

基于 CT 图像的牙齿 3 维实体模型建立

王 黎 崔 进 韩清凯 闻邦椿

(东北大学机械与自动化学院, 沈阳 110004)

梁 铭 刘维贤

李醒石

(中国医科大学附属第二医院口腔科, 沈阳 110004) (沈阳市朝鲜族医院口腔科, 沈阳 110001)

摘 要 利用牙齿的 CT 断层图完成了 3 维实体模型建立。对间隔 0.5mm、厚度 1mm 的每一层断层图像进行二值化、边界提取,并筛选出边界关键点;根据相邻 4 层边界关键点数据,采用 3D-Delaunay 四面体化算法,在两层之间生成 3 维单元实体;根据估算外法线向量与球心顶点向量的内积正负情况对每个单元实体的有效性进行检查;把全部有效实体单元进行 3 维实体布尔运算,得到牙齿的实体模型。实例证明这种方法简便有效。

关键词 牙齿 CT 断层图像 3 维实体建模 边界提取 3D-Delaunay 四面体化算法

中图分类号: TH128 **文献标识码:** A **文章编号:** 1006-8961(2005)10-1289-04

3D Volumetric Model Construction of a Tooth with CT Images

WANG Li¹⁾, CUI Jin¹⁾, HAN Qing-kai¹⁾, WEN Bang-chun¹⁾

LIANG Ming²⁾, LIU Wei-xian²⁾, LI Xing-shi³⁾

¹⁾ (School of Mechanical Engineering and Automation, Northeastern University, Shenyang 110004)

²⁾ (Department of Dentistry, The Second Affiliated Hospital of China Medical University, Shenyang 110004)

³⁾ (Department of Dentistry, Shenyang Korean Hospital, Shenyang 110001)

Abstract The 3D volumetric model of a tooth is constructed based on the image data of CT cross-section layers. Each cross-section image, whose interval is 0.5mm and thickness is 1mm, is treated by two-value conversing, boundary extracting and boundary key points selecting. With the boundary key points of four neighborhood layers, three-dimensional solids between the two adjacent layers are produced according to 3D-Delaunay tetrahedron algorithm. Its validity of each solid element is checked if their internal products between the estimated outward normal vector and the vector from sphere center to vertex are all positive or not. All obtained valid 3D solid elements are combined with Boolean operation, and the volumetric model of a tooth is then achieved at last. This approach is proved to be simple and effective with a tooth sample.

Keywords CT slice image, 3D volumetric modeling, boundary extraction, 3D-Delaunay tetrahedron algorithm

1 引 言

根据 CT 图像数据对单颗牙齿或全口牙齿进行 3 维实体建模在口腔修复科中十分需要。缺损牙体的受力分析以及牙列缺失的修复方案设计十分复杂,人们期望能够利用工程中广泛应用的 CAD 和有限元技术,来帮助分析计算牙体缺损程度及其复杂

受力状态,进而完成牙列缺失的修复设计、可摘局部义齿、固定义齿、全口义齿、种植义齿等所需要的生物力学分析,使下一步的数字化快速成型和义齿自动化排布成为可能。因此,获取牙齿的矢量化 3 维实体模型是必须的基础步骤。

但是,目前关于由 CT 图像数据来完成牙齿的 3 维实体建模的研究尚不充分。CT 机一般只提供组织结构 2 维等高截面图像,或者只提供 3 维像素

收稿日期:2004-08-20;改回日期:2005-02-10

第一作者简介:王黎(1971~),女。现为东北大学机械与自动化学院博士研究生。主要研究方向为生物医学图像处理、信号非线性分析。E-mail:neu1989@sina.com

图像。人的牙体和牙周由 7 种不同结构的组织构成,特别是当存在牙体缺损时,结构形状比较复杂。当前,国内外关于利用断层扫描数据进行生物组织结构表面重建的研究,已经取得了不少成果,通过数据筛选和矢量化处理,并采用合理的光顺优化算法,得到的表面模型一般可以较好地反映生物组织结构的表面几何形态^[1,2]。利用扫描断层点云数据可以进行生物组织结构 3 维重建^[3-5]。

本文牙齿 3 维实体建模的思路是:(1)根据牙齿的 70 层 CT 断层图的 DICOM 数据进行图像二值化和边界提取,筛选出适当数量的边界关键点;(2)根据上下相邻 4 层断层上的边界关键点数据,采用 3D-Delaunay 四面体化算法,生成中间两个断层之间的 3 维单元实体;(3)逐一计算顶点估算外法线向量与四面体所对应的球心至该顶点的向量的内积,根据 4 个内积值的正负情况判定当前实体层中的每一个四面体单元实体的有效性;(4)把全部有效的四面体单元进行布尔运算,得到整颗牙齿的实体模型。以成人上颌第 1 磨牙为例进行了单颗牙齿的实体建模,证明了此方法简便有效。

2 牙齿 CT 断层图像的边界处理

2.1 断层图像二值化与边界提取

CT 图像来自一青年男性,牙冠完整无龋坏,咬合关系正常,合面轻度磨损。采用 MX8000IDT 16 层 CT 扫描机,扫描条件 120kV, 250mAs, 1mm 层厚,0.5mm 建模间隔,获得上颌第 1 磨牙断层影像。这些由 CT 机导出的 DICOM 格式数据文件是关于牙体的最原始数字图像数据。

首先把牙齿 CT 断层图像的 DICOM 原始数据文件转化为 256 级灰度位图,然后对断层图像灰度位图的每一点计算归一化灰度值

$$\varphi = \frac{G_{i,j}}{255 - 0} \quad (1)$$

式中, $G_{i,j}$ 为灰度图像中的像素的灰度级, $0 \leq G_{i,j} \leq 255$ 。

牙齿的生理解剖结构分为若干不同的区域。对于牙齿的外部边缘,取 $\varphi_0 = 0.8$ 。对于其他不同的牙齿生理组织可以取不同的阈值。给定归一化像素阈值 φ_0 后,可以得到牙齿断层图像的二值图像矩阵 B ,有

$$B_{i,j} = \begin{cases} 0 & \varphi < \varphi_0 \\ 1 & \varphi \geq \varphi_0 \end{cases} \quad (2)$$

式中, $B_{i,j}$ 为矩阵 B 的元素。

在二值图像中,像素值等于 1 的点将构成边界。采用相邻像素的 4-连接约定确定图像中的边界像素^[6]。提取后的边界像素要按照某种约定的记录方式以像素坐标值(像素坐标是指一个像素在图像矩阵中的行列值)的形式记录。在这里,从其中一条边界中的一点出发,沿着逆时针方向走一圈,然后依次走完图像中所有的边界,边界点的坐标以一定的顺序记录下来。沿边界走动的算法采用了非递归形式的迷宫算法。

2.2 边界关键点的筛选

从每层边界点中筛选出边界关键点,既要保证原边界形状不失真,又有利于后续的实体建模和边界平滑处理。筛选边界关键点采用以下两个准则:

准则 1(欧氏距离准则) 要求经过删除后的边界离散点间的距离不小于某一个阈值。对于一点 P_i 以及与之相邻的另一点 P_{i+1} , 给定阈值 ε , (如 $\varepsilon = 10$), 计算 $d_i = \|P_{i+1} - P_i\|$, 其中 $\|\cdot\|$ 代表欧几里德范式(即两点间距离), $d_i < \varepsilon$ 的点将删除^[3]。

准则 2(曲率准则) 经过准则 1 处理后的边界点的个数已经大大减少,但可能存在若干个曲率特别大的点(尖锐点),这些点的存在会影响边界平滑的效果,应将这些点删除^[3]。边界点 $P_i(P_{ix}, P_{iy})$ 的曲率值估算方法如下:

(1) 计算

$$\Delta X_i = P_{ix} - P_{(i-1)x}$$

$$\Delta Y_i = P_{iy} - P_{(i-1)y}$$

$$\Delta X_{i+1} = P_{(i+1)x} - P_{ix}$$

$$\Delta Y_{i+1} = P_{(i+1)y} - P_{iy}$$

(2) 计算

$$\Delta S_i = \sqrt{\Delta X_i^2 + \Delta Y_i^2}$$

$$\Delta S_{i+1} = \sqrt{\Delta X_{i+1}^2 + \Delta Y_{i+1}^2}$$

(3) 计算

$$K_i = \left(\frac{\Delta X_i}{\Delta S_i} - \frac{\Delta X_{i+1}}{\Delta S_{i+1}} \right)^2 + \left(\frac{\Delta Y_i}{\Delta S_i} - \frac{\Delta Y_{i+1}}{\Delta S_{i+1}} \right)^2$$

(4) 给定阈值 ε , (如 $\varepsilon = 1.5$), 如果 $K_i > \varepsilon$, 删除该点。

如图 1 所示是某牙齿的一个断层的灰度图像、经过二值化处理后的图像、经过边界提取的轮廓点图、经过边界关键点筛选后的离散点图。

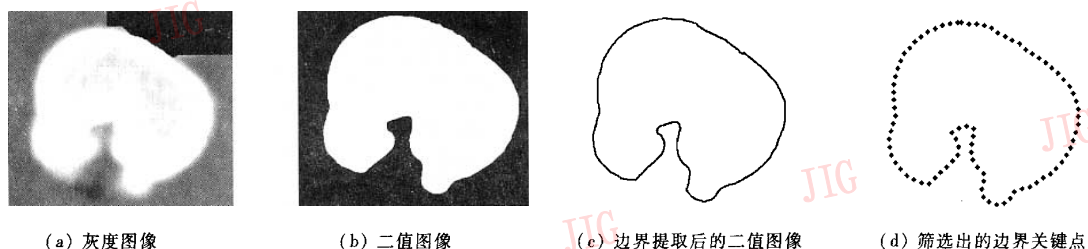


图 1 牙齿某断层图像的边界处理

Fig. 1 Boundary treatment of tooth cross-section image

3 Delaunay 四面体化及无效四面体的去除

在任意相邻的两层边界关键点之间采用 3D-Delaunay 算法^[7],生成互不相交且彼此相接的四面体。

由于牙齿边界常出现非凸情形,会在凹边界处生成一些无效的四面体。通过检查实体表面外法线向量的指向来判定哪些是无效四面体。首先估算四面体单元每一个顶点的外法线向量,再计算四面体对应的外接球的球心到该顶点向量。在该四面体中,如果 4 个顶点所对应的估算外法线向量与球心顶点向量的内积不全为正,则该四面体即为无效。具体算法如下:

对于任意一个四面体,其每一个顶点的外法向量都需要 4 个与之距离最近的边界关键点来估算。设四面体的顶点即为某层边界关键点为 $P_i^{(m)} = (P_{ix}^{(m)}, P_{iy}^{(m)}, m)$, (m 为图层高度值 $1 \leq i \leq n, n$ 为这层的边界关键点总数;若 $i = n$,则 $i + 1 = 1$,若 $i = 1$,则 $i - 1 = n$)。在同层上,可按逆时针顺序找到它的前驱 $P_{i-1}^{(m)} = (P_{(i-1)x}^{(m)}, P_{(i-1)y}^{(m)}, m)$ 和后继 $P_{i+1}^{(m)} = (P_{(i+1)x}^{(m)}, P_{(i+1)y}^{(m)}, m)$ 。在上下两层(上层用 m_1 表示,下层用 m_2 表示)上,与之距离最近的点分别为 $P_j^{(m_1)} (P_{jx}^{(m_1)}, P_{jy}^{(m_1)}, m_1)$ 和 $P_k^{(m_2)} (P_{kx}^{(m_2)}, P_{ky}^{(m_2)}, m_2)$ 。则 $P_i^{(m)}$ 点的本层向量为

$$H_i = P_{i+1}^{(m)} - P_{i-1}^{(m)} = (P_{(i+1)x}^{(m)} - P_{(i-1)x}^{(m)})i + (P_{(i+1)y}^{(m)} - P_{(i-1)y}^{(m)})j \quad (3)$$

该点的层间向量为

$$V_i = P_{m_2,k} - P_{m_1,j} = (P_{m_2,k}^x - P_{m_1,j}^x)i + (P_{m_2,k}^y - P_{m_1,j}^y)j + (m_2 - m_1)k \quad (4)$$

得到 $P_{m_1,j}$ 点的估算外法线向量为

$$V_{O_i} = H_i \times V_i = \begin{bmatrix} i & j & k \\ P_{m_1,i+1}^x - P_{m_1,i-1}^x & P_{m_1,i+1}^y - P_{m_1,i-1}^y & 0 \\ P_{m_2,k}^x - P_{m_2,j}^x & P_{m_2,k}^y - P_{m_1,j}^y & m_2 - m_1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

记作

$$V_{O_i} = V_i^x i + V_i^y j + V_i^z k \quad (6)$$

设该四面体的外接球球心为 $C = (C_x, C_y, C_z)$ 。球心到上述顶点的向量为

$$V_{Ci} = (P_i^x - C_x)i + (P_i^y - C_y)j + (P_i^z - C_z)k \quad (7)$$

则顶点估算外法线向量与球心到顶点向量的内积为

$$V_{Ci} \cdot V_{O_i} = (P_i^x - C_x) \cdot V_i^x + (P_i^y - C_y) \cdot V_i^y + (P_i^z - C_z) \cdot V_i^z \quad (8)$$

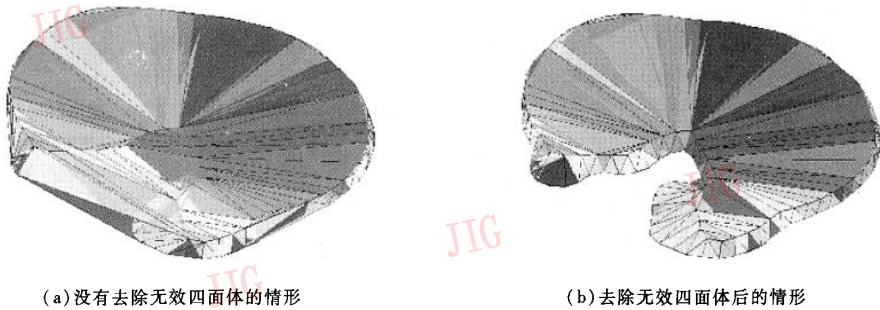
其中, i 为四面体的四个顶点的序号, $1 \leq i \leq 4$ 。

对任意一个由 Delaunay 算法得到的四面体,由式(8)计算出 4 个内积值,不全为正的即是应去除的无效四面体。

4 计算实例

以 2.1 节所述的一位成人上颌第 1 磨牙为例。将牙齿所有 70 层 CT 断层图像进行二值化处理、进行边界提取和边界关键点筛选,每两层的边界关键点用 Delaunay 四面体算法生成单元四面体。由某相邻两层 CT 断层数据获得的该实体层四面体单元如图 2(a) 所示,其中包含了一些无效的四面体。利用上节中的算法进行检查并去除无效的四面体,得到该层有效部分如图 2(b) 所示。

对一颗牙齿的所有断层数据进行相同的计算处理,把全部有效四面体单元进行 3 维布尔求和运算,得到其整体实体模型。牙齿内部的牙髓腔视为中空,把中空部分作为另一个实体,单独取出 CT 断层的内部边界并进行类似处理。把所有层间四面体单元都进行 3 维实体布尔求和运算,中空部分进行布



(a) 没有去除无效四面体的情形

(b) 去除无效四面体后的情形

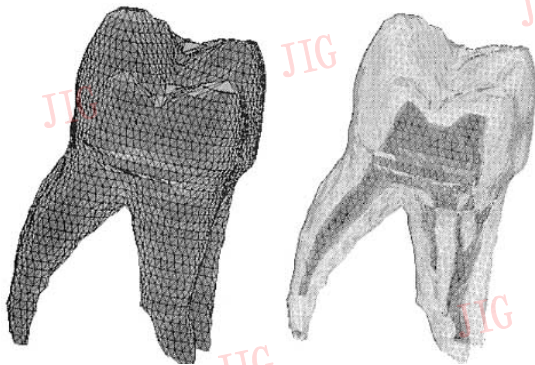
图 2 由两层边界关键点生成的 3D-Delaunay 四面体及其无效单元实体的去除

Fig. 2 3D-Delaunay tetrahedrons constructed with key boundary nodes of two layers and remove of invalid elements

尔求差运算,最后得到牙齿的整体 3 维实体模型,如图 3 所示。

运算较为复杂,有时还会出现病态计算。因此,在算法效率与算法有效性方面还需要更多的研究。此外,在本文工作的基础上如何进行表面矢量化光滑处理,也是将来需要着重研究的内容。

该方法也可为生物医学工程和临床医学专业中其他不同种类的人体器官或组织结构的实体建模提供参考。



(a) 实体模型外貌

(b) 牙齿中空部分(牙髓腔)透视

图 3 某成人单颗牙齿的 3 维实体模型

Fig. 3 A 3D Solid model of an adult tooth

参考文献 (References)

- 1 Willer J, Ressbach A, Weber H P. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system [J]. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1998, 8(3): 346 ~ 353.
- 2 Wu J S, Qian X H, Wang C T. A 3D reconstruction method of thighbone with NURBS[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 1998, 13(3): 121 ~ 123. [吴峻松, 钱西汉, 王成焘. 一种用 NURBS 实现股骨三维重建的方法[J]. *医用生物力学杂志*, 1998, 13(3): 121 ~ 123.]
- 3 Archip N, Rohling R. 3D Volumetric Reconstruction of Organs. Technical Report [R], Department of Electrical and Computer Engineering, University of British Columbia, 2002.
- 4 Bernardini F, Bajaj C, Chen J, et al. Automatic reconstruction of 3D CAD models from digital scans [J]. *International Journal of Computational Geometry and Applications*, 1999, 9(4&5): 327 ~ 370.
- 5 Hilton A, Stoddart A, Illingworth J, et al. Marching triangles: Range image fusion for complex object modeling [A]. In: *Proceedings of IEEE International Conference on Image Processing* [C], Lausanne, USA, 1996, 2: 381 ~ 384.
- 6 Chen Y. Graphic programming and image treatment with Matlab 6. x [M]. Xi'an: Press of Xi'an University of Electronic Science and Technology, 2002. [陈杨. *Matlab 6. x 图形编程与图像处理* [M]. 西安: 西安电子科技大学出版社, 2002.]
- 7 Zhou P D. *Computing Geography* [M]. Beijing: Tsinghua University Press, 2004. [周培德. *计算几何* [M]. 北京: 清华大学出版社, 2004.]

5 结 论

提出了一种基于 CT 图像的牙齿实体模型建模的思想和主要算法,并利用某成人上颌第 1 磨牙的 CT 断层图像数据进行了实例计算验证。结果表明,该方法可以得到较满意的牙齿实体模型。

在该方法中,CT 断层图的边界关键点筛选、3D-Delaunay 实体化过程中的无效实体单元的判定算法简便且有效。

在该方法中,由大量四面体单元求和得到牙齿实体模型,其建模精度取决于 CT 机所能提供的断层数据的数量与精度,一般情况下可以满足后续计算分析的要求。但是由于直接对 CT 图层数据进行处理,计算量和文件数据量都比较大,所涉及的数值