

文章编号: 1007-2780(2011)05-0683-05

# 基于改进 MC 算法的 CT/MR 图像三维重建

李显凌

(中国科学院 长春光学精密机械与物理研究所 应用光学国家重点实验室,  
吉林 长春 130033, E-mail: lixianling@sklao. ac. cn)

**摘 要:** 针对 MC (Marching Cubes) 算法重建后模型表面的不光滑性和模型表面三角面片数量大的缺点, 提出了在保证一定精度的前提下减少小面片的处理方式。通过对等值面进行三维空间上的方向平滑来代替等值面上的三维坐标平滑, 达到了提高模型表面平滑性的目的。以边删除算法为基础, 设计了网格简化算法, 实现了模型表面的网格简化。以喉管和心血管两组磁共振 (Magnetic Resonance, MR) 体数据为例进行三维表面重建的结果表明, 平滑后的三维显示效果有了显著改善, 显示的结构细节清晰度与真实感明显提高。模型的网格简化 90% 后, 依然能保持原模型的特征和较好的视觉效果, 并大大提高了实时交互绘制的能力, 明显缩短了交互操作时间。

**关 键 词:** MC 算法; 等值面; 平滑; 三维重建

**中图分类号:** TP391      **文献标识码:** A      **DOI:** 10.3788/YJYXS20112605.0683

## 3D Reconstruction of CT/MR Images Based on Improved Marching Cubes Algorithm

LI Xian-ling

(State Key Laboratory of Applied Optics, Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics,  
Chinese Academy of Sciences, Changchun 130033, China, E-mail: lixianling@sklao. ac. cn)

**Abstract:** Marching Cubes (MC) algorithm has disadvantages of bad-surface of 3D surface model and triangle redundancy. To improve this algorithm performance, smoothing for iso-surface and edge deleting algorithm to simplify the meshes are presented. The direction smooth of the three-dimensional space on the iso-surface was used to replace the smooth of three-dimensional coordinates on the iso-surface, and the smoothness of the model surface was improved. Based on the edge deletion algorithm, a mesh simplification algorithm was designed to simplify the model surface mesh. Two groups of Magnetic Resonance (MR) data (hollow throat and cardiovascular system) were used to actualize three-dimensional surface reconstruction. Running examples show that the smoothed three-dimensional display has been improved significantly, and the clarity and realism of the structural details improved obviously. After 90% mesh of the model had been reduced, the model can still maintain the original features and good visual effects, and the ability of real-time interactive rendering was enhanced greatly, the interaction time was reduced evidently.

**Key words:** marching cubes (MC) algorithm; iso-surface; smooth; 3D reconstruction

收稿日期: 2011-03-15; 修订日期: 2011-04-20

基金项目: 国家 863 计划项目 (No. 2007AA04Z237)

作者简介: 李显凌 (1974—), 男, 辽宁沈阳人, 博士, 主要从事光学检测及医疗辅助技术研究。

# 1 引    言

现代医学影像技术的发展,使得从人体上获取的信息越来越详实,极大地丰富了医学图像的内容。对于这些信息的利用,传统方法是观察者根据胶片或者数字形式的二维图像,依靠“在头脑中进行三维重现”来进行分析和诊断。然而,要准确地把握组织的生理病理的性质、空间几何特征及其周围组织之间的空间关系,仅凭这种传统方法是极为困难的。医学 CT/MR 图像三维可视化<sup>[1-4]</sup>通过对具有空间特性的医学图像在三维空间中进行处理,以视觉形式充分反映出医学图像中丰富的隐含信息,从而使得医学 CT/MR 图像三维可视化在医学诊断、手术规划以及模拟仿真、整形及假肢外科、放射治疗规划、解剖教学等方面有着重要的应用。人们一直在寻求更好的方法和途径,使其既能提高人体解剖结构三维重建的效果,又能提高三维旋转等交互显示的速度。

由于医学可视化在很多情况下,更关心的是解剖结构和病灶部位的外形轮廓特征,所以,以 MC 算法为代表的面绘制技术在医学上有着广泛应用<sup>[5-7]</sup>。MC 算法是用于抽取体数据中的等值面的算法,是由 Harvey E. Cline 和 William E. Lorensen 在 1987 年的 SIGGRAPH 会议上提出的。采用 MC 算法,可以在给定阈值的情况下较好地提取任意三维体数据场的等值面,尤其适合医学体数据场的情形。但此时的三维重建与显示过程有两个缺点:一是 MC 方法构造的三角面片是待求等值面的近似表示,在体元较大的稀疏数据场中将会产生较大的误差;另一个是 MC 方法存在着连接上的二义性问题,如果这个问题不解决,就不能保证曲面的封闭性。所以,用传统的 MC 算法进行三维重建与交互显示,其结果仍不能满足医学应用所要求的重建效果和交互速度。

本文在深入研究 MC 算法的基础上,针对上述两个问题分别提出了相应的解决方案。显示效果方面,本文在提取等值面后,对要重建的解剖结构表面的外部等值面进行方向平滑处理,显示效果较以前有所改善;交互时间方面,在不影响视觉效果或保证物体视觉特征还可以接受的前提下,通过减少表示物体表面的三角面片来减少运行时间和交互时间。

# 2 等值面的方向平滑

## 2.1 等值面法矢量的计算

从体数据中提取给定阈值的等值面,初步得到等值面的几何数据集 $\{(t_i, N_{t_i}) \mid i = 1, 2, \dots, N\}$ 。其中  $N$  为构造等值面的三角面片总数, $N_{t_i}$  为三角面片  $t_i$  的单位法向量。设  $P_t$  为等值面上任意三角面片  $t$  的 3 个顶点矢量  $a, b, c$  在坐标系中的三维坐标阵,则

$$P_t = \begin{bmatrix} x_a & x_b & x_c \\ y_a & y_b & y_c \\ z_a & z_b & z_c \end{bmatrix} \quad (1)$$

则三角面片  $t$  的单位法向量为

$$N_t = R(P_t) = \frac{(b-a) \times (c-a)}{\| (b-a) \times (c-a) \|} \quad (2)$$

按照 OpenGL 三维图形库的浓淡绘制的光照模式,对于等值面上的任一三角面片  $t$ ,设  $L_t$  为三角面片  $t$  到光源的位移单位矢量,则当光照环境参数不变时,它在投射面上的浓淡绘制颜色值为关于  $L_t$  与  $N_t$  的函数。

由于体数据场中本身存在噪声影响,导致经 MC 算法产生的空间等值面显示时重建出来显示结果的可视性和清晰度往往不够理想,一般采用等值面坐标平滑方法来得到理想的等值面平滑效果,但这个过程较为繁琐。本文的思想是通过对比等值面进行三维空间上的方向平滑,并以此来代替等值面上的三维坐标平滑,得到更好的平滑效果与平滑速度。

## 2.2 等值面的坐标平滑

由于构成等值面的三角面片在空间上的排列误差通常会使表面绘制显示具有“鳞状效应”,所以在实际的三维绘制过程中,按照以下步骤计算出每个三角面片三维绘制的结果:

(1)计算机首先得到构成等值面的三角面片的空间坐标位置,即三角面  $t$  空间坐标阵  $P_t$ ;

(2)根据式(2)计算出其单位法向矢量与  $N_t$  以及其位移矢量  $L_t$ ;

(3)按照 OpenGL 的光照模型,计算出该面片的最后三维绘制结果。根据以上步骤,对构成等值面的所有三角面片在空间排列上进行扰动平滑,将原来不平滑的空间排列变成平滑的空间排列,就可以得到它的三维绘制的结果。这种方法的实现主要是通过对每一个三角面片的坐标取其

在某个小邻域里的坐标均值来代替其原来的坐标,即经过等值面上三角面片的坐标扰动平滑后,三角面片  $t$  的三维坐标阵从原来的  $P_t$  变为  $P'_t$ 。

假设对任意三角面片  $t_i$  在其等值面邻域内进行坐标扰动平滑后,  $t_i$  的三个坐标矢量的坐标阵为  $P'_{t_i} = P_{t_i} + \Delta P$ , 其中  $\Delta P$  为  $t_i$  面片在其邻域扰动平滑后的坐标修正值, 则平滑后三角面片  $t_i$  的单位法向矢量为

$$N'_{t_i} = R(P_{t_i} + \Delta P) = N_{t_i} + \Delta N_{t_i} \quad (3)$$

其中  $\Delta N_{t_i}$  为  $t_i$  面片的法向矢量修正量。

### 2.3 等值面的方向平滑

本文在方向平滑过程中, 采用三角面片  $t_i$  在其等值面邻域内的法向矢量的均值来代替  $N'_{t_i} = R(P_{t_i} + \Delta P) = N_{t_i} + \Delta N_{t_i}$ , 取得了较好的平滑效果和平滑速度。假设搜索出任意三角面片  $t_0$  在其等值面邻域里的三角面片分别为  $t_1, t_2, \dots, t_n$ , 它们对应的法向矢量依次为  $N_{t_1}, N_{t_2}, \dots, N_{t_n}$ , 用  $N_{t_1}, N_{t_2}, \dots, N_{t_n}$  的矢量均值代替等值面坐标扰动平滑后的面片  $P'_{t_i} = P_{t_i} + \Delta P$  的法向矢量:

$$N'_{t_0} = \frac{1}{n+1} \sum_{k=0}^n N_{t_k} = \frac{1}{n+1} \sum_{k=0}^n R(P_{t_k}) \quad (4)$$

$$N_{t_k} = \begin{bmatrix} x'_{t_k} \\ y'_{t_k} \\ z'_{t_k} \end{bmatrix} = R(P_{t_k}) = \frac{(\mathbf{b}_{t_k} - \mathbf{a}_{t_k}) \times (\mathbf{c}_{t_k} - \mathbf{a}_{t_k})}{\|(\mathbf{b}_{t_k} - \mathbf{a}_{t_k}) \times (\mathbf{c}_{t_k} - \mathbf{a}_{t_k})\|} \quad (5)$$

其中  $N_{t_k}$  为三角面片  $t_k$  的原法向矢量,  $P_{t_k}$  为该三角面片的三维空间坐标阵,  $\mathbf{a}_{t_k}, \mathbf{b}_{t_k}, \mathbf{c}_{t_k}$  分别为三角面片  $t_k$  的 3 个顶点矢量, 则式(4)又可表示为:

$$N'_{t_0} = \begin{bmatrix} x'_{t_0} \\ y'_{t_0} \\ z'_{t_0} \\ w \end{bmatrix} = \frac{1}{n+1} \left( \begin{bmatrix} x_{t_0} \\ y_{t_0} \\ z_{t_0} \\ w \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_{t_1} \\ y_{t_1} \\ z_{t_1} \\ w \end{bmatrix} + \dots + \begin{bmatrix} x_{t_n} \\ y_{t_n} \\ z_{t_n} \\ w \end{bmatrix} \right) \quad (6)$$

按上述方法遍历原等值面的三角面片几何数据集  $\{N'_{t_i} | i=1, 2, \dots, N\}$  所有元素, 得到等值面上新的几何数据集  $\{(t_i + N'_{t_i} | i=1, 2, \dots, N)\}$ 。

等值面的方向平滑是对构成等值面的法向矢量场作平滑处理。对构成等值面的每一个三角面片, 在其等值面矢量场的某个邻域内, 计算出该等值面矢量场邻域内三角面片法向矢量的均值来替代该三角面片的原法向矢量, 从而得到原等值面的新矢量场  $\{N'_{t_i} | i=1, 2, \dots, N\}$ , 而等值面的坐标平滑是对等值面的三维坐标作均值平滑处理。

### 2.4 显示效果改进与分析

采用上述算法, 对喉管和心血管两组 MR 体数据进行了三维表面重建。如图 1 所示, (a) 与 (b) 是由 MR 图像三维重建出的喉管图像, (c) 与 (d) 是由 MR 序列图像三维重建出的心血管模型

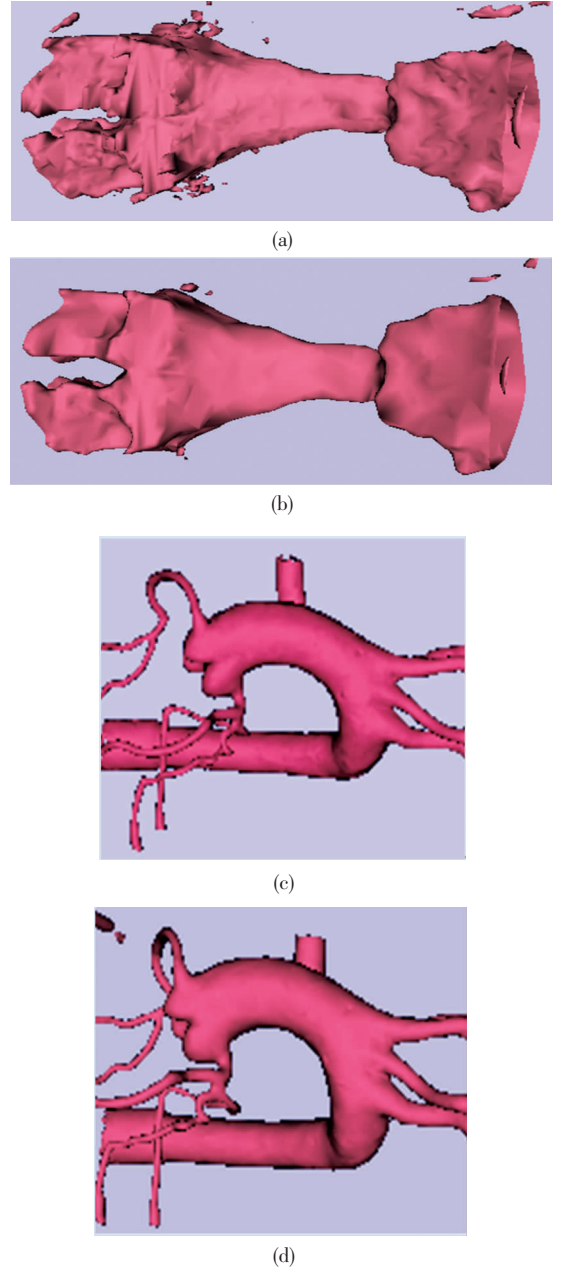


图 1 等值面平滑前后效果对照。(a) 喉管表面平滑前; (b) 喉管表面平滑后; (c) 心血管表面平滑前; (d) 心血管表面平滑后。

Fig. 1 Result of iso-surface smoothing. (a) Hollow throat before smoothing; (b) Hollow throat after smoothing; (c) Cardiovascular surface before smoothing; (d) Cardiovascular surface after smoothing.

图像,其中(a)和(c)是由 MC 算法从体数据场中提取等值面直接进行表面绘制的结果,(b)和(d)是对此等值面进行法向矢量场的平滑处理后三维表面绘制的结果。

从图 1 可以看出,经过等值面方向平滑后,由 CT/MR 扫描断层序列图像进行三维重建后的显示效果较改进前有明显的提高,表面的鳞状现象明显减少,表面的细节和真实感明显提高。

### 3 显示和交互速度的改进

网格模型简化算法的分类有多种,这些算法按采用的简化机制大致可以分为以下几类:抽样、自适应细分、删除、顶点合并、边删除网格模型简化算法等。

本文通过深入研究曹卫群<sup>[8]</sup>等人的方法,类似地采用多个因素加权平均作为删除优先级的判断标准。假设需要处理的边为  $e$ ,定义删除优先级函数:

$$E(e) = C_t F(e) = C_s S(e) + C_l L(e) \quad (7)$$

式(7)中, $F(e)$ 为与  $e$  相连的三角形所组成网络的平坦程度,假设这些三角形的法向为  $N_i (i=1,2,\cdots,k)$ ,则  $f(e) = \max(1 - N_i N_j), (i,j \in \{1,2,\cdots,k\}, i \neq j)$ ;  $L(e)$ 为边  $e$  的长度;  $S(e)$ 为边  $e$  邻接三角形的形状系数,假设  $e$  邻接三角形包含的所有边(边  $e$  除外)的边长  $L_i (i=1,2,\cdots,t)$ ,则  $S(e) = \min[L(e)/L_i]$ 。通过对各边的优先级函数排序,取优先级函数较小的边进行处理。

这里, $F(e)$ 保证较平坦区域的边优先得到简化,从而保证模型的形状特征;  $S(e)$ 使狭长三角形优先删除;  $L(e)$ 使较小三角形优先删除。可根据模型的具体情况以及简化结果的要求来对  $C_t$ 、 $C_s$ 、 $C_l$  这 3 个权值进行设置。在模型简化的初始阶段,为了使较平坦的区域的边首先得到简化,我们可以定义较大的  $C_t$ ,当模型简化到一定程度时,面片法向变化剧烈区域的小尺寸细节仍被保持,会出现细节分布不均匀现象,算法这时应该对 3 个权值进行调整,降低  $C_t$  的值,同时提高  $C_s$ 、 $C_l$  的值,用调整后的权值重新计算各待简化边的优先级函数,并根据该值对简化队列中的边重新排列。新简化队列使较小尺寸细节得以优化简化,从而保持模型整体形状。

将  $e$  的中点作为新点,代替了复杂的网络曲面拟合计算,连接新点与  $e$  的邻近三角形,组成新

的三角网格,完成边删除操作,减少了运算时间。

由于 MC 算法重建出的三角面有一定的冗余,因此首先遍历三角面,删除重复的三角面,在进行优先级排列前,先删除简化共面的三角面,即删除共面网格的边。在计算  $E(e)$  时, $C_t$  的初始值应该设置大一些,  $C_s$ 、 $C_l$  初始值应该设置很小。这

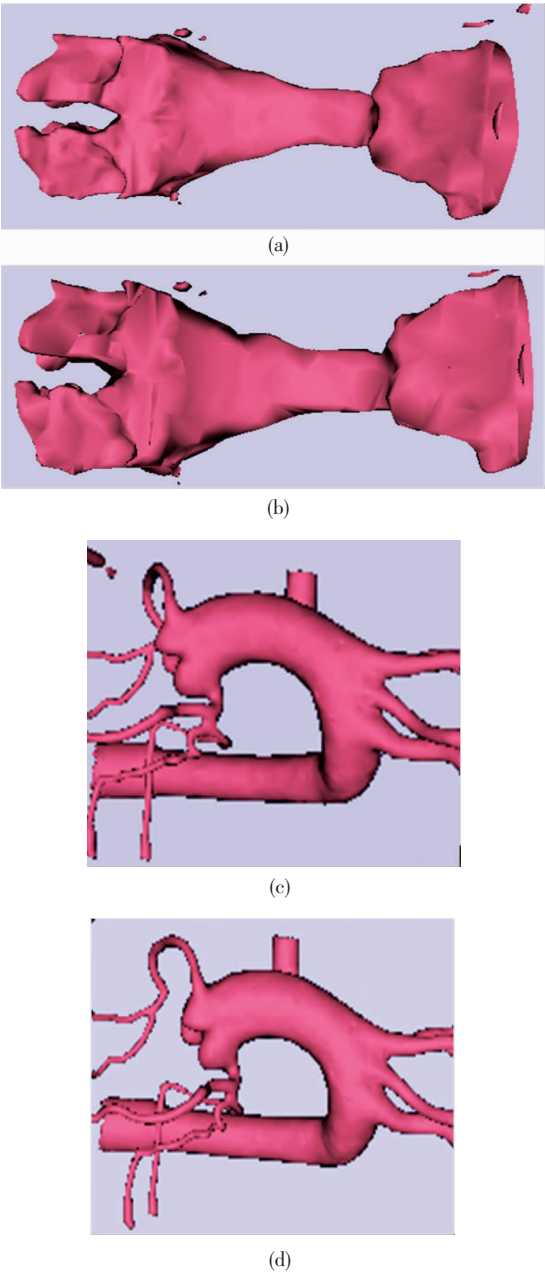


图 2 重建结果的简化。(a) 喉管简化前;(b) 喉管简化后;(c) 心血管简化前;(d) 心血管简化后。

Fig. 2 Simplification of reconstruction. (a) Hollow throat before simplifying; (b) Hollow throat after simplifying; (c) Cardiovascular surface before simplifying; (d) Cardiovascular surface after simplifying.

样可以保证夹角很大的网格优先简化；在简化超过一定比例后， $C_f$  应该调小， $C_s$ 、 $C_l$  相应地调大。以保证较短边和狭长边三角形被优先删除。

应用上述算法，对前面三维表面重建后的喉管和心血管两组图像进行了简化处理，简化后的表面绘制结果如图 2 所示。在简化到原来三角面

表 1 简化前后重建时所占内存和绘制时间

Table 1 Memory and rendering time between pro-simplified and simplified

| 重建组织         | 喉管表面       | 心 血 管       |
|--------------|------------|-------------|
| 图像数据类型       | MRI        | MRI         |
| 图像数据规格       | 512×512×77 | 512×512×190 |
| 简化前内存(kbyte) | 153 528    | 235 396     |
| 简化后内存(kbyte) | 82 020     | 178 232     |
| 简化前重建时间(s)   | 40         | 130         |
| 简化后重建时间(s)   | 23         | 90          |

数量 10% 时，依然可以保持与原来三维图像一致的表面，但显示时间和交互时间却大大减少，详见表 1。

4 结 论

针对 MC 算法重建后模型表面的不光滑性，提出了表面光滑处理和在保证一定精度的前提下减少小面片的处理方式。通过对等值面进行三维空间上的方向平滑来代替等值面上的三维坐标平滑，得到了满意的平滑效果。针对 MC 算法重建出来的模型表面三角面片数量大、不便于医生实时交互的操作来观察组织各个方向的情况，以边删除算法为基础设计了网格简化算法，并实现了模型表面网格简化。实验结果表明，模型经简化 90% 后，依然能较好地保持原模型的特征，基本不影响视觉效果。模型经简化后，绘制时间明显缩短，所占内存明显减少，提高了实时绘制能力，缩短了交互操作时间。

参 考 文 献：

[ 1 ] 张尤赛,陈福民. 三维医学图像的提绘制综述 [J]. 计算机工程与应用,2002,(8):18-22.

[ 2 ] Prakoornwit S, Benjamin R. 3D surface point and wireframe reconstruction from multiview photographic images [J]. *Image and Vision Computing*, 2007, 25(9):1509-1518.

[ 3 ] Park J S, Chung M S, Hwang S B, *et al.* Visible korean human; Improved serially sectioned images of the entire body [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2005, 24(3):352-360.

[ 4 ] Riemer M, Schiemann T, Schubert R, *et al.* Creating a high-resolution spatial/symbolic model of the inner organs based on the visible human [J]. *Medical Image Analysis*, 2001, 5(3): 221-228.

[ 5 ] 谢小棉,李树祥,江贵平,等. 基于 MC 的医学三维等值面的平滑与归并 [J]. 中国图象图形学报 A, 2001, 6(8): 806-809.

[ 6 ] Gerard L. Vignoles, Marc Donias, *et al.* Simplified marching cubes; An efficient discretization scheme for simulations of deposition/ablation in complex media [J]. *Computational Materials Science*, 2011, 50(3): 893-902.

[ 7 ] Timothy S. Newman, Hong Yi. A survey of the marching cubes algorithm [J]. *Computers & Graphics*, 2006, 30(5): 854-879.

[ 8 ] 曹卫群,刘新国,鲍虎军,等. 基于分割插值的连续多分辨率模型 [J]. 软件学报,2002,13(4):652-658.