

# 医学图像中微细管道结构的表面绘制算法

夏勇兴 程明 王博亮

XIA Yong-xing ,CHENG Ming ,WANG Bo-liang

厦门大学 计算机科学系 福建 厦门 361005

Department of Computer Science ,Xiamen University ,Xiamen ,Fujian 361005 ,China

E-mail :chm99@xmu.edu.cn

XIA Yong-xing ,CHENG Ming ,WANG Bo-liang, Surface rendering algorithm of tenuous vasculature in medical images. *Computer Engineering and Applications* 2009 45(4) :196-197.

**Abstract :** In medical image processing ,special tissues and structures are usually extracted as binary data for 3D reconstruction. Traditional Marching Cube (MC) algorithm may cause separateness to tenuous tissues and structures when reconstructing the extracted volume data and the connectivity of volume data can not be well reserved. In this paper an improved method to MC algorithm is proposed for the tenuous vasculature reconstruction in medical images that can keep the connectivity of tissues and structures.

**Key words :** 3D reconstruction ;volume data ;Marching Cube(MC) algorithm ;connectivity

**摘要 :** 在医学图像处理中 ,常常需要提取出特定的组织或者结构 ,再以提取到的二值体数据为基础 ,对组织结构进行三维重建。传统的 Marching Cube(MC)算法在对微细结构进行三维重建时 ,可能会产生断裂现象 ,不能有效保持原始体数据的连通性。以血管体数据为例 ,针对医学图像中微细管道结构重建提出一种改进的 MC 算法 ,以保持重建后组织结构的连通性。

**关键词 :** 三维重建 ;体数据 ;移动立方体算法 ;连通性

DOI :10.3778/j.issn.1002-8331.2009.04.056 文章编号 :1002-8331(2009)04-0196-02 文献标识码 :A 中图分类号 :TP751.1

## 1 前言

医学图像三维表面重建的方法中 ,直接从三维体数据生成等值面有多种不同的方法 ,最具代表性的是移动立方体 (Marching Cube)算法 ,即 MC 算法<sup>[1]</sup>。MC 算法是 W·Lorenson 和 Cline 在 1987 年提出的一种三维重建方法 ,其基本思想是在数据体中将位于两个相邻切片上  $2 \times 2 \times 2$  共 8 个相邻的体素组成一个 Cube(立方体) ,用密度值将每个体素区分为对象内和对象外两类 ,然后根据此分类对 Cube 进行编码。所有非同构的 Cube(即 8 个体素不全在对象内或对象外)必然包含对象的表面 ,然后用插值的方法得到对象表面在 Cube 各边的切点 ,再按一定规则将这些切点连接成相邻的三角形以代表此 Cube 内对象的表面 ,通过计算密度的梯度求得表面的方向。

每个 Cube 有 8 个顶点 ,每个顶点有 2 种状态(对象内和对象外) ,因而 Cube 与表面的关系有 256 种情况。通过枚举这 256 种情况 ,可形成一个查询表以得到表面与 Cube 各边相交的信息以及 Cube 内表面的拓扑结构。根据其对称性 ,Cube 的构型最终可以由 15 种情况表示(见图 1)。

在医学图像的处理过程中 ,经常使用区域生长算法对某个组织或结构进行分割提取。区域生长算法分割提取后所得体数据是确定连通的<sup>[2]</sup> ,但由于连通性是基于 26-邻点规则的 ,在使

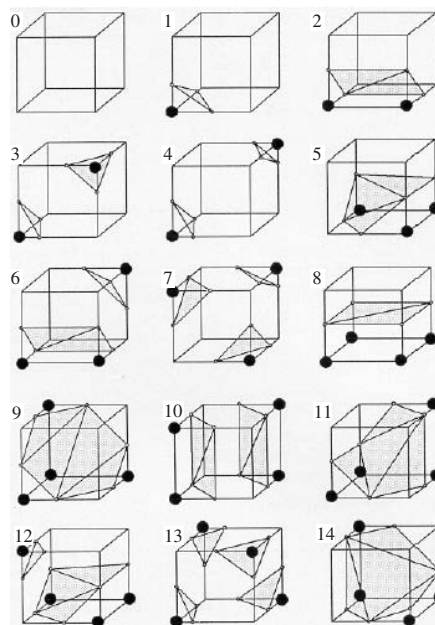


图 1 15 种 Cube 构型

用传统的 MC 算法进行三维重建时 ,会产生“断裂”的现象(如

基金项目 :国家自然科学基金(the National Natural Science Foundation of China under Grant No.60701022)。

作者简介 :夏勇兴(1982-) ,男 ,硕士 ,主要研究方向为医学图像处理 ;程明(1977-) ,男 ,博士 ,讲师 ,主要研究方向为医学图像处理 ;王博亮(1945-) ,男 ,教授 ,博士生导师 ,主要研究方向为生物医学工程。

收稿日期 :2008-07-23 修回日期 :2008-09-25

图2所示), 导致重建后显示出来的图像不能保持原始体数据的连通性。

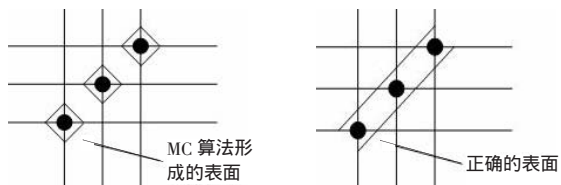


图2(a) MC算法形成的表面

图2(b) 正确的表面

分析产生“断裂”表面的原因, 发现: 传统 MC 算法中三角面片的查找表, 根据 Cube 构型的对称性做了大量的简化, 这种简化的结果使得 MC 算法在绘制表面时具有二义性。简化的 15 种 Cube 构型, 让 MC 算法只能保证 6-邻点规则下的连通性。而对于区域生长算法所得 26-邻点规则的体数据而言, 就很可能导致重建后图像连通性的丢失, 特别是在进行医学图像中微细管道结构的表面绘制时, 极容易出现“断裂”现象(如图 1 中 3、4、6、7、10、12、13 等 Cube 构型情况)。

使用传统 MC 算法对分割提取所得的肝脏血管体数据进行三维重建, 图 3 是使重建后显示出来的效果。从重建结果可以看出, 血管细微处出现多处“断裂”现象(箭头指示处)。



图3 传统 MC 算法对肝脏血管进行三维重建的结果

### 2 改进的 MC 算法

本文提出一种改进的 MC 算法, 其核心思想是通过修改 MC 算法的三角片生成方式进行修改, 使得生成的三角片能够保持体数据原有的连通性。参考文献[3]提出的方法, 结合医学图像中微细管道结构的特点, 对上述 Cube 构型的三角片生成方式做出修改(图 4)。

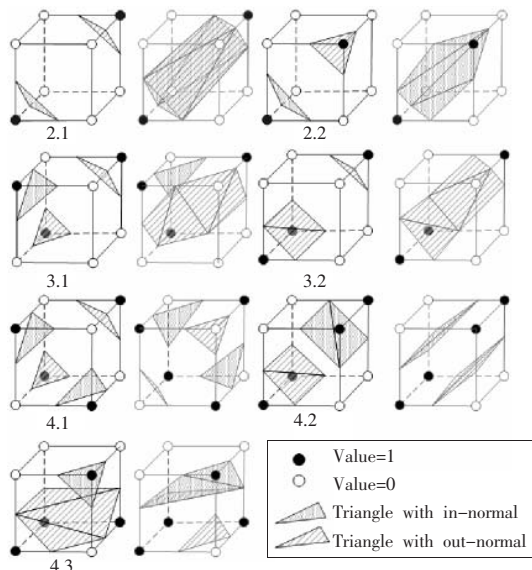


图4 修改后的三角片生成方式

图中每一组 Cube 的左边 Cube 是传统 MC 算法的三角片生成方式, 对应的右边 Cube 表示修改后的三角片生成方式。Cube 的实心顶点表示二值体数据图像值为 1 的点, 空心图像表示二值体数据图像值为 0 的点。

在实际的应用中, 考虑到重建的对象是从特定的组织或结构提取得到的二值体数据, 参考文献[4]的方法, 用中点避免线性插值。取三角片的顶点为所在边的中点, 从而减少了计算顶点坐标所需的时间。

算法的流程如图 5。

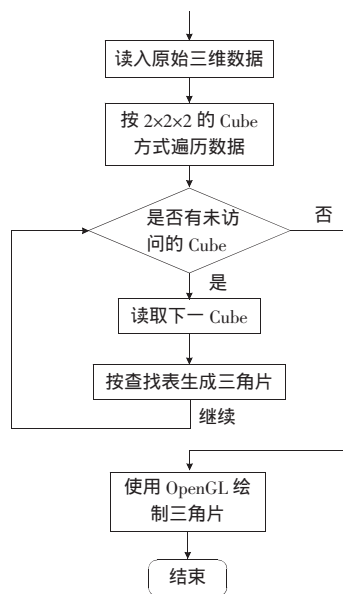


图5 算法流程图

### 3 算法效果分析

图 6(a)、(b) 两幅图像分别列出了使用传统 MC 算法与本文改进的 MC 算法生成的三角面片。观察图 6(a)、(b) 两幅图像中圆圈标示的部分, 可以看出, 本文提出的改进对于微细管道结构的重建显示, 有着较好的效果, 在血管的微细处能够正确地显示表面数据, 又比较完整地保留了原始体数据的连通性。同时, 直接根据 Cube 顶点的二值数据建立三角面片的查找表, 不使用可能引起歧义的对称性, 从而消除了 MC 算法的二义性, 解决了可能产生的“空洞”现象。

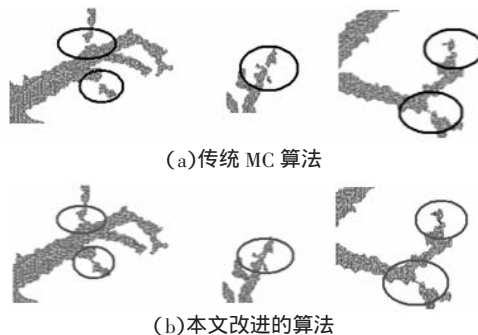


图6 部分微细管道重建结果

由图 4 所示的三角片生成方式可以看出, 为保证体数据重建后的连通性, 本文算法在绘制相同 Cube 构型的表面时, 可能需要生成更多的三角片(例如图 4 中 2.1、2.2、3.1、3.2 等构型)。

(下转 204 页)

由两个因素共同决定的:收敛所需迭代的次数,每个E和M步骤的复杂度。实践中,经常发现当EM算法接近解时,它收敛得相当慢,所以可以把它与传统的优化技术一起使用来加速收敛。虽然如此,标准的EM算法因为具有宽广的使用范围和可以相当轻松地移植到各种不同的问题而被广为应用。

### 3.3 边界定位

纹理图像在聚类后的粗分割结果中会存在一些噪声,所以在后续处理阶段必须应用一些判断准则将这些噪声去掉,本文采用的是形态学的方法对粗分割的结果进一步优化。形态学的基本操作是腐蚀和膨胀。数学上,膨胀定义为集合运算。 $A$ 被 $B$ 膨胀,记为 $A \oplus B$ ,定义如式(9),其中 $\phi$ 为空集, $B$ 为结构元素。

$$A \oplus B = \{z | (B)_z \cap A \neq \phi\} \quad (9)$$

腐蚀的数学定义与膨胀相似, $A$ 被 $B$ 腐蚀记为 $A \ominus B$ , $A$ 被 $B$ 腐蚀是所有结构元素的原点位置的集合,其中平移的 $B$ 与 $A$ 的背景并不叠加,定义如式(10):

$$A \ominus B = \{z | (B)_z \cap A^c \neq \phi\} \quad (10)$$

## 4 实验结果

本文借助实验进行了算法验证,实验图片 $N \times N = 128 \times 128$ 像素,图像子块的选择为 $15 \times 15$ ,滤波器组为两个LOG滤波器,大小分别为 $7 \times 7$ 和 $5 \times 5$ , $\sigma = 0.5$ 。部分实验结果如图3所示。图3(b)和(e)是使用数学形态学方法处理的结果,图3(c)和(f)是最终的分割结果。

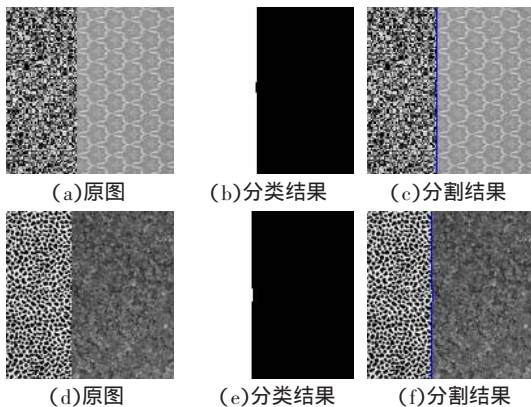


图3 部分分割结果

本文提出一种基于谱直方图和EM的纹理图像分割算法。首先利用LOG滤波器组与纹理图像进行卷积得到一组谱直方图的特征向量,用距离度量函数对特征向量进行计算得到特征

统计值的矩阵,将这个特征统计值矩阵送入到EM中进行分类,得到粗分割结果,最后使用形态学方法对粗分割的结果进行进一步的优化。实验结果证明本实验的算法同时兼顾了降噪和保留边界两个方面的要求,效果令人满意。

### 参考文献:

- [1] Khotanzad A, Chen J Y. Unsupervised segmentation of texture images by edge detection in multidimensional feature[J]. IEEE Trans PAMI, 1989, 11(4): 414-421.
- [2] Paragios N, Deriche R. Geodesic active contours for supervised texture segmentation[C]//Proceedings of the IEEE International Conference on Computer Vision, 1999, 1: 926-932.
- [3] Zhu S, Yuille A. Region competition: Unifying snakes, region growing and Bayes/MDL for multiband image segmentation[J]. IEEE Trans PAMI, 1996, 18: 884-900.
- [4] Li C T, Chiao R. Multiresolution genetic clustering algorithm for texture segmentation[J]. IEEE on Image and Vision Computing, 2003, 21(11): 955-966.
- [5] Nevada L V. A fuzzy approach to texture segmentation [C]//International Conference on Information Technology Coding and Computing, 2004, 1: 636-638.
- [6] Manjunath B S, Chellappa R. Unsupervised texture segmentation using Markov random field models[J]. IEEE Trans PAMI, 1991, 13(5): 478-482.
- [7] Andery P, Tanoux P. Unsupervised segmentation of Markov random field modeled textured images using selectionist relaxation[J]. IEEE Trans PAMI, 1998, 20(3): 252-262.
- [8] Mumford D, Shah J. Optimal approximations of piecewise smooth functions and associated variational problems[J]. Communications on Pure and Applied Mathematics, 1989, XLII(4): 577-685.
- [9] Chan T F, Vese L A. A level set algorithm for minimizing the Mumford-Shah functional in image processing[C]//Proceedings of the IEEE Workshop on Variational and Level Set Methods in Computer Vision, 2001: 161-168.
- [10] Fusco N. An overview of the Mumford-Shah problem[C]//Proceedings of Mathematical Models of Visual Perception, 2004.
- [11] Liu Xiu-wen, Wang De-liang. Image and texture segmentation using local spectral histograms[J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2006, 1: 1-12.
- [12] Liu Xiu-wen, Wang De-liang. Texture classification using spectral histograms[J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2003, 12(6): 661-670.

(上接 197 页)

然而,在实际实现中,需要增加三角片的Cube构型只占体数据中极小的比例,增加的少量三角片不影响图像重建。表1是改进前后算法效果对比。机器配置:P4 2.8处理器,1G内存。运行环境:Windows XP SP2, .Net Framework 2.0, OpenGL。

表1 改进前后算法效果对比

	体素个数	三角片数	运行时间/ms
改进前	15 210 000	105 327	8 875
改进后	15 210 000	105 340	8 921

从表1可以看出,改进算法保留了传统MC算法的优点,同时保证了重建后的数据连通性,在医学图像微细管道结构表

面绘制上的效果是比较优秀的。

### 参考文献:

- [1] Lorensen W E, Cline H E. Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm[J]. Computer Graphics, 1987, 21(4): 163-169.
- [2] 程明, 黄晓阳, 王博亮. 医学图像中微细管道结构的提取[J]. 计算机工程与应用, 2007, 43(33): 221-223.
- [3] Kenmochi Y, Kotani K, Imiya A. Marching cubes method with connectivity[C]//Proceedings of 6th International Conference on Image Processing (ICIP'99), 1999, 4: 361-365.
- [4] 徐毅, 李晓梅, 许润涛. 对体可视化 Marching Cube 算法的改进[J]. 计算机工程, 1999(11): 52-54.