

基于分割的三维医学图像表面重建算法*

何晖光, 田捷, 赵明昌, 杨骅

(中国科学院 自动化研究所 人工智能实验室, 北京 100080)

E-mail: hhg@sina.com; tian@doctor.com

http://www.3dmed.net

摘要: 提出了一种基于分割的三维医学图像表面重建算法, 它将图像分割与 MC(marching cubes)算法有机地结合, 这样可以根据不同医学图像的特点, 采用适合的分割方法, 实现对不同组织的准确分割, 并利用分割结果精确地提取等值面, 避免了 MC 只适合于阈值分割的局限性. 同时采用一种基于区域增长的立方体检测方法, 提高了表面跟踪的效率. 实验证明, 运用本算法, 重建速度和显示效果均有提高.

关键词: marching cubes; 分割; 三维重建; 表面跟踪; 医学图像

中图分类号: TP391 **文献标识码:** A

三维医学图像重建技术可以从二维图像中获取三维的结构信息, 为用户提供具有真实感的三维图形, 便于用户从多角度、多层次进行观察和分析, 它在辅助医生临床诊断等方面发挥着越来越重要的作用.

三维重建技术包括两种方法: 表面重建和体重建. 直接体重建计算量大, 难以实时处理. 而基于表面的重建方法要比基于体素的方法速度快, 更适用于实时性要求高的地方, 比如交互操作、图形引导手术(image-guide surgery)、虚拟内窥镜等.

Keppel^[1], Fuch^[2]和 Ekou^[3]采用轮廓拼接(contour-connecting)方法重建三维物体, 根据体数据由很多张平行切片组成的特点, 先求出每张切片中物体的闭合轮廓, 然后将相邻切片之间的轮廓连接生成物体表面. 但是它确定多分支等值线在相邻切片间的拓扑关系以及分支顶点的连接关系比较困难, 至今尚未彻底解决. Herman^[4]提出了 Cuberille 算法, 该算法将三维体数据分割成物体和背景两个部分, 然后对物体数据的每一个采样点构建立方体, 并求出表面法向量, 把立方体体素的各个面投影到屏幕, 利用 Z-Buffer 算法判断遮挡关系, 显示出分割结果的等值面. Lorensen^[5]在 1987 年提出了 MC(marching cubes)算法, 该算法通过在相邻的体数据切片之间构建体素, 根据经验获得某一种物质的密度值, 设定为待求出物质表面的阈值, 利用线性插值求出每一个立方体体素的三角剖分的构型, 进而将整个物体表面以三角型网格的形式表示出来. MC 算法的提出提供了一种精确地定义体素及其内等值面的生成方法, 随后又有很多人在它的基础上继续研究^[6-11]. MC 如今已经成为最流行的三维重建算法之一, 在许多商业软件中也有应用.

但是标准 MC 算法存在以下不足:

1) 标准 MC 算法实质上是通过阈值分割来提取等值面, 阈值分割对 CT 图像比较有效, 但对于 MRI 图像来讲, 由于人体内部解剖结构的复杂性、生物组织的蠕动和 MRI 成像的特点, 造成医学图像中目标物体不可避免的受到其它物体甚至是噪声的干扰, 使得物体局部边缘特征模糊, 用阈值分割难以得到较好的效果. 因此标准 MC 方法的在医学领域的应用存在着局限性.

* 收稿日期: 2000-12-29; 修改日期: 2001-05-25

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(60071002;60072007;69931010;60172057)

作者简介: 何晖光(1973 -), 男, 湖北麻城人, 博士生, 主要研究领域为模式识别与图像处理, 计算机图形学; 田捷(1960 -), 男, 安徽芜湖人, 博士, 研究员, 博士生导师, 主要研究领域为模式识别与智能系统, 计算机网络, 多媒体; 赵明昌(1977 -), 男, 河南郑州人, 博士生, 主要研究方向为计算机图形学, 科学可视化; 杨骅(1976 -), 男, 湖北武汉人, 硕士, 主要研究方向为计算机图形学, 科学可视化.

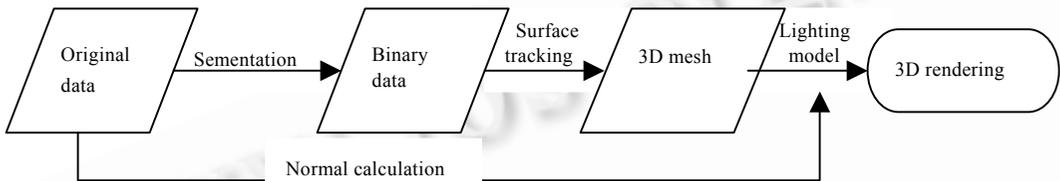
2) 标准 MC 是逐个移动立方体来进行处理,就是说对所有的立方体都要进行一次检测.然而据研究^[12],真正与等值面相交的立方体只占总数据量的很小一部分(至多 10%左右),算法执行中 30%~70%的时间用在对空单元的检测上,因此需要有一种合理的数据结构对空间数据进行有效的遍历,以加速对空单元的检测和过滤.

基于以上考虑,本文综合了 Cuberille 与 MC 算法,提出了一种新的 MC 算法(NMC).将分割结果作为 MC 的输入,可以根据图像特征选择最恰当的分割方法,利用分割结果构造等值面.同时在表面跟踪时,我们采用一种基于区域增长的立方体检测方法,对生成的等值面采用 OpenGL 技术进行显示.这样既能在运算速度上有所提高,同时也能得到较好的显示效果.

本文第 1 节介绍我们提出的算法.第 2 节进行实验对比.最后得出结论.

1 算法描述

算法步骤如图 1 所示.



原始数据, 分割, 二值数据, 表面跟踪, 三维面片, 光照模型, 法向量计算, 三维绘制.

Fig.1 Algorithm steps

图 1 算法步骤

1.1 分割

图像分割是进行三维重建的基础,分割的效果直接影响到三维重建后模型的精确性.分割可以帮助医生将感兴趣的物体(病变组织等)提取出来,并使得医生能够对病变组织进行定性及定量的分析,从而提高医学诊断的准确性和科学性.

本文所采用的算法由于将分割与 MC 相结合,摆脱了标准 MC 只能用阈值分割的局限性,该算法的模块性和可扩充性好,可以将各种分割算法集成到本算法中.考虑到分割不是本文的重点,这里不做详细介绍,相关内容可参考文献[13]等.

1.2 表面跟踪

1.2.1 标准 MC 算法

MC 算法所处理的数据一般是三维正交的数据场,可表示成:

$$F_{i,j,k}=F(x_i,y_j,z_k) \quad (i=1,\dots,N_x, j=1,\dots,N_y, k=1,\dots,N_z).$$

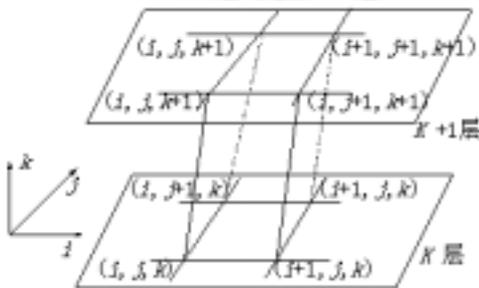


Fig. 2 The voxel of MC
图 2 移动立方体的体素

MC 算法中,由相邻层上的各 4 个像素组成立方体的 8 个顶点(如图 2 所示).MC 算法首先对立方体的 8 个顶点按阈值进行分类,以判定其顶点是位于等值面之外,还是位于等值面之内.由于每一体素共有 8 个顶点,每个顶点共有 2 个状态,因此共有 256 种组合状态.根据立方体的互补对称性以及旋转对称性,可将这 256 种状态简化为 15 种基本构型^[5].事先建立好立方体顶点构型与三角剖分关系查找表,这样就可根据 8 个顶点的状态,确定等值面的三角剖分模式.对于与等值面相交的立方体(除了 0 和 255 以外的构型),采用插值计算出等值面与立方体边的交点.根据立方体每一顶点与等值面的相对位置,将这些交点按一定方式连接生成三角面片,加到三维面

片队列中,然后移动立方体,逐个处理数据场中的立方体,就能得到等值面。

1.2.2 NMC 的表面跟踪算法

对原始数据场进行分割我们得到另一组三维数据集,它是二值数据(0 表示背景,1 表示需要重建的物体),我们利用它来构造三维等值面。等值面索引的构造方式与标准的 MC 方式相同,但是等值面与立方体交点的计算则有所区别。我们取立方体棱边的中点作为等值面与立方体的交点,省去了线性插值的计算。这主要是基于两方面的考虑:首先图像是二值的,没有合适的阈值来进行求交;另一方面,通过中点来求交,最大的误差为 0.5 个立方体边长,而一些显示设备的分辨率是达不到这个精度的,对于 $512 \times 512 \times [\leq 512]$ 的数据集来说,中点投影到屏幕上所显示的图像与线性插值点投影到屏幕上的图像是近似一样的^[9]。

另外,如果立方体中的三角面片确定后,与它相邻的立方体(前、后、上、下、左、右)中的面片将会按照一定的顺序延伸。基于以上考虑,我们对 15 种基本构型加一个标记用来表示 6 个相邻立方体中需要被访问的数目,它可能的数目为 0,3,4,5 或 6。例如,如果是文献[5]中图 3 的 Case 1,只有 3 个相邻的立方体可能被继续跟踪。另一方面,如果是 Case 10,则要扫描所有 6 个相邻的立方体。经统计实验,有 90% 的等值面是由图 3 所示的 6 种情况下构成的,这样就能节省大量的计算时间。下面我们介绍算法的具体实现。

算法的基本数据结构包括两个查找表 *CubeCase*(*CCase*)和 *NeighborCase*(*NCase*),一个队列 *Q* 和标志数组 *L*。*CCase* 记录立方体的 256 种构型索引及其所对应的三角剖分形式,*NCase* 记录每种构型索引及其所对应的相邻立方体的情况,队列 *Q* 用来记录处理过的立方体,*L* 用来记录该立方体是否被处理(1 表示已经处理过,0 表示没有)。算法开始时,将标志数组 *L* 初始化,将 *L* 中的所有元素都标记为 0。然后用户在三维数据集上选择一个种子立方体(该立方体中含有所要抽取等值面的一部分),加到队列 *Q* 中,并将其标志设为 1。每次从队列中取出一个立方体进行处理,每次处理进行两次判断,第 1 次判断,是通过分割后的数据集来判断该立方体的构型(该构型在 0~255 之间),以此来确定该立方体在哪条边上有交点,并将交点以及法向量计算出来加入三角面片数组。第 2 次判断通过 *NCase* 来确定哪个邻域将被继续访问,并将需要处理的相邻立方体(如果没有被访问过)加到队列中。在执行上述操作后,我们认为该立方体已被遍历,这样该立方体在标志数组中被标记为 1。算法依次执行直到队列为空,这时等值面就已经被抽取出来。

算法伪代码如下:

输入:分割后的数据(用来进行表面跟踪),原始三维数据(用来计算法向量)

输出:三维模型,用三角面片表示

辅助数据结构:

二元标志数组 $L = \{Flag, p\}$, *Flag* 表示立方体 *p* 是否被访问过(0 表示没有被访问,1 表示已访问过);

队列 *Q* 用来存放待处理的立方体;

数组 *TA* 用来存储生成的三角面片。

Begin:

0. 初始化 *L*,将其中所有元素的 *Flag* 置为 0;并置队列 *Q* 为空;
1. 检测数据集,选取一个立方体 *p*,使得该立方体的构型索引不为 0,将其加入队列 *Q* 中,并置 $L[p].Flag=1$;
- While *Q* 非空 do:
 2. 从 *Q* 中取出立方体 *C*,
 3. If $L[C].Flag=1$, continue;
 4. 置 $L[C].Flag=1$;
 5. 通过 *C* 的 8 个顶点的情况,得到 *C* 的构型索引 *index*
 6. 由 *index* 查找 *CCase* 表,得到该立方体中的等值面的三角剖分形式,同时计算三角面片的顶点和法向

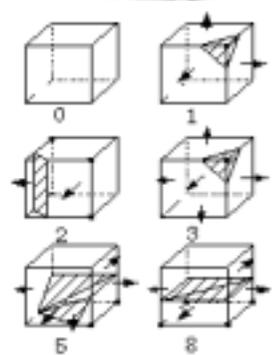


Fig. 3 Surface tracking
图 3 表面跟踪

量,将其输入三角面片数组 TA ;

7. 通过构型索引,查找 $NCase$ 表,将与 C 有公共交点的相邻立方体放入对列中 Q .

End While

8. 输出三维面片数组 TA

End

1.3 法向量的计算

本文以中心差分获得体素中心点的梯度值来代替体素的法向量,对法向量的计算我们用原始三维数据集进行,这样可以保证重建效果比较平滑.

$$G_x = g(i+1,j,k) - g(i-1,j,k),$$

$$G_y = g(i,j+1,k) - g(i,j-1,k),$$

$$G_z = g(i,j,k+1) - g(i,j,k-1),$$

$$N_u = \frac{G_u}{\sqrt{(G_x)^2 + (G_y)^2 + (G_z)^2}}, u=x,y,z.$$

其中 $g(i, j, k)$ 表示点 (i, j, k) 的灰度值,点 (i, j, k) 与其相邻立方体的关系如图 2 所示.

2 实验

算法用 C++ 语言编写,实验在中科院自动化所人工智能实验室自行开发的三维医学图像处理与分析系统(参见 <http://www.3dmed.net>)上完成,机器配置为 PIII 450,256M RAM.

(1) 图 4(a)是先天性颅颌面发育畸形患者的头颅电子束 CT 图像,图 4(b)是采用阈值分割后得到的二值图,白色区域表示骨骼,图 4(c)和图 4(d)分别为重建出来的骨骼模型和肌肉模型.其时间比较如表 1 所示.

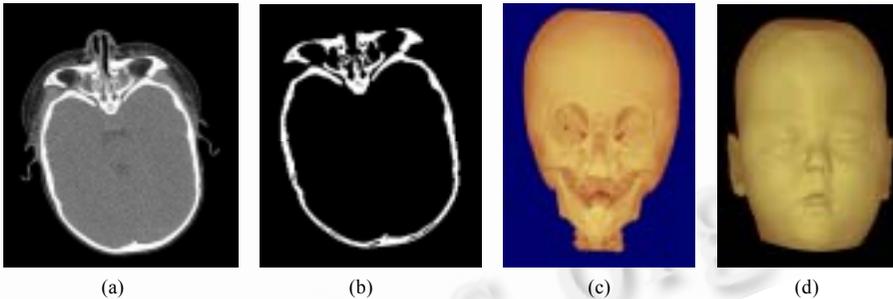


Fig.4

图 4

Table 1 Reconstruction runtime comparison (Fig. 4--512*512*114)

表 1 算法运行时间对比(图 4--512*512*114)

Reconstruction method		The number of triangles	Reconstruction time (s)
Skeleton (Fig.4(c))	SMC	1 473 382	88.14
	NMC	1 385 996	11.21
Muscle (Fig.4(d))	SMC	878 086	86.21
	NMC	902 256	7.37

重建算法, 三角片个数, 重建时间(秒), 骨骼模型, 标准 MC, 新 MC, 肌肉模型.

(2) 图 5(a)为螺旋 CT 扫描所得到的脑部图像,图 5(b)为采用种子生长方法分割后得到的分割结果,从中我们可以看到肌肉被表为白色,图 5(c)显示了面部肌肉重建后的效果.其时间比较如表 2 所示.

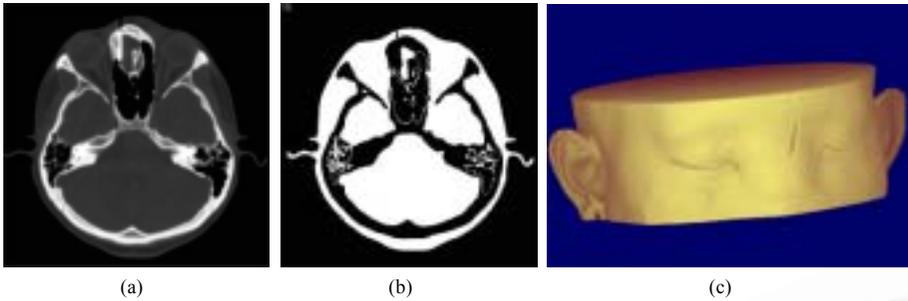


Fig.5

图 5

Table 2 Reconstruction runtime comparison (Fig.5--256*256*124)

表 2 算法运行时间对比(图 5--256*256*124)

Reconstruction method	The number of triangles	Reconstruction time (s)
SMC	1 023 478	61.37
NMC	956 680	4.77

重建算法, 三角片个数, 重建时间(秒), 标准 MC, 新 MC.

图 6(a)的数据来自 GE 公司制造的核磁设备;图 6(b)为我们通过切片重组所得到的冠状面方向的切片;图 6(c)为采用基于模糊连接度的分割^[11]得到的肿瘤图像;图 6(d)为三维重建后的结果.其时间比较如表 3 所示.

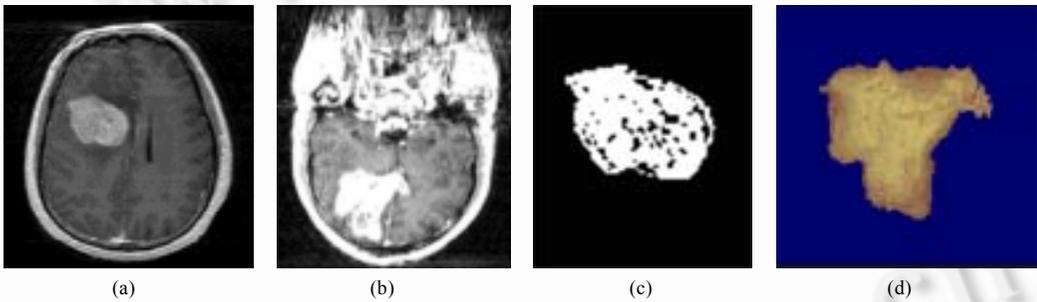


Fig.6

图 6

Table 3 Reconstruction runtime comparison of (Fig. 6--256*256*124)

表 3 算法运行时间对比(图 6--256*256*124)

Reconstruction method	The number of triangles	Reconstruction time(s)
SMC	Can't reconstruct	Can't reconstruct
NMC	52 828	0.52

重建算法, 三角片个数, 重建时间(秒), 标准 MC, 新 MC, 无法重建.

图 7(a)脑部图像的数据规模为 512*512*58;图 7(b)为种子生长的分割方法分割出的骨骼图像,图 7(c)为骨骼重建的结果,图 7(d)为面部肌肉重建的结果.其时间比较如表 4 所示.

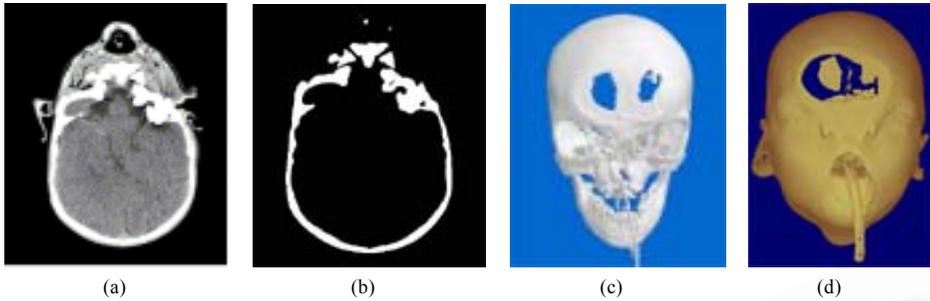


Fig.7
图 7

Table 4 Reconstruction runtime comparison (Fig. 7--512*512*58)

表 4 算法运行时间对比(图 7--512*512*58)

Reconstruction method		The number of triangles	Reconstruction time (s)
Skeleton (Fig.7(c))	SMC	841 404	58.24
	NMC	792 064	3.91
Muscle (Fig.7(d))	SMC	621 734	54.08
	NMC	643 952	3.02

重建算法, 三角片个数, 重建时间(秒), 骨骼模型, 标准 MC, 新 MC, 肌肉模型.

图 8(a)为腹主动脉瘤的数据;图 8(b)为分割出脊柱的图像;图 8(c)为腹腔的三维重建;图 8(d)为将腹主动脉分割后重建的结果.其时间比较如表 5 所示.

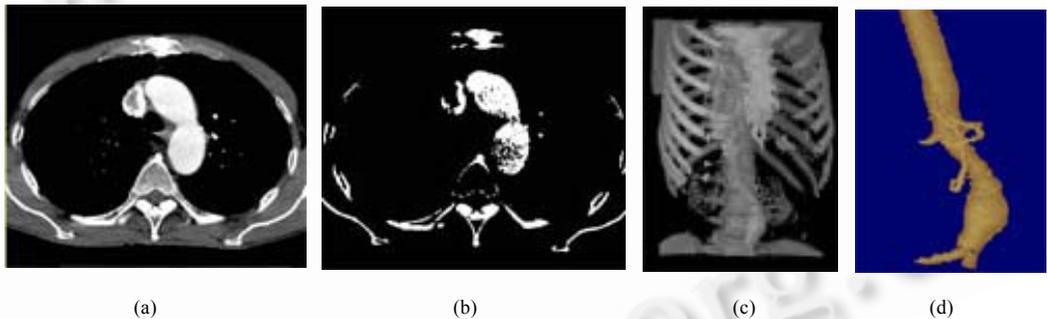


Fig.8
图 8

Table 5 Reconstruction runtime comparison (Fig. 8--512*512*140)

表 5 算法运行时间对比(图 8--512*512*140)

Reconstruction method		The number of triangles	Reconstruction time (S)
Bellyhold (Fig.8(c))	SMC	2 235 584	101.72
	NMC	1 723 987	50.86
Artery (Fig.8(d))	SMC	Can't reconstruct	Can't reconstruct
	NMC	841 376	4.57

重建算法, 三角片个数, 重建时间(秒), 腹腔模型, 标准 MC, 新 MC, 动脉模型.

从以上实验结果可以看出,改进后的 MC 算法的重建时间远小于标准 MC,即使加上阈值分割(标准 MC 实际上是阈值分割)所用的时间,如对图 4(c)来说,分割时间为 1.27s,总共的重建时间为 12.48s,仍然比标准 MC 的 88.14s 要少.而且对于图 6(d)和图 8(d)来说用标准 MC 是无法重建出来的.图 6(d)是采用模糊分割后重建出来的,而 8.4 是采用 live-wire 分割^[12]后重建出来的.

用改进后的 MC 算法重建出三维模型,可以得到较为满意的显示效果,从图 5(c)中可以清晰地看到鼻梁上方的刀痕,在图 5(c)的左下角还可看到右耳下方的耳环穿孔.在图 8(d)的下部可看到有肿瘤存在.

3 总 结

本文介绍了一种基于分割的三维医学图像表面重建算法 NMC, NMC 将分割与 MC 相结合,这样就可以针对不同的生物组织,采用不同的分割方法,改变了原来标准 MC 算法只能运用阈值分割的局限性,使得分割更为准确,其三维显示效果也更好.采用种子生长的方式进行立方体检测,减少了对无用立方体的检测,采用中点代替插值计算,用整数运算代替浮点运算,这两方面使得重建速度大为提高,对于百万数量集的三角面片,重建时间少于 5s.而标准的 MC 算法以及 Cuberllie 算法重建时间均大于几十秒,实际应用时让用户等待时间过长,不适合于交互.采用 OpenGL 技术进行三维显示,可以充分利用硬件加速,对于百万数量级的三角面片,其绘制时间小于 1s,这样我们可以对三维对象实现实时的绘制,使得手术模拟及图形引导手术等交互式操作成为可能.

本算法还有一些值得进一步探讨的问题,如分割本身就需要对数据集进行一次检测,而在等值面提取的过程中,又对数据集进行了一次检测,因此如果能够做到边分割边重建,就能减少检测次数,从而提高运算效率.同时本文的三角面片结构存在着一些冗余信息,还可作进一步的整理,使得具有公共交点的等值面可以共享数据,从而减少存储空间.如果能实现上述的改进,本算法将变得更加完整.

References:

- [1] Keppel, E. Approximating complex surfaces by triangulation of contour lines. IBM Journal of Research and Development, 1975, 19(1):2~11.
- [2] Fuchs, H. Optimal surface reconstruction from planar contours. Communications of the ACM, 1977, 20(10):693~702.
- [3] Ekoule, A.B. A triangulation algorithm from arbitrary shaped multiple planar contours. ACM Transactions on Graphics, 1991, 10(2): 182~191.
- [4] Herman, G.T., Liu, H.K. Three-Dimensional display of human organs form computed tomography. Computer Graphics & Image Processing, 1979, 9(1):1~29.
- [5] Lorensen, W.E., Cline, H.E. Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm. Computer Graphics, 1987, 21(4):163~169.
- [6] Wallin, A. Constructing isosurfaces from CT data. IEEE Computer Graphics & Application, 1991, 11(5):28~33.
- [7] Schroeder, W.J., Zarge, J.A., Lorensen, W.E., Decimation of triangle meshes. Computer Graphics, 1992, 26(2):65~70.
- [8] Shu, R., Zhou, C., Kankanhalli, M.S., Adaptive marching cubes. The Visual Computer, 1995, 11(4):202~217.
- [9] Montani, C., Scateni, R., Scopigno, R. Discretized marching cubes. In: Bergeron, R.D., Kaufman, A.E., eds. Proceedings of the Visualization '94, 1994. 281~287.
- [10] Wilhelms, J., VanGelder A. Octree for faster isosurface generation. ACM Transactions on Graphics, 1992, 11(3):201~227.
- [11] Shekhar, R., Fayyad, E., et al. Octree-Based decimation of marching cubes surfaces. In: Proceedings of the IEEE Visualization 96. 1996. 335~342.
- [12] Wilhelms, J., VanGelder, A. topological considerations in isosurface generation. San Diego Workshop on Volume Visualization, 1990, 24(5):79~86.
- [13] Jain, A.K., Duin, R.P.W., Mao, Jian-chang. Statistical pattern recognition: a review. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Intelligence, 2000, 22(1):4~37.
- [14] Udupa, J.K., Samarasekera, S. Fuzzy connectedness and object definition: theory, algorithms, and applications in image segmentation. Graphical Model and Image Processing, 1995, 58(3):246~261.
- [15] Mortensen, E.N., More, B.S., Barrett, W.A., et al. Adaptive boundary detection using live-wire two dimensional dynamic programming. In: Proceedings of the IEEE Computers in Cardiology. 1992. 635~638.
- [16] Tiede, U., Heinz, K., et al. Investigation of medical 3D-rendering algorithms. IEEE Computer Graphics & Application, 1990, 10(2): 41~53.
- [17] Nielson, G., Hamann, B. The asymptotic decider: resolving the ambiguity in marching cube. In: Nielson, G.M., Rosenblum, L., eds. Proceedings of the Visualization'91. IEEE Computer Society Press, 1991. 83~91.

A 3D Medical Imaging Surface Reconstruction Scheme Based on Segmentation*

HE Hui-guang, TIAN Jie, ZHAO Ming-chang, YANG Hua

(Artificial Intelligent Laboratory, Institute of Automation, The Chinese Academy of Sciences, Beijing 100080, China)

E-mail: hhg@sina.com; tian@doctor.com

http://www.3dmed.net

Abstract: In this paper, a 3D medical imaging surface reconstruction scheme was proposed, which integrates segmentation and Marching Cubes algorithm. An appropriate segmentation method was applied to the image sequence according to the feature of the original medical image, then the segmentation result (binary image data set) was used as the input of MC to generate iso-surfaces. In addition, a surface-tracking algorithm based on region growing is developed, which improve the efficiency by avoiding detecting empty space. Applying the scheme, both the speed and the display performance of the system are improved.

Key words: marching cubes; segmentation; 3D reconstruction; surface tracking; medical image

* Received December 29, 2000; accepted May 25, 2001

Supported by the National Natural Science Foundation of China under Grant Nos.60071002; 60072007; 69931010; 60172057

第 2 届中国 Rough 集与软计算学术研讨会(CRSSC2002)

征 文 通 知

由中国计算机学会人工智能与模式识别专业委员会主办、苏州大学承办的第 2 届中国 Rough 集与软计算学术研讨会(CRSSC2002)拟定于 2002 年 10 月下旬在苏州召开。欢迎高等院校教师、科研院所和企业的科技人员以及博士生、硕士生踊跃参加。

一、征文范围

1. Rough 集理论及其应用;Rough 逻辑与 Rough 推理;Rough 代数理论及其应用;
2. Fuzzy 集理论与 Fuzzy 逻辑;Dynamic Fuzzy 集与 Dynamic Fuzzy 逻辑;
3. 分布智能、群体智能、网络智能;神经网络模型与新算法;
4. 人工生命;演化计算;计算智能;
5. 数据挖掘;知识发现;机器学习;知识工程;知识理论;
6. 信息 Granular 与 Granulation 计算;
7. 自然语言理解与机器翻译;
8. 智能控制、智能管理;
9. 软计算理论及其应用;
10. 可拓工程理论及其应用;
11. 其他。

二、征文要求

- (1) 论文必须未公开发表过,一般不超过 6000 字。
- (2) 论文一律用 A4 打印稿,一式 3 份,用 Word 7.0 以上版本排版,欢迎电子投稿。
- (3) 大会录用论文将在《计算机科学》杂志上发表。

三、重要日期

截稿日期: 2002 年 6 月 10 日 录用日期: 2002 年 7 月 10 日

四、联系方式

- (1) 投稿方式:215006,江苏省苏州市苏州大学计算机工程系 李凡长 教授
电子投稿请送: lfzh@suda.edu.cn
- (2) 联系电话: 办公室电话: 0512-5113205(石明芳、王根荣)
李凡长教授电话: 013962116494,0512-5112737(办),0512-7489202(宅)