

文章编号: 1004-4140 (2008) 01-0014-07

面向 RP 的 CT 图像处理技术综述

姜睿智^{1a}, 岳秀艳^{1a,2}, 史廷春^{1a,3}, 邱建辉^{1a}, 索海瑞^{1a}, 彭东亮^{1b}

1. 杭州电子科技大学 a. 生物医学工程与仪器研究所; b. 信息与控制研究所, 杭州 310018
2. 华北煤炭医学院 成人教育学院, 河北 唐山 063011
3. 河北理工大学 机械工程学院, 河北 唐山 063009

摘要: 图像反求建模是实现快速成形的关键技术之一, 根据 CT 图像的二维信息, 通过图像分割、二值化处理, 提取所需边缘轮廓, 重构出三维 CAD 模型, 转换成快速成形的标准数据格式, 制造出实物三维模型, 在生物医学领域有着广泛的应用前景。本文在国内该领域研究现状基础上, 讨论了 CT 图像反求建模的流程及在快速成形中的应用。

关键词: 快速成型; CT 图像处理; 反求工程; 重建

中图分类号: TP 391. 41 **文献标识码:** A

快速成形 (Rapid Prototyping, RP) 是一种离散堆积成形原理^[1], 综合了计算机辅助设计、数控、激光和新材料等多门技术的新兴数字化成形技术。自从 20 世纪 80 年代快速成形技术出现以来, 其应用从工业界的原型制造、模具制造、零件制造, 不断向艺术、教育和医学等其他领域拓展, 快速成形技术的数据建模方法也从最初的 CAD 系统建模开始陆续出现了点云数据重构、CT 图像重构等建模技术。基于 CT 图像的快速成形建模方法的目的是利用 CT 图像数据, 重构可直接用于快速成形制造的层片数据文件^[2]STL (STereo Lithography)。

滕勇等^[3]采集小型猪股骨 CT 图像, 自行开发软件求出断面边缘轮廓矢量化数据线图, 利用 Image ware 公司 Surfacar 9.0 图像处理软件得到股骨髓的三维三角形面片 (triangular facets) 线框模型及实体模型。尚鹏等^[4]使用 CT 机对一名健康志愿者右股骨进行活体扫描, 将 CT 数据转换为标准 DICOM 文件格式, 采用图形识别软件以灰度识别方式提取股骨外形轮廓曲线, 将外形轮廓曲线输入 Powershape 中, 借助其强大的曲面造型功能, 完成三维模型的重建, 然后再以 STL 的格式输出文件到快速原型制造机, 完成人工骨的制作。吕晓春^[5]等应用 CT 实施层厚 2 mm, 层距 1 mm 的薄层连续扫描, 将 CT 二维图像经 VX 3000 扫描仪扫描并输入计算机, 按配准和 OpenGL 方法^[5]进行三维图像重建得到下颌骨及牙齿三维图像, 既能精确显示其三维空间结构和形态, 亦能沿 x、y、z 轴完成连续旋转变换。史廷春等^[6]用 CT 扫描获得健康耳朵数据, 使用 Materialise 的 Mimics 6.3 对二维 CT 图像进行反求得到三维模型并得到用于快速成形制造的 STL 格式文件, 通过动物实验实现逼真的人工

收稿日期: 2007-11-14。

基金项目: 国家自然科学基金 (60602049); 浙江省“重中之重”学科建设项目; 杭州电子科技大学科研启动基金 (KYS041506008)。

耳朵。

RP 技术具有很好的前景和应用价值，世界上主要先进工业国家的政府部门、企业、高等院校和研究机构纷纷投入巨资对 RP 技术进行开发和研究。美国、欧洲和日本都站在 21 世纪世界制造业全球竞争的战略高度来对待这一技术，而 RP 技术中最关键的模型建立也就成为近期国内外研究热点。

综合以上反求重建实例，可以看出用于 RP 的图像反求一般需要以下几个步骤(如图 1)：

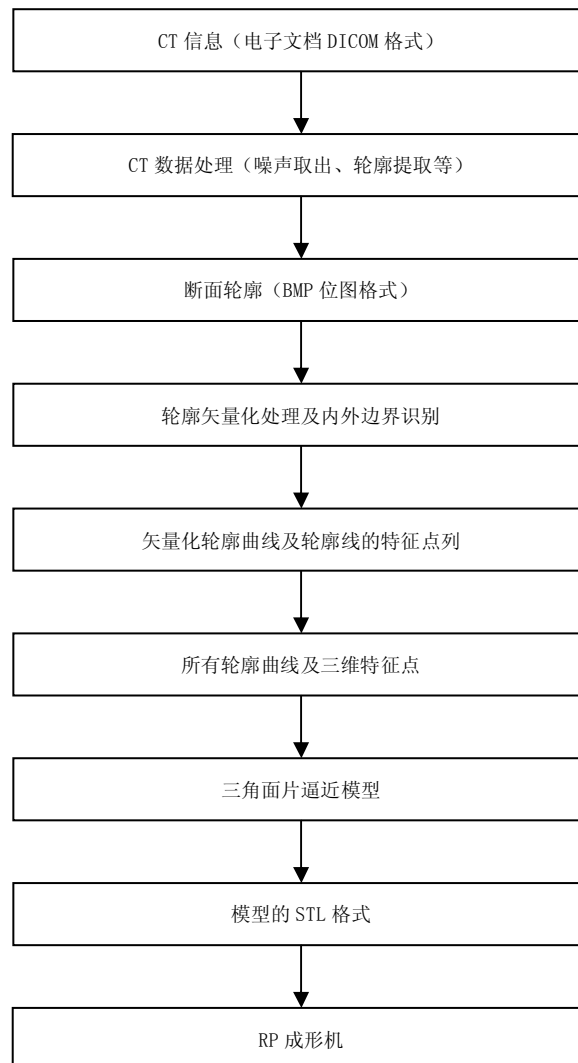


图 1 快速成形 CT 图像处理流程图

- 1) 数据获取 (CT 二维图像资料);
- 2) CT 图像的预处理 (图像滤波、图像平滑、图像去噪、二值化);

- 3) 对预处理后的图像进行边缘检测, 并进行精简获得轮廓数据;
- 4) 三维重构合并所有轮廓生成三维轮廓文件;
- 5) 将获得三维轮廓数据输入快速成形机获得所需实物。

1 CT 图形预处理

1.1 图像平滑

在 CT 图像的获取过程中会产生很多噪声, 这会影响到以后的处理, 因此为了抑制噪声, 改善图像质量, 需对图像进行平滑处理。通常将数字图像的平滑滤波技术分成两类^[7]。一类是全局处理例如在变换阈中 Winer 滤波、最小二乘滤波等, 使用这些技术需要知道信号和噪声的统计模型。另一类技术是对噪声图像使用局部算子, 仅对某一像素的局部邻域的一些像素加以运算, 其优点是计算速度快, 可以对多个像素并行处理。故优先选用第二类平滑滤波方法。常用的局部平滑滤波方法有: 邻域平均滤波、模板平滑滤波和中值滤波, 这些算法在去除图像噪声的同时, 也把图像的细节和边缘模糊了, 这不利于后续的边缘提取及图像分割操作。文献[8]提出了一种适合医学图像处理的平滑滤波方法——基于模糊理论的平滑滤波方法, 利用模糊控制的理论, 较好地解决了去噪和保持边界、细节之间的矛盾。

1.2 图像二值化

所谓二值化即选择一个合适的灰度门限, 用此门限和图像各点像素灰度比较, 超过门限的重新赋予一个灰度, 而低于门限的赋予另一灰度, 其目的是对图像进行分割, 对于 CT 图像的分割主要就是骨组织和软组织的分割^[9]。阈值分割通常作为预处理, 在其后应用其他一系列分割方法处理确定门限的方法有: 灰度直方图波谷法、最小交叉熵法^[10]、最大类间方差分割法^[11]、简单统计法^[12]、迭代方法选取阈值^[13]等。图像分割的关键是阈值的选择, 由于 CT 图像的直方图不具备双峰的特点, 所以直方图波谷法不适合骨骼 CT 图像, 在这种情况下可以采用模式识别中最大类间方差准确确定分割的门限, 其基本思想是对像素进行划分, 通过把划分得到的各类之间的距离达到最大, 来确定合适的门限^[14]。设图像 f 中灰度值 i 的像素的数目为 n_i , 总像素数为:

$$N = \sum_{i=0}^{L-1} n_i \quad (1)$$

各灰度出现的概率为:

$$p_i = \frac{n_i}{N} \quad (2)$$

设灰度 k 为门限, 将图像分为两个区域, 灰度为 $0 \sim k$ 的像素和灰度为 $k+1 \sim L$ 的像素分别属于区域 A 和 B , 则区域 A 和 B 的概率分别为:

$$\omega_A = \sum_{i=0}^k p_i \quad (3)$$

$$\omega_B = \sum_{i=k+1}^L p_i \quad (4)$$

区域 A 和 B 的平均灰度为:

$$\mu_A = \frac{1}{\omega_A} \sum_{i=0}^k i \times p_i \quad (5)$$

$$\mu_B = \frac{1}{\omega_B} \sum_{i=k+1}^L i \times p_i \quad (6)$$

全图的平均灰度为：

$$\mu = \sum_{i=0}^L i \times p_i = \omega_A \mu_A + \omega_B \mu_B \quad (7)$$

两个区域的总体方差为：

$$\sigma^2 = \omega_A (\mu_A - \mu)^2 + \omega_B (\mu_B - \mu)^2 \quad (8)$$

按照最大类间方差的准则，从 0 至 L 改变 k ，并计算类间方差，使方差最大的 k 值即为区域分割的门限。

对于一些比较复杂的医学图像，二值化后会出现很多区域，有些并不是所需部分，这就需要在相关医生经验指导下去除。

2 图像边缘检测与轮廓精简

一般常用一阶或二阶导数来检测边缘，经典的边缘检测方法有 Sobel 算子、Roberts 梯度算子、Kirsch 算子、Prewitt 算子、拉普拉斯算子等，还有许多新的边缘检测方法如 Canny 的最佳边缘检测方法^[15]、Canny 最优检测方法^[16]、数学形态法^[17]、小波变换法^[18]、神经网络法^[19]、模糊检测法^[20]、IFS 边缘检测算子^[21]等。

经过边缘检测后的图像并不满足矢量化的单像素边界要求，还需要进一步的细化。细化就是从边缘图中去掉一些点但仍要保持原来的骨架。文献[22]对 Hilditch 细化法、Eutch 细化法、Roserfeld 细化法，基于数学形态学的细化法进行了比较，得出数学形态学细化结果最好的结论。细化过的轮廓线不可避免的有冗余，就要在细化后轮廓线进行精简，常用的轮廓精简方法有：等距采样法、曲率采样法、弦差法等。由于等距采样法在处理过程中会出现大量特征点丢失，曲率采样法在算法上会出现二阶导数增加计算量，在轮廓跟踪过程中，目标轮廓的每一个像素点都被存储，因此造成较大的数据冗余，为方便以后三维模型的建立，须对跟踪结果进行精简。目前应用最多的是弦差法，弦差法原理如图 2 所示^[9]，首先给

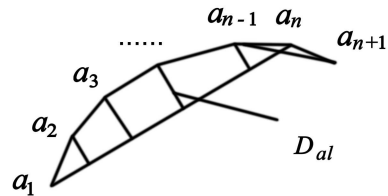


图 2 弦差法轮廓精简原理示意图

定一格距离阈值 T 来描述轮廓精简的精度，然后取 a_1 作为轮廓精简的起点， a_3 为终点，计算 a_2 到弦 a_1a_3 的距离 $D_2 < T$ ，说明点 a_2 在控制弦差范围内，终点加 1，变为 a_4 ，计算 a_2 、 a_3 到弦 a_1a_4 的距离，比较 D_2 ， D_3 与距离阈值 T 的大小关系，依次循环，直到起点 a_1 和终点 a_n 之间的点到弦 a_1a_n 的距离 $D > T$ 为止，此时说明 a_1 和 a_n 之间的点已经超出了精度控制范围，因此可以将 a_{n-1} 作为轮廓精简点予以保留，而 a_1 和 a_{n-1} 之间的点可以舍弃，把 a_{n-1} 作为起始

点重复以上的步骤,寻找下一个精简点,依次循环直到遍历所有轮廓点。

3 轮廓的矢量化与内外边界识别

为了得到实物的三维模型,必须对精简过的分散点轮廓线进行矢量化。轮廓的矢量化就是用一条数学函数定义的矢量曲线来描述物体轮廓,它要求曲线上的点与轮廓上的点的垂直距离必须控制在一个容差内^[23],一般采用的方法是首先在轮廓线上选取初始分段顶点,然后根据某种原则顺次选取其他的分段点,最终实现用一条矢量曲线来插值于这些分段点,控制容差在一定的阈值内,就得到了轮廓的矢量曲线。

矢量化逼近的关键在于分段点的识别和选取。对于这一问题的处理方法目前分为两类^[24]:①通过角度等由边界轮廓直接确定;②基于一个贴近度约束的分段线性逼近检测。在后面进行三维重建和生成模型的 STL 文件时,要求判断重建的表面是内表面还是外表面,三角面片是在内表面上还是在外表面上,内外表面三角顶点的排列顺序是不同的。为此,先应该对轮廓线的内外性质进行判定。断层图像经过轮廓提取和矢量化处理后往往会得到多条轮廓线,可采用在其中一条轮廓上任取一点,若该点位于另一轮廓中,根据任两轮廓均不相交的原则,则该轮廓包含于另一轮廓中。解决这一问题的方法有转角法、标号法、叉积判断法、夹角之和检验法等^[25]。为了避免具体应用中每个断面都包含许多轮廓,并且断面的数量较多,而造成的计算量大,效率低,常采用交点记数检验法来判断点与区域的包含关系^[23]。

对取得的断面图像进行上下对齐,补充中间轮廓面,得到一个具有纵向轮廓线和封闭横断面轮廓线的线框模型。基于有向图的原理和最小内角最大准则(基于 Delaunay 三角剖分^[26]思想),连接上下轮廓线的特征点,生成实体表面的三角面片逼近模型,同时得到用于快速成形制造的 STL 格式文件。

STL 即为三维实体模型文件经过三角化处理后得到的模型文件,是由美国 3D SYSTEM 公司于 1988 年制定的一个接口协议,被工业界认为是目前的准标^[27]。STL 是一种用许多空间三角形小平面对逼近原 CAD 实体的数据模型,将 CAD 表面离散化为三角形面片不同精度时,由不同的三角形网格划分。STL 文件中每个三角形面片有 4 个数据项表示,即三角形的 3 个顶点坐标和三角形面片的外法线矢量。STL 文件是多个三角形面片的集合,数据结构非常简单,而且与 CAD 系统无关。正确的数据模型满足以下一致性原则:

- (1) 相邻 2 个三角形之间只有一个公共边,即相邻三角形必须共享两个顶点;
- (2) 每一条组成三角形的边有且只有 2 个三角形面片与之相连;
- (3) 小平面对法向矢量应符合右手规则。

将得到的实体 STL 文件输入快速成型机的数控软件,制造成型,从而实现了由医学图像信息到实物的过程。

4 结论

快速成形制造技术为难以使用传统方法制作人体器官模型提供了一种新型制造手段,基于 CT 图像的快速成形技术是应用于生物医学领域的有效办法。开发 CT 机与 RP 机的数据接口可以缩短模型制造的周期,得到精确的数据模型,是快速成形技术应用于生物医学领域的必经途径,也是研究人员的研究热点,相信基于 CT 图像的快速成形技术会在生物医学

领域有着广泛的应用前景。

参考文献

- [1] 颜永年. 快速成形技术发展的新趋势[J]. CAD/CAM 与制造业信息化, 2002(3): 5-9.
- [2] Wang Chung-shing, Chang Teng-rucy, Hu Yong-nan, et al. STL mesh re-triangulation in rapid prototyping manufacturing[J]. Mechatronics, ICM' 05. IEEE International Conference on 10-12 July 2005, 2005: 492-497.
- [3] 滕勇, 王臻, 刘非, 等. 生物工程活性骨的三维建模[J]. 第四军医大学学报, 2001, 22(22): 2026-2029
- [4] 尚鹏, 于力牛, 王成焘. 基于 STL 的股骨快速原型制造[J]. 机械设计与制造工程, 2002, 5: 49-51
- [5] 吕晓春, 程祥荣, 王贻宁. 下颌骨体三维图像重建[J]. 武汉大学学报, 2006, 27(4): 489-491.
- [6] 史廷春, 张人佶, 颜永年, 等. 快速成形外耳软骨支架[J]. 机械科学与技术, 2003, 22(3): 477-479.
- [7] 杨枝灵, 王开. Visual C++ 数字图像获取处理及实践应用[M]. 北京: 人民邮电出版社, 2003: 130.
- [8] 刘常春, 杨吉宏, 曹佃国, 等. 基于模糊理论的医学图像平滑滤波方法[J]. 山东大学学报, 2004, 34(3): 81-83.
- [9] 任国成, 王广春. 面向 RP 骨骼 CT 图像的轮廓提取与精简[J]. 山东大学学报, 2004, 34(3): 6
- [10] 李占利, 姚国鹏, 倪俊峰. 面向 RP 的骨骼 CT 图像处理技术研究[J]. 西北农林科技大学学报, 2003, 31(3): 48.
- [11] Otsu N. Discriminant and least square threshold election[J]. In: Proc 4IJCPR, 1978: 592-596.
- [12] Kittler J, Illingworth J, Foglein J. Threshold selection based on a simple image statistic[J]. Graphics and Image Processing: Computer Vision, 1985, 30: 125-147.
- [13] 于新文, 沈佐锐. 几种图像分割算法在棉铃虫图像处理中的应用[J]. 中国农业大学学报, 2001, 6(5): 69-75.
- [14] 孙兆林. MATLAB 6.X 图像处理[M]. 北京: 清华大学出版社, 2002: 257-262.
- [15] 韦海萍, 赵保军, 唐林波, 等. Canny 算法的改进及其硬件的实现[J]. 光学技术, 2006, 32(2): 263-266.
- [16] Canny J. A computational approach to edge detection[J]. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1986, 8(6): 679-698.
- [17] Haralick RM, Sternberg SR, Zhuang Xin-hua. Image analysis using mathematical morphology[DB]. IEEE Trans on PAMI, 1987, 9(4): 532.
- [18] Mallant S, Hwang WL. Singularity detection and processing with wavelets[DB]. IEEE Trans On Information Theory, 1992, 38(2): 617.
- [19] 胡守仁. 神经网络应用技术[M]. 长沙: 国防科技大学出版社, 1993.
- [20] Chen Wun-fan. A New algorithm of edge detection for color image: Generalized fuzzy operator. Science in China[A], 1995, 38(10): 1272.
- [21] 吕维雪, 段会龙, 谭鸥, 等. 基于变形轮廓的医学图像匹配方法[J]. 计算机辅助设计与图形学学报, 1999, 11(2): 115.
- [22] 王怀群. 二值图像的细化[J]. 无锡轻工业大学学报, 2001, 20(3): 315-318.
- [23] 张中波. 面向快速原型制造的医学断层轮廓图像三维重建研究[D]. 重庆: 重庆大学, 2004: 41-54.
- [24] 陈月林, 王平江, 朱建新, 等. 基于曲率的轮廓精确分段技术[J]. 华中理工大学学报, 1995, 23(6): 20-23.
- [25] 陈剑宏. 一种基于断层测量的快速反求系统关键技术研究[D]. 西安: 西安交通大学, 2003: 52-53.

- [26] 普雷帕拉塔, 沙漠斯. 计算几何导论[M]. 庄心谷, 译. 北京: 科学出版社, 1990.
- [27] 纪峰, 陈荔, 李占利. 基于 STL 文件的模型及应用[J]. 长安大学学报, 2006, 26(1): 104-107.

Overview of RP-Oriented CT Image Processing Technology

JIANG Rui-zhi^{1a}, YUE Xiu-yan^{1a, 2}, SHI Ting-chun^{1a, 3},
QIU Jian-hui^{1a}, SUO Hai-rui^{1a}, PENG Dong-liang^{1b}

1. a. Institute of Biomedical Engineering and Instrumentation; b. Institute of information and control, Hangzhou Dianzi University, Hangzhou 310018, China
2. Institute of adult education, North China coal medical institute, Tangshan 063011, China
3. Department of Mold and Die, Hebei Polytechnic University, Tangshan 063009, China

Abstract: Data modeling in reverse engineering is one of key technologies to realize RP. According to the 2D information of CT image, the edge contour was extracted by the image segmentation and binary image processing. Then the 3D CAD model was reconstructed. 3D physical model was made by reconstructing the 3D CAD model, converting into standard data for RP. It has wide application in the biomedicine domain. Based on the state of the study, the process of CT image reverse model and its application on RP were discussed.

Key words: RP; CT image processing; reverse engineering; reconstruct

作者简介: 姜睿智 (1981—), 男, 杭州电子科技大学自动化学院生物医学工程与仪器研究所在读硕士研究生, 2005 年于郑州轻工业学院自动化学院获工学学士学位, 现师从史廷春教授从事图像反求与快速成形方面的研究, Tel: 13735431033, E-mail: regent99@163.com。