甚至难以看清空腔。

结合提取的中心路径与曲面重建算法,可得到

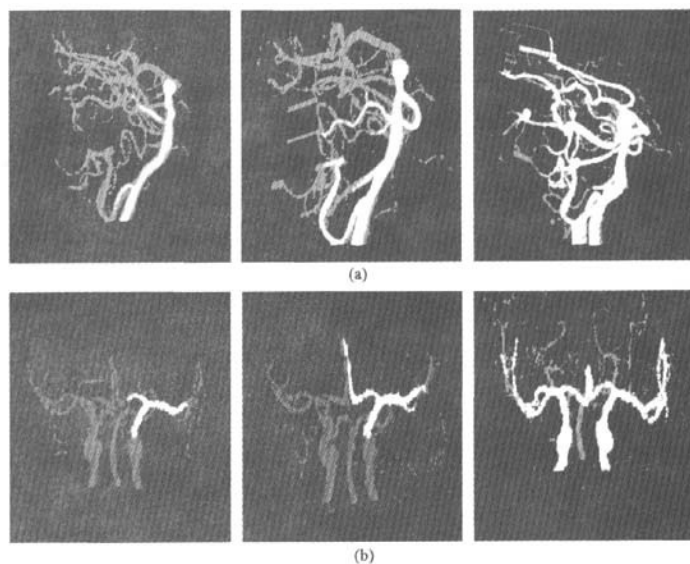


图4 两数据边界距离场计算所包含的体素。(a) 头部动脉瘤数据(阈值与图3同); (b) 脑血管数据(阈值与图3同)
Fig.4 Tissues included in computation of DFB field of both datasets. (a) head aneurysm dataset(thresholds same as Fig. 3); (b) cerebrovascular dataset(thresholds same as Fig.3)

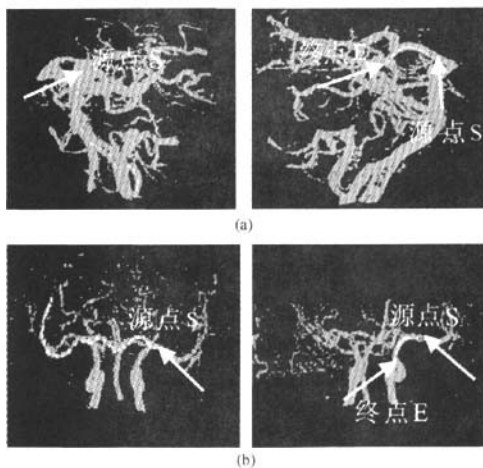


图5 两组数据的路径提取结果。(a) 头部动脉瘤数据(左: 单源点确定的路径; 右: 源点与终点共同确定的路径); (b) 脑血管数据(左: 单源点确定的路径; 右: 源点与终点共同确定的路径)

Fig.5 Path extracted results of both datasets. (a) head aneurysm dataset(left: a centerline determined by only a source point; right: centerline determined by a source point and an end point); (b) cerebrovascular dataset(left: a centerline determined by only a source point; right: centerline determined by a source point and an end point)

沿着中心路径, 且与水平方向间隔任意角度的曲面重建结果。图7(a)与图7(b)从上至下与水平方向的

间隔角度分别为 0° , 30° , 60° , 90° , 120° , 150° , 重建图像高度为40体素。其中头部动脉瘤数据中心路径包含2500体素点, 对其进行间隔为5体素的采样, 得到长度为500体素的曲面重建图像, 如图7(a)所示。由于脑血管数据血管太细, 空腔部分太少, 因此曲面重建图像宽度只有34体素, 采样间隔为1体

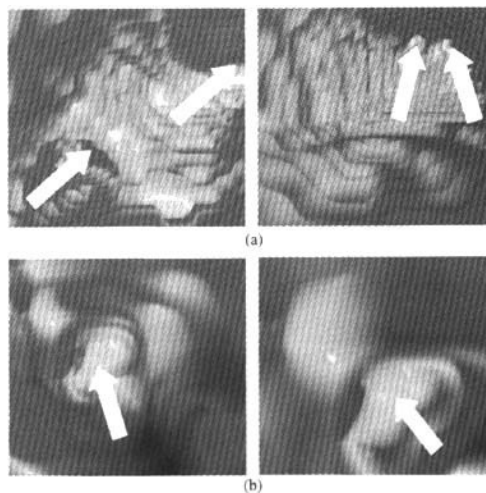


图6 两组数据的虚拟内镜效果(箭头所指为血管空腔)。(a) 头部动脉瘤数据; (b) 脑血管数据

Fig.6 Virtual Endoscopy of two volume datasets (vessel cavities denoted by arrows). (a) head aneurysm dataset; (b) cerebrovascular dataset

素,如图 7(b)所示。血管中空腔较细的部位通常可能存在血管阻塞;从多角度的曲面重建结果中,可以

较清晰的检测出血管中直径较小的部位(图 7(a)中圆圈所圈部位),为血管阻塞的诊断提供依据。

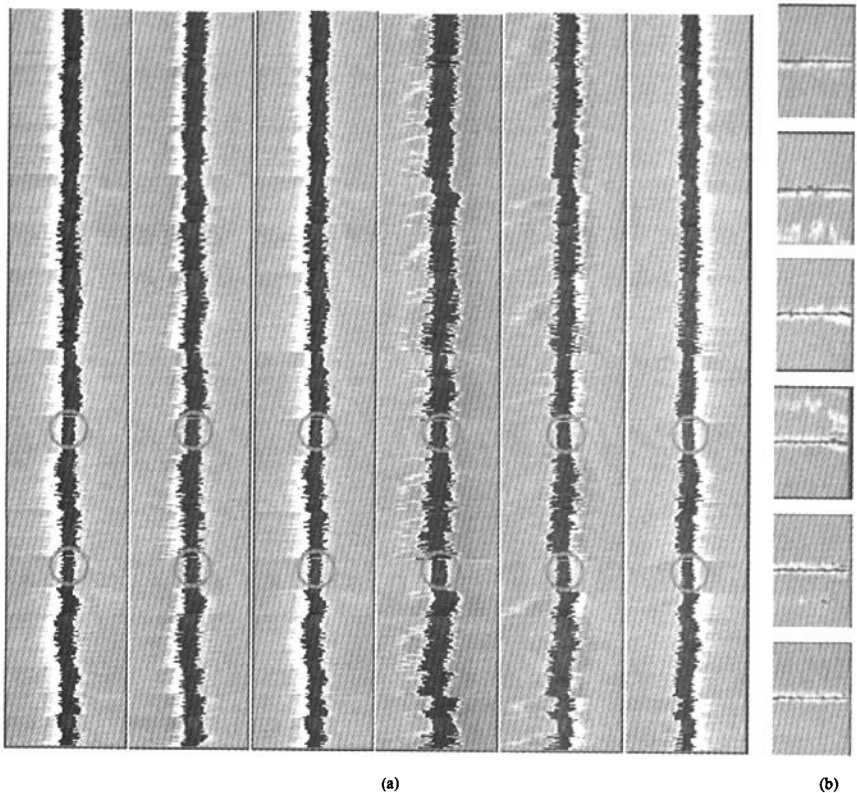


图 7 两组数据的曲面重建结果(圆圈所示为血管直径较小部位)(从上至下的角度:0°, 30°, 60°, 90°, 120°, 150°);。(a) 头部动脉瘤数据; (b) 脑血管数据

Fig. 7 CPR results of both datasets (vessel cavities with smaller diameters denoted by circles) (angle from top to bottom: 0°, 30°, 60°, 90°, 120°, 150°). (a) head aneurysm dataset; (b) cerebrovascular dataset

4 讨论

CTA 数据中血管与周围组织体素值差别很大, 阈值分割可将血管完全提取出来, 因此可将分块的最大值和最小值定义在八叉树的结构中, 无论在分割过程还是距离场的计算过程中, 都可利用这两个最值判断是否忽略该块, 从而达到加速的目的, 且数据量越大, 加速的效果越明显。如果阈值分割不能满足要求, 需要更高精度的分割算法时, 可以根据所选取的分割算法的特点重新定义八叉树的结构体组成, 使之与分割算法相关, 从而在分割过程中忽略掉不包含血管组织的块, 以达到加速的目的。另外, 在设置八叉树深度时需要综合考虑分割和边界距离场计算的用时, 使总的耗时费最小。

关于基于距离场的中心路径提取。中心路径的

提取方法主要有三种: 人工提取, 拓扑细化和基于距离场的方法。人工提取法是提取准确率最高, 最符合人观察习惯的方法, 但该方法比较费时, 因此在实际操作中已很少采用。拓扑细化法能够保持模型的拓扑, 但计算量大, 很难用于实际的疾病诊断系统中。基于距离场的方法速度较快, 且在漫游的过程中能够指导视点的移动, 从而更好的观察感兴趣的血管组织, 因此用该方法所提取的中心路径多用于内窥漫游系统中。

对于可视化方法的选择。由于表面绘制的结果只能显示某一阈值所对应的组织表面, 因此在疾病诊断过程中, 很难根据该表面做出相应的判决。体绘制技术能够显示体数据中的所有组织, 并且选择合适的传输函数可以得到感兴趣的病变组织。随着 GPU 的发展, 基于 GPU 的三维纹理体绘制能够达

到实时的绘制速度,而且可以利用 Cg 编程语言编写不同的着色程序以获得不同的绘制效果或绘制质量。但本研究中基于 GPU 的三维纹理体绘制方法在绘制结果中存在较多的伪影,拟采用预积分技术解决^[23]。曲面重建技术作为辅助血管内镜的一种二维可视化方法,在血管本身较细,血管内镜显示效果不佳的情况下,能够提供血管任意角度的曲面重建结果,为疾病的诊断提供尽可能多的依据。

5 结论

本研究给出了一种适用于 CTA 血管造影数据的血管快速提取与可视化方法。针对 CTA 数据特点,通过选择合适的八叉树深度可加速血管分割过程和 DFB 场的计算;随后建立基于 DFB 场的最大生成树,提取树的主干可得到血管中心路径;用基于 GPU 的三维纹理体绘制方法沿着路径显示虚拟血管内镜,用曲面重建方法以二维形式显示血管的详细信息。实验结果表明,可视化后的血管组织能够为血管疾病的诊断提供依据。

参考文献

- [1] Schumann C, Oeltze S, Bade R, *et al.* Model-free surface visualization of vascular trees [A]. In: Eurographics/IEEE-VGTC Symposium on Visualization [C]. Norrköping, Sweden: Eurographics Workshop, 2007. 283–290.
- [2] Hoover A, Kouznetsova V, Goldbaum M. Locating blood vessels in retinal images by piecewise threshold probing of a matched filter response [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2000, 19(3): 203–210.
- [3] Xu Chenyang, Prince JL. Snakes, shapes, and gradient vector flow [J]. IEEE Transactions on Image Process, 1998, 7(3): 359–369.
- [4] Sum KW, Cheung PYS. Vessel extraction under non-uniform illumination: a level set approach [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2008, 55(1): 358–360.
- [5] Tolia Y, Panas SM. A fuzzy vessel tracking algorithm for retinal images based on fuzzy clustering [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1998, 17(2): 263–273.
- [6] Bombardier V, Jallut MC, Bubl A, *et al.* Cooperation of two fuzzy segmentation operators for digital subtracted angiograms analysis [A]. In: Proceedings of the 6th IEEE International Conference on Fuzzy Systems [C]. Barcelona, Spain: IEEE Computer Society Press, 1997. 2: 1057–1062.
- [7] Rodríguez R, Alarcón TE, Pacheco O. A new strategy to obtain robust markers for blood vessels segmentation by using the watersheds method [J]. Computers in Biology and Medicine, 2005, 35(8): 665–686.
- [8] 徐智, 郁道银, 谢洪波, 等. 心血管造影图像中的心血管提取 [J]. 中国生物医学工程学报, 2003, 22(1): 6–11.
- [9] Ritter F, Hansen C, Dicken V, *et al.* Real-time illustration of vascular structures [J]. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 2006, 12(5): 877–884.
- [10] Lorensen WE, Cline HE. Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm [A]. In: Proceedings of the 14th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques [C]. New York: ACM, 1987. 163–169.
- [11] Sato Y, Shiraga N, Nakajima S, *et al.* Local maximum intensity projection (LMIP): a new rendering method for vascular visualization [J]. Journal of Computer Aided Tomography, 1998, 22(6): 912–917.
- [12] Preim B, Oeltze S. 3D visualization of vasculature: an overview. Visualization in Medicine and Life Sciences [M]. Berlin: Springer-Verlag, 2007.
- [13] 陆建荣, 斯海臣, 郁道银. 冠状动脉血管直径测量方法的研究 [J]. 中国生物医学工程学报, 2005, 24(4): 510–512.
- [14] 贾冬焱, 郝立巍, 周寿军, 等. 自动测量造影图像中血管中心线和宽度的新方法 [J]. 中国生物医学工程学报, 2007, 26(2): 214–219, 225.
- [15] 唐荣锡, 汪嘉业, 彭群生, 等. 计算机图形学教程 [M]. 北京: 科学出版社, 2000. 198–201.
- [16] Cullip TJ, Neumann U. Accelerating volume reconstruction with 3d texture mapping hardware [R]. UNC-1993-027, 1993.
- [17] Kanitsar A, Fleischmann D, Wegenkittl R, *et al.* CPR-curved planar reformation [A]. In: Proceedings of the Conference on Visualization'02 [C]. Washington: IEEE Computer Society Press, 2002. 37–44.
- [18] 竺海, 姬红兵, 高新波. 基于边界距离场的管腔中心路径自动提取算法 [J]. 计算机辅助设计与图形学学报, 2006, 18(6): 860–864.
- [19] 胡英, 侯悦, 徐心和. 基于双距离场的三维中心路径提取算法 [J]. 中国图像图形学报, 2003, 8(11): 1272–1276.
- [20] Wan Ming, Liang Zhengrong, Ke Qi, *et al.* Automatic centerline extraction for virtual colonoscopy [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2002, 21(12): 1450–1460.
- [21] 张怡, 张加万, 孙济州, 等. 基于可编程图形加速硬件的实时光线投射算法 [J]. 系统仿真学报, 2007, 19(18): 4204–4208.
- [22] Gelder V, Kim K. Direct volume rendering with shading via three-dimensional Texture [A]. In: Proceedings of 1996 Symposium on Volume Visualization [C]. Piscataway: IEEE Computer Society Press, 1996. 23–30.
- [23] Engel K, Kraus M, Ertl T. High quality pre-integrated volume rendering using hardware accelerated pixel shading [A]. In: Proceedings of the ACM SIGGRAPH/EUROGRAPHICS Workshop on Graphics Hardware [C]. New York: ACM, 2001. 9–16.