

基于改进 MC 算法的医学图像三维重建研究

矫春海,张雅丽,张军卫
(燕山大学,河北 秦皇岛 066004)

摘要: MC 算法是经典的三维重建方法。但它重建时效率低,产生了大量的三角面片,增加了绘制的时间和空间。而且存在拓扑二义性,会使重建后的图像产生空洞的结构,重建的效果也不是很理想。对此,提出相应的改进策略。介绍了如何提高计算效率、减少三角面片数量、消除二义性和平滑图像等方面。通过实验证明了改进算法的可行性。

关键词: MC 算法;拓扑二义性;顶点合并;三角面片平滑

中图分类号: TP391

文献标识码: A

文章编号: 1674-7720(2011)03-0039-03

3D reconstruction research of medical image based on improved MC algorithm

Jiao Chunhai, Zhang Yali, Zhang Junwei
(Yanshan University, Qinhuangdao 066004, China)

Abstract: Marching cubes algorithm is a classical reconstruction method. But it has low efficiency and produces a lot of triangles so that it takes a lot of time and space. What's more, it has topology ambiguity to make reconstructed image hollow. And its effect also is not ideal. The paper puts forward corresponding improvement strategies, mainly about how to increase calculation efficiency, reduce the number of triangles, eliminate topology ambiguity and smooth image, and so on. Finally, the experiments prove the feasibility of the improved algorithm.

Key words: MC algorithm; topology ambiguity; vertexes merging; smooth triangles

医学图像指按某种物理学原理从人体器官采样得到的单张或序列二维的断层图像,如 CT、MRI 等。医学图像的三维重建指将采样得到的序列断层图像进行计算机处理,以恢复器官的三维结构信息。它为医生提供具有真实感的三维模型,对于医生的辅助诊断和手术导航具有重要意义。

三维重建技术分为面绘制和体绘制两大类。面绘制技术由三维空间数据场构造中间几何图元(如曲线、曲面等),然后由计算机图形学技术实现画面绘制;体绘制技术由三维数据场直接产生屏幕上的二维图像。由于体绘制技术运算量大,难以实时处理,而面绘制比体绘制速度快,更适合实时性的要求,所以实际应用中,面绘制仍是主流。面绘制中最经典的是 MC (Marching Cubes) 算法,该算法由 Lorensen 等人于 1987 年提出,因其原理简单、容易实现,得到了广泛应用^[1]。

1 传统 MC 算法

1.1 算法简介

等值面是空间中具有某个相同值的点的集合,在三维数据场中是一个三次曲面。它的数学表示如下:
 $\{(x, y, z) | f(x, y, z) = c\}$, c 为常数。

传统 MC 算法的基本思想是:分层读入断层图像。取相邻两层的 4 个像素点组成一个立方体(体元),体元的 8 个角点值由输入数据取得。按照从左到右,从前到后,从下到上的顺序逐个处理数据场中的体元,分类出与等值面相交的体元。采用插值法计算等值面与体元边的交点。根据角点值与等值面的相对位置,将交点按一定方式连接成三角面片,作为等值面在体元内的逼近表示。体元示意图如图 1 所示。

传统 MC 算法涉及等值面的剖分方式的确定、等值面与棱边交点的计算和等值面法向量计算三个主要问题。

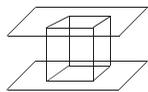


图1 体元示意图

1.1.1 等值面剖分方式的确定

MC算法的基本假设是沿着体元的边数据场呈连续性变化。一条边的两个角点值分别大于、小于等值面的值时,该边有且仅有一个与等值面的交点。8个角点大于、等于等值面的值时,标记为0;小于等值面的值时,标记为1。则每个角点有两种状态,总共有256种状态。根据旋转对称性,可以简化为15种。首先建立具有256个索引项的查找表,每个索引项由索引、旋转和剖分方式组成。8个角点值组成01串,形成一个索引项,用索引项在查找表里查找,确定15种剖分方式的一种。15种剖分形式如图2示。

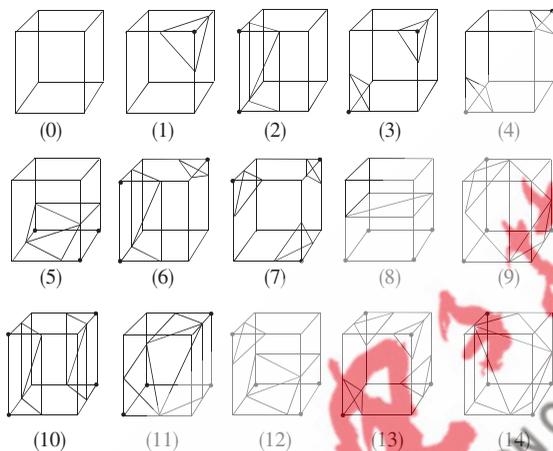


图2 15种剖分形式

1.1.2 等值面与棱边的交点的确定

棱边的2个角点为0和1时,等值面一定与棱边相交,有:

(1)当棱边与X轴平行时,设棱边的两个角点为 $v_1(i, j, k)$, $v_2(i+1, j, k)$,则交点为 $v(x, j, k)$:

$$x = i + \frac{c - f(v_1)}{f(v_2) - f(v_1)} \quad (1)$$

(2)当棱边与Y轴平行时,设棱边的两个角点为 $v_1(i, j, k)$, $v_2(i, j+1, k)$,则交点为 $v(i, y, k)$:

$$y = j + \frac{c - f(v_1)}{f(v_2) - f(v_1)} \quad (2)$$

(3)当棱边与Z轴平行时,设棱边的两个角点为 $v_1(i, j, k)$, $v_2(i, j, k+1)$,则交点为 $v(i, j, z)$:

$$z = k + \frac{c - f(v_1)}{f(v_2) - f(v_1)} \quad (3)$$

1.1.3 等值面法向量的确定

为了利用图形硬件显示等值面图像,必须给出等值面的法向量,选择适当的光照模型计算,生成较真实的重建图像。直接计算三角面片的法向量是费时的,实际中采用中心差分法计算各角点的梯度,然后通过线性插

值计算交点的梯度,即三角面片的顶点的法向量。角点的中心差分公式如下:

$$g_x = \frac{f(x_{i+1}, y_j, z_k) - f(x_{i-1}, y_j, z_k)}{2\Delta x}, g_y = \frac{f(x_i, y_{j+1}, z_k) - f(x_i, y_{j-1}, z_k)}{2\Delta y},$$

$$g_z = \frac{f(x_i, y_j, z_{k+1}) - f(x_i, y_j, z_{k-1})}{2\Delta z} \quad (4)$$

式中, Δx 、 Δy 、 Δz 为立方体的边长。

1.2 传统MC算法存在的问题

(1)计算效率低。在计算等值面与棱边的交点时,线性插值法不够简化,而且相邻立方体每次要对共有棱边进行插值,一条棱边需要重复计算4次。

(2)在等值面剖分方式的确定时,存在拓扑二义性。

(3)输出的三角面片数量巨大,难以实时显示。

(4)三角面片不够光滑,有鱼鳞现象。因三角面片法向不连续,使其明亮也不连续。为了得到较好的视觉效果,需要进行平滑处理。

2 改进MC算法

针对传统MC算法存在的问题,主要从四个方面进行改进。

2.1 提高计算效率

为了简化线性插值法,参考文献[2]提出三点线性插值法,在立方体棱边取3个等分点,根据等值点的值,选取一点用来代替线性插值点。本文采用中点法^[3],即用棱边的中点代替线性插值点。由于医学图像的分辨率越来越高,有的螺旋CT机已经达到1024×1024,而中点法引起的误差投影到最终成像,在视觉上几乎没有影响。中点法的核心公式:

$$P = (P_1 + P_2) / 2, N = (N_1 + N_2) / 2 \quad (5)$$

式中, P 为等值面与棱边的交点即三角面片顶点的坐标; P_1 、 P_2 为棱边的2个角点坐标; N 为三角面片顶点的法向量; N_1 、 N_2 为棱边的2个角点的法向量。

传统MC算法每次线性插值要进行4次代数计算,3个顶点就需要12次计算。而使用中点法3个顶点只需要3次计算,大大减少了每次插值的计算量。

为了避免重复计算,本文提出相关性处理方法。由于一个立方体对一条棱边的占有率为1/4,一个立方体有12条棱边,则 $12 \times 1/4 = 3$,一个立方体只占有3条棱边,只要计算其中的3条棱边就可避免重复插值。具体做法:可以对立方体的12条边编号,每次只对其中固定的3条边插值,如对0、3、8边插值,则所有的边界立方体存在等值点的边都可以得到插值,而且不会重复计算。编号的体元如图3所示。

2.2 提高等值面的拓扑正确程度

MC算法存在连接方式上的二义性,即当立方体面对角线上的一对角点为0、另一对角点为1时,该面上的交点连接就出现二义性^[4],如图4所示。

任选一种方式可能导致错误的拓扑形式,使构造的

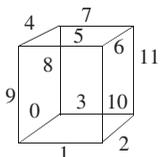


图3 编号的体元

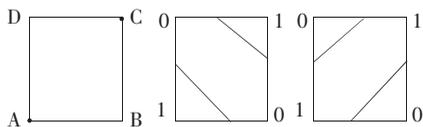


图4 二义性面及可能的连接形式

等值面出现空隙。为了消除单元面上二义性,参考文献[5]提出的渐近线判别法,利用面上的双线性插值解决单元面上的二义性;参考文献[6]采用剖分法,剖分二义性面为4个小正方形,直到每个小正方形不再具有二义性;参考文献[7]采用MC算法的变形MT算法解决拓扑二义性。本文则采用渐近线判别法消除二义性。一般情况下,等值面与边界的交线是双曲线,该双曲线的两条渐近线的交点必然与边界面对角线的交点落在同一个区域内。当出现二义性时,计算渐近线交点处的插值,如果插值大于等值面的值,称之为正值二义面,渐近线的交点与函数值大于阈值的一对角点落在同一区域;如果渐近线交点处的插值小于等值面的阈值,称之为负值二义面,渐近线的交点与函数值小于阈值的一对角点落在同一区域。如图5所示。

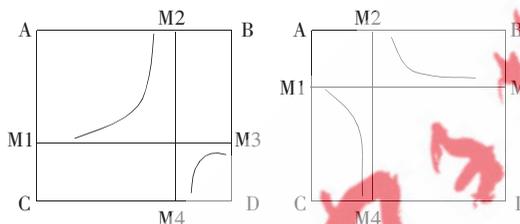


图5 二义性等值面的判定

2.3 减少三角面片数量

由于先进的医学设备得到的断层图像数据十分密集,建立的三维网格模型通常由几十万、几百万,甚至上亿个三角面片组成。虽然这样可以更加精确地表达实体,但是存储占用空间太大,绘制耗费时间太长,很不实用。如何在保持模型精度的同时合理简化模型成为一个重要课题。

三角面片简化主流是顶点合并法^[8-9],该法基本思想是投影到图像空间中足够小的区域内的一组顶点可用一个代表性顶点代替,形成的新顶点又可以参与下一轮的合并。每次合并一条边的两个顶点(称边收缩);每次合并一个三角形的3个顶点,(称三角形收缩)。本文采用基于边收缩的顶点合并法,一条边的两个顶点满足约束条件时,将此边收缩到一个点上,同时删除共享该边的三角形。合并示意图如图6所示。

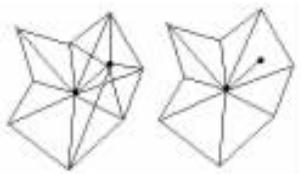


图6 顶点合并法

2.3.1 合并顶点的约束条件

一般认为,短小的边、平坦的区域应该优先合并。所以采用距离和法向两个约束条件。

(1)距离约束:将三角形顶点 V_i, V_j 的几何距离记为 $d(V_i, V_j)$,设定一个最大距离约束MDC,则距离约束为 $d(V_i, V_j) \leq MDC$ 。

(2)法向约束:将三角形顶点 V_i, V_j 的法向量夹角记为 $\alpha(V_i, V_j)$,设定一个最小角度约束MAC,则法向约束为 $\alpha(V_i, V_j) \geq MAC$ 。其中, $\alpha(V_i, V_j) = \arccos(\frac{N_i \times N_j}{|N_i| |N_j|})$, N_i, N_j 为 V_i, V_j 的法向量。

2.3.2 合并顶点的位置确定

原则是选取的收缩点坐标应使简化后的网格尽可能接近原始网格。定义 $Q(v)$ 为点到集合所有平面距离的平方和,可求取使 $Q(v)$ 最小的 v 作为收缩点的坐标。最小值应位于 $\frac{\partial Q}{\partial x} = \frac{\partial Q}{\partial y} = \frac{\partial Q}{\partial z} = 0$ 处,求解该式即可得最佳收缩点位置。

2.4 平滑三角面片

传统的MC算法重建的三维图像清晰度往往不够理想,三角面片的位置和方向很容易受到数据场中噪声的干扰,从而导致鱼鳞效应。为了达到理想的等值面平滑效果,应将等值面分解为一个坐标场和一个法向量场,通过对法向量场进行平滑,得到较好的视觉效果。

将各顶点的法向量设为 $g_x = a, g_y = b, g_z = c$,对其法向量场做平滑处理。设顶点 t 相邻的顶点(即包含 t 顶点不同三角面片的所有顶点)为 $\{t_i | i=0, 1, 2, \dots, K\}$,其对应的各方向的法向量分别为:

$$g_{ix} = \frac{1}{K+1} \sum_{i=0}^K a_{ix}, g_{iy} = \frac{1}{K+1} \sum_{i=0}^K b_{ix}, g_{iz} = \frac{1}{K+1} \sum_{i=0}^K c_{ix}$$

等值面的方向平滑方法并不改变原等值面上三角面片的坐标位置,根据光照模型的浓淡绘制原理,通过提高等值面上三角面片法向量之间的连续相关性来取得三维绘制的平滑效果。

3 实验结果及分析

实验在AMD 1.6 G电脑上,以Visual C++语言和OpenGL图形库执行算法。实验对象来自一组CT图片,数据大小为 $512 \times 512 \times 80$,层距为3 mm。由实验得到传统算法三角面片数为405 472,绘制时间为5.7 s。改进算法三角面片为223 790,绘制时间为2.5 s。改进的算法三角面片数减少了44.8%,绘制时间减少了56.1%。传统和改进算法重建的图像如图7所示。

由图可知,改进的算法和传统的算法相比,绘制时间明显减少,但绘制效果并没有因为三角面片的减少而使图像质量降低。

本文介绍了传统的MC算法三维重建原理,指出了



(a)传统算法 (b)改进算法
图7 传统和改进的算法重建的图像

该算法存在的问题,并给出了改进算法。在重建的各个环 节分别采取相应的策略:在提高计算效率方面,采用了中点法和相关性处理;在保证拓扑形式正确的前提下采用顶点合并法,减少了三角面片数量;采用平滑策略,使重建后的图像得到较好的视觉效果。实验表明,改进的算法在保证图像质量的前提下,大幅提高了重建的速度。

参考文献

- [1] LORENSEN W E, CLINE H E. Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithms [J]. Computer Graphics, 1987, 21(4):163-169.
- [2] 徐效文,王永华.基于等值面优化重建医学图像的改进算法[J].微计算机信息(管控一体化),2009,25(91).
- [3] 徐晓玲,李现民.体素重建中的快速移动立方体方法[J].

系统仿真学报,2002,14(4):509-513.

- [4] DURST M J. Additional reference to marching cubes [J]. Computer Graphics, 1998, 22(2):72-73.
- [5] NIELSON G, HAMANN B. The asymptotic decider resolving the ambiguity in Marching Cubes[C]. Proceedings of Visualization'91, 1991:83-91.
- [6] 於时才,唐占红.MC三维重建算法的二义性消除研究[J].微计算机信息(管控一体化),2009,25(83).
- [7] 秦绪佳,欧宗瑛.医学图像三维重建系统的数据结构表达及表面模型的构建 [J]. 生物医学工程学杂志, 2002, 19(2): 239-243.
- [8] OH K M, PARK K H. A vertex merging algorithm for extraction a variable-resolution sosurface from volume data [C]. IEEE International Conference on System, Man and Cybernetics, 1995:3543-3548.
- [9] 蒋遂平,周明天,戴颖.基于法向的网格简化[J].计算机学报,1999,22(10):1074-1079.

(收稿日期:2010-08-04)

作者简介:

杨春海,男,1984年生,在读研究生,主要研究方向:数字图像处理,识别和图像理解。