

基于改进 MC 算法的牙颌组织 3 维重建

单东日 陈向东 朱泽平 高复媛

(山东轻工业学院机械工程学院, 济南 250353)

摘要 移动立方体(MC)算法是面绘制算法的典型代表, 但其在抽取的等值面的拓扑结构、表示精度及算法执行效率等方面仍存在缺点, 为此, 针对 MC 算法执行效率不高的问题, 根据等值面在立方体中的延续性, 提出了一种改进的 MC 方法, 并在可视化工具包中予以实现, 实验结果表明, 改进的 MC 算法重建牙颌组织所需的时间仅为 58 s。并以改进的 MC 算法为基础, 开发了牙颌医学图像 3 维重建系统。应用实例表明, 改进的 MC 算法不仅高效鲁棒, 并可对曲面结构复杂的牙颌组织进行 3 维重建。

关键词 3 维重建 面绘制 移动立方体 可视化工具包 牙颌组织

中图法分类号: R814.4 **文献标识码:** A **文章编号:** 1006-8961(2009)07-1313-06

3D Reconstruction of Stomatognathic Based on the Improved MC Algorithm

SHAN Dong-ri, CHEN Xiang-dong, ZHU Ze-ping, GAO Fu-yuan

(School of Mechanical Engineering, Shandong Institute of Light Industry, Jinan 250353)

Abstract Marching cubes (MC) algorithm is a typical representative for surface reconstruction method, however, there are still some shortcomings about the topology structure and the represent accuracy of the isosurface which extracted by MC algorithm, and so does the algorithm's execution efficiency. Thus, based on the continual characteristic when the isosurface past the cubes, one improved MC algorithm is proposed, which can shorten the execution time obviously. And it's realized in visualization tool kit (VTK). The experiment showed that the stomatognathic reconstruction time can decline to 58s. A new medical 3D reconstruction system for stomatognathic is also developed based on the improved MC algorithm. The application instances show that the improved MC algorithm is efficient and robust, which can be applied successfully in 3D reconstruction for complex curved surface of stomatognathic.

Keywords 3D reconstruction, surface rendering, marching cubes, visualization tool kit (VTK), stomatognathic

1 引言

医学图像 3 维重建技术就是利用 2 维医学图像序列重建出 3 维模型, 为医生提供直观、全面、准确的病灶和正常组织信息, 进而为生物组织器官的仿生制造提供不可或缺的条件, 是当今医学影像领域研究的热点之一。目前, 3 维影像重建算法主要有

面绘制和体绘制两种。其中体绘制更能够真实地反映物体结构, 但由于体绘制算法运算量太大, 即使利用高性能的计算机仍无法满足实际应用中交互操作的需要, 因此, 面绘制是目前医学图像重建的主流算法。国内外研究现状综述如下。

1.1 牙颌组织重建概况及意义

牙颌组织结构外形多样、不规则, 其对于研究牙、颌、面、颅 3 维结构的生长发育以及以因各种

基金项目: 山东省优秀中青年科学家科研奖励基金项目(21050101)

收稿日期: 2008-04-24; **改回日期:** 2008-08-02

第一作者简介: 单东日(1973 ~), 男, 副教授。2004 年于浙江大学获机械工程专业博士学位。主要研究方向为反求工程与快速原型技术、数控技术与装备、图像处理与图像分析等。E-mail: shandongri@126.com

原因所造成的错颌畸形为研究对象的口腔正畸学来说,如何获得精确完整的牙颌模是尤为重要的。目前牙颌组织影像的 3 维重建技术主要有以下 3 种:

(1)先利用树脂或石膏材料铸造牙颌模型,再利用接触式或非接触式的三坐标测量仪器进行数据采集,然后利用相关图像图形软件进行处理。但由于牙颌模型本身的不规则性和复杂性,致使采用这些技术手段很难同时解决精度、完整获取模型信息、效率与过程自动化等问题。

(2)采用层析 3 维影像重建的方法:首先用铣床或磨床剖开被测物体(牙颌模型),然后用光电转换装置采集断面边缘轮廓的 2 维形态信息,并将之用图像处理软件叠加成 3 维信息来再现被测物体的表面立体形态,在此基础上即可提取任意复杂形状的 3 维形态^[1]。

(3)先利用计算机层析成像(CT),磁共振成像(MRI)等扫描成像来获得牙颌组织的断层数据信息,再应用相关图像、图形软件实现牙颌系统计算机辅助设计(computer aided design, CAD)建模^[2]。

然而,上述影像重建方法都需要进行大量的交互操作,使其在应用中并不实用。另外,由于上述方法大量使用了第 3 方软件,给非专业人员造成了很大困难,因此,使用合理的影像重建算法并开发一套专用的牙颌组织重建系统对口腔正畸学具有重要的意义,并将为口腔正畸学、口腔生物力学等相关学科提供一套基础性的研究工具,使得相关学科的研究更具客观性、前瞻性和科学性,还可使得临床畸形诊断与矫治设计更为精确和规范。

1.2 Marching cubes 算法的提出和发展

MC(marching cubes)算法主要是针对 3 维规则网格数据提出的,是面绘制算法的典型代表。这类数据常见于 CT, MRT, 单光子发射计算机层析成像(single photon emission computerized tomography, SPECT)等。它们对于不同的组织表现出不同的密度值,并可在多个方向通过多个剖面来表现病变区域,或者重建为具有不同细节程度的 3 维真实图像,使医生对病灶部位的大小、位置,不仅有定性的认识,而且有定量的认识。

MC 算法是基于体素的一种典型的面绘制方法^[3],由 Lorensen 和 Cline 等人于 1987 年提出。MC 算法作为一种用于构造等值面的方法,其是使用三

角面片作为中间几何图元的基本表达元素来较好地解决了在任意不规则、非线性体数据场中进行等值面重建的问题,它尤其适用于医学体数据的 3 维重建。由于目前的显卡都可以对三角面片进行硬件加速绘制,并且 MC 算法本身比较简单有效,所以其对表面绘制的研究产生了深远的影响。然而,MC 算法仍存在一些不足之处,其主要集中在提取曲面正确的拓扑结构、提高绘制精度、减少存储空间和提高处理速度等方面。到目前为止,在科学计算可视化领域的著名杂志和会议上,还经常发表针对 MC 算法改进的方法。其中, Nielson 等人首先提出了解决 MC 算法面上拓扑歧义问题的判定准则^[4]。Natarajan 和 Chernyaev 各自独立提出了解决单元内部拓扑歧义的判定方法^[5-6]。Cignoni 等人在使用 Natarajan 方法保证拓扑正确的基础上,通过对单元内连接成的三角形进行累次细分来逼近三线性插值函数等值面^[7]。Lopes 等人通过计算等值面上的一个优化点来保证在体数据或等值面参数变化的情况下所生成的等值面能够平滑过渡,并使生成的等值面具有稳健和更高的逼近精度^[8]。Xia 等人也提出了类似问题的解决方法^[9]。另外,秦绪佳等人使用 MC 算法的变形——MT(marching tetrahedral)算法来解决拓扑歧义问题^[10]。虽然 MT 算法原理简单,但会使重建的三角网格偏离正确的等值面,致使几何精度降低。

2 Marching cubes 算法的改进

本文通过对移动立方体算法进行研究,同时从标准移动立方体算法中存在的执行效率不高的问题入手,对算法进行了相关改进,并对可视化工具包 VTK (visualization tool kit)^[11]中已有的 vtkMarchingcubes 类进行了改进,从而提高了算法的执行效率。

2.1 标准 MC 算法

MC 算法是一种进行等值面构造与显示的方法,此算法以 3 维体数据场中由相邻最近的 8 个体元所构成的立方体为最小等值面搜索单元,并根据每个立方体单元的各个顶点的情况来决定该立方体单元内部等值面的构造形式。该算法要先确定等值面与立方体的相交情况,然后再移动到下一个立方体。判断等值面是否与立方体相交的基本原则是:

立方体各边的一端的数据值大于或等于等值面的阈值,而另一端的数据值小于等值面的阈值。由于每个立方体有 8 个顶点,每个顶点有两种状态,因此等值面与立方体的相交情况有 $2^8 = 256$ 种。通过列举这 256 种情况,就可以建立一张等值面与立方体各边相交情况的查找表。基于对 256 种情况的对称性和旋转性的分析,可将 256 种情况减少为 15 种情况。构造等值面时,事先建立好立方体的顶点状态与立方体内部三角剖分关系的对应表,然后根据立方体的状态,并参考对应表来计算三角片顶点位置。当 3 维离散数据场的密度较高时,即当体素很小时,则可以假定函数值沿体素边界呈线性变化,这就是 MC 算法的基本假设。根据这一基本假设,就可以直接用线性插值来计算等值面与体素边的交点;然后根据索引表确定的三角剖分,即可将这些交点连接成三角片,进而得到该体素内的等值面片;最后将生成的三角面片加入 3 维面片的队列,再移动立方体,逐个处理,最终即可得到整个等值面。

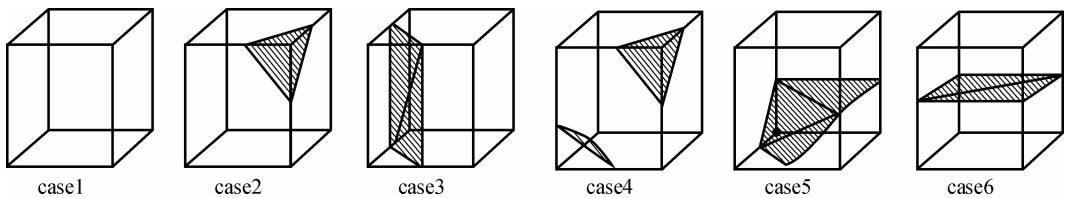


图 1 等值面中经常出现的 6 种情况

Fig. 1 6 different instances in isosurface

2.2.2 绘制精度与结构正确性

在 MC 算法中,等值面与体素边界的交点是基于函数值在体素边界上呈线性变化这一假设而求出来的。当数据场密度高、体素很小时,这一假设接近于实际情况。例如,由 CT 或 MRI 得到的医学图像就属于这种情况。但是,在稀疏的数据场中,由于体素较大,因此如果仍然认为函数值在体素边界上具有线性变化特征,则将会产生较大误差。这时,需要根据不同的应用背景对函数值沿体素边界的变化做其他适当的假设,才能较准确地求出等值面。

另外,即使函数值沿体素边界呈线性变化这一假设符合实际,而通过线性插值求出的交点位置也是准确的。将体素中同一个面上两条相邻边上的交

2.2 MC 算法的改进

2.2.1 MC 算法的效率改进

标准移动立方体需要对 3 维数据场的所有六面体体素进行检查并计算,但由于通常等值面只与 3 维数据场的一部分体素相交,这就造成运算时间的浪费,使算法效率低下,因此,对整个数据场进行遍历是不必要的。针对这一问题,本文对 MC 算法进行了改进。如果六面体体素与等值面相交,则等值面一定会在该六面体的 6 个面的方向延续。如果一个立方体与等值面相交,则该立方体的 6 个面中有若个干面与等值面有交线,与该立方体相邻的立方体(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,如果对 15 种基本构型加一个标记用来表示该立方体需要访问的相邻立方体的个数,则它可能的数目为 0,3,4,5 或 6。例如,图 1 中的 case 2 只有 3 个相邻的立方体可能被继续跟踪;case 4 则要扫描所有 5 个相邻的立方体。经统计实验,有 90% 的等值面是由图 1 所示的 6 种情况构成的,如此即可节省大量的计算时间。

点简单地用直线连接起来也是一种近似,而且当数据场密度很高时,可以忽略。

对于体素很小时,如 CT, MRI 等医学图像,当 Z 方向间距较大时,则可以用断层间插值方法来减小 Z 间距,这种近似引起的误差是可以忽略的。

本文所采用的牙颌 CT 序列数据集片层的分辨率为 512×512 ,层间距为 0.3 mm,因其具有数据场密度高、体素小的特点,故用 MC 算法进行重建可得到较高的重建精度和结构准确的模型。

2.3 改进算法的实现

改进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 用于记录立方体的 256 种构型索引及所对应的三角剖分形式,NCase 用于记

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过(1 表示已经处理过, 0 表示没有)。算法开始时, 先将标志数组 L 初始化, 并将 L 中的所有元素都标记为 0; 然后用户在 3 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), 将其加到队列 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, 每次处理要进行两次判断, 其中第 1 次判断, 是先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), 然后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到三角面片数组; 第 2 次判断是通过 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, 即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。

算法伪代码见附录。

3 VTK 应用及牙颌组织 3 维重建

VTK^[11] 是一个开放源码、免费使用的软件包, 已经广泛应用于 3 维计算机图形学、图像处理、可视化等领域。它在科学计算可视化, 尤其是其 3 维重建功能如面绘制和体绘制方面具有强大的功能, 使其在可视化, 尤其是在医学图像领域得到了广泛应用。VTK 是在 3 维函数库 OpenGL 的基础上, 采用面向对象的设计思想发展起来的, 其提供了超过 300 个 C++ 类, 封装了许多常用的可视化算法, 为研究人员提供了极大的便利。比如 VTK 将表面重建中比较常见的 MC 算法封装起来, 以类的形式给以支持, 这样在对 3 维规则点阵数据进行表面重建时, 就不必再重复编写出 MC 算法的代码, 而直接使用 VTK 中已经提供的 vtkMarchingCubes 类^[12] 即可。

VTK 中的 vtkMarchingCubes 类是用于实现 MC 算法的类, 它包括以下函数^[12]:

vtkMarchingCubesComputePointGradient() 用于计算梯度值。

vtkMarchingCubesComputeGradient() 采用标准的 MC 算法, 通过遍历所有体素单元来产生三角

面片以及各点的梯度值。所以对后一个函数进行修改, 可按照改进 MC 算法的思想, 把遍历所有体素单元改为只处理与等值面相交的体素, 并由此生成一个新的类, 并把修改生成的类称为 vtkMarchingCubes1。

本文利用微软基础类库(microsoft foundation class, MFC)结合可视化开发软件包——VTK, 开发了一套 3 维重建程序, 并在 3 维重建中分别使用了 VTK 自带的 vtkMarchingcubes 函数和改良后的 vtkMarchingcubes1 来进行重建。3 维重建的关键流程如下:

(1) 图像预处理

由于 CT 图片在获取过程中, 影像设备中各电子器件的随机扰动不可避免地会带来噪声, 及其 CT 图片包含大量的组织信息, 要实现对其某个组织进行重建, 则必须对原始图片进行去噪、分割等预处理。预处理就是对其进行滤波(filtering)或平滑(smoothing), 以达到抑制噪声、增强图像特征、提高信噪比的目的, 然后才能使用分割(segmentation)提取出感兴趣的组织。本文先利用中值滤波、高斯滤波^[13]等对 CT 图片进行去噪处理, 然后利用区域生长算法^[13]提取出感兴趣的牙颌组织部分。区域生长算法就是从某个像素出发, 按照一定的准则逐步加入邻近像素, 当满足一定条件时, 则区域生长终止。

预处理步骤如下:

① 选取图像区域中的一种子点 (x_0, y_0) ;

② 以 (x_0, y_0) 为中心, 考虑种子点周围的 4 邻域像素 (x, y) , 如果满足条件(生长准则), 则将 (x, y) 与 (x_0, y_0) 合并, 同时将 (x, y) 压入堆栈;

③ 从堆栈取出一个像素, 把它当作 (x_0, y_0) , 回到步骤②;

④ 当堆栈为空时, 则回到步骤②;

⑤ 重复步骤①~④, 直到图像中的每个点都有归宿时, 则生长结束。这样即可分割出感兴趣的区域。

图 2(a) 为原始的牙颌 CT 图片, 图 2(b) 为高斯滤波后的牙颌图片, 图 2(c) 为利用区域生长算法进行分割后的牙颌图片。

(2) 牙颌模型的 3 维重建

基于 VTK 和改进的 MC 算法, 复杂牙颌模型的 3 维重建可按照图 3 所示的流程图实现。



(a) 原始CT

(b) 高斯滤波后结果

(c) 区域生长算法分割后的结果

图 2 CT 图片的预处理

Fig. 2 The preprocessing for CT

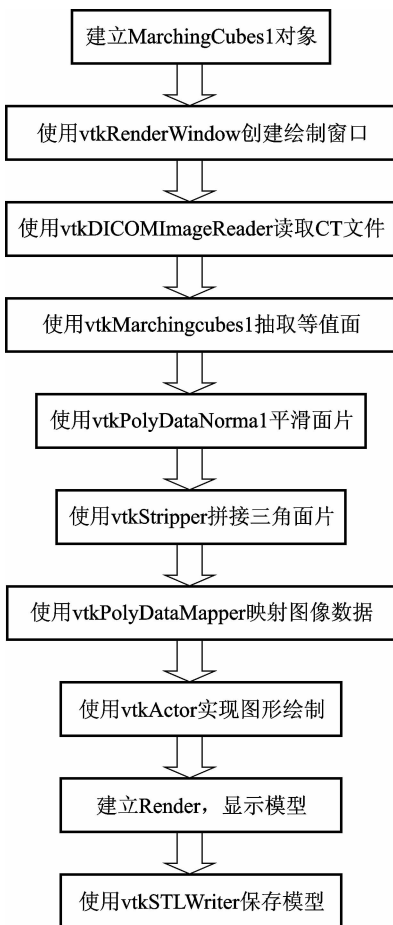


图 3 3 维影像重建流程

Fig. 3 The pipeline of 3D reconstruction

4 实验结果

一般要处理的数据是 68 层的牙颌 CT 序列图片,处理时,可通过 VTK 中的 vtkDICOMImageReader 读取 CT 图片,再利用相关算法对图片进行滤波去噪分割处理,先提取出感兴趣的牙颌组织部分;然后通过调用改进的 MC 算法来提取等值面,以生成等值面三角面片,再通过 vtkStripper 拼接三角面片来形成等值面;接着通过 VTK 的绘制工具将绘制结果在窗口中显示出来;最后调用 vtkSTLWriter 将生成模型保存为可用于快速成型机加工的 stl 文件,重建的 3 维牙颌模型如图 4 所示。

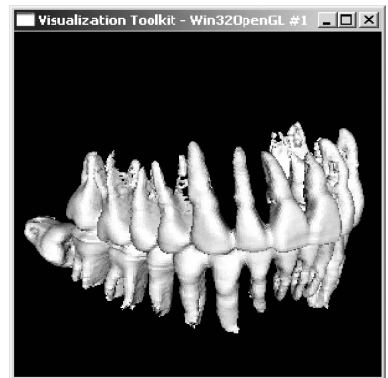


图 4 重建后的牙齿 3 维模型

Fig. 4 3D tooth model of reconstruction

通过实验测试可见,利用改进后的 vtkMarchingCubes1 算法产生的牙颌模型,所花费的时间为 58 s,使用 VTK 自带的 vtkMarchingcubes 算

法生成模型需要 86 s。实验证明,改进后的算法很大程度上提高了执行效率,不仅缩短了运行时间,同时生成的模型具有很好的拓扑结构,能够较真实地反映牙颌实体。

5 结 论

本文以改进的 MC 算法为核心,重点阐述了改进的 MC 算法的原理与实现,并开发了相应的 3 维重建系统,用来对牙颌组织进行重建。将 MC 算法运用于曲面结构复杂的牙颌组织的 3 维重构,这对于传统工序复杂的牙颌重建而言,具有重大的意义,其必将极大地缩短牙颌正畸、修复及相关矫治器的开发周期。

参考文献 (References)

- Zhou Jie-min, Bai Yu-xing. Development of a highly precise digital three dimensional reconstruction system for dental cast[J]. Beijing Journal of Stomatology, 2004, **12**(1):24-26. [周洁珉,白玉兴. 高精度数字化三维牙颌模型重建系统的研制[J]. 北京口腔医学, 2004, **12**(1): 24-26.]
- Zhang Yu, Chen Ming. Comparison study on the 3D reconstruction of mandible according to virtual chinese human slice data and CT data [J]. Chinese Journal of Anatomy, 2004, **22**(4):384-386. [张宇,陈明. 基于“中国数字人”切片和 CT 数据重建下颌骨的对比研究[J]. 中国临床解剖学杂志, 2004, **22**(4): 384-386.]
- Lorenson W E, Cline H E. Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm [J]. Computer Graphics, 1987, **21**(4):163-169.
- Nielson G M, Hamann B. The asymptotic decider: resolving the ambiguity in marching cubes[A]. In: Proceedings of Visualization'91 [C], New York, USA, 1991: 83-90.
- Natarajan B K. On generating topologically consistent isosurfaces from uniform samples[J]. Visual Computer, 1994, **11**(1): 52-62.
- Chernyaev E V. Marching Cubes 33: Construction of Topological Correct Isosurfaces [R]. Technical Report CERN CN 95217, European Organization for Nuclear Research, Geneva, Switzerland, 1995.
- Cignoni P, Ganovelli F, Montani C, et al. Reconstruction of topologically correct and adaptive trilinear surfaces[J]. Computers and Graphics, 2000, **24**(3): 399-418.
- Lopes A, Brodlie K. Improving the robustness and accuracy of the marching cubes algorithm for isosurfacing[J]. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 2003, **9**(1): 16-29.
- Xia R B, Liu W J, Wang Y C. A robust and topological correct marching cube algorithm without look-up table[A]. In: Proceedings of the Fifth International Conference on Computer and Information Technology [C], Shanghai, China, 2005: 565-569.
- Qin Xu-jia, Ou Zong-ying, Ji Feng-xin. Relativity treating in surface reconstruction of 3D medical images with MT algorithm and model simplification[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2001,

20(5):398-403. [秦绪佳,欧宗瑛,纪凤欣. 三维医学图像 MT 表面重建的相关性处理及模型简化[J]. 中国生物医学工程学报, 2001, **20**(5): 398-403.]

- Schroeder William J. VTK 5.1.0 Documentation [M]. New York, USA: Kitware Inc., 2006.
- Schroeder William J. The VTK User's Guide [M]. New York, USA: Kitware Inc., 2005.
- Zhang Yu. The Research on Medical Image 3D Reconstruction [D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2006: 15-26. [张宇. 医学图像三维重建的研究[D]. 成都:电子科技大学, 2006:15-26.]

附录

改进的 marching cubes 算法的伪代码如下:

(1) 输入: 3 维数据 (CT 序列)。

(2) 输出: 3 维模型, 用三角面片表示。

(3) 辅助数据结构: 顶点表、面表三角面片结构为

$$\text{Mesh} = \{x_1, y_1, z_1, x_2, y_2, z_2, x_3, y_3, z_3, nx_1, ny_1, nz_1, nx_2, ny_2, nz_2, nx_3, ny_3, nz_3\}$$

其中, (x_i, y_i, z_i) ($i = 1, 2, 3$) 表示三角面片上顶点的坐标, (nx_i, ny_i, nz_i) ($i = 1, 2, 3$) 表示三角面片每个顶点的法向量。

二元标志数组 $L = \{Flag, p\}$ 用来表示该立方体是否被访问过 (0 表示没有被访问过, 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;

1: 置队列 Q 为空;

2: 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, 则将其加入队列 Q 中, 并置 $L[p]. Flag = 1$;

while Q 非空 do:

3: 从 Q 中取出立方体 C , if $L[C]. Flag = 1$, continue;

4: else 置 $L[C]. Flag = 1$;

5: 通过 C 的 8 个顶点的情况来得到 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量, 并将其输入三角面片数组 TA ;

7: 通过构型索引和查找 NCase 表, 将与立方体 C 有公共交线的相邻立方体放入队列 Q 中;

end while;

8: 输出 3 维面片数组 TA ;

end;