

面向 RP 的骨骼 CT 图像处理技术研究*

李占利, 姚国鹏, 倪俊峰

(西安科技学院 计算机科学与技术系, 西安 710054)

[摘 要] 骨骼轮廓数据的提取是进行骨骼三维重构及制造骨骼 RP 原型的基础。研究根据骨骼 CT 图像的特点和快速成型制造的要求, 提出先进行图像滤波, 然后二值化, 最后提取骨骼轮廓并矢量化, 并对其中各环节的数据处理算法进行了理论分析和试验研究, 得出中值滤波是适应于骨骼图像去噪的方法, 最大类间方差法是进行骨骼图像二值化分割处理的最适合方法。

[关键词] 图像处理; CT 图像; 轮廓提取; 快速成型

[中图分类号] TN 911.73, TP 391.41 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1671-9387(2003)03-0201-04

随着快速成型技术的发展和应用的深入, 其在医学上的应用已成为国内外研究的热点之一。快速成型技术的医学应用主要集中在以下几个方面: 外科手术计划与评估、医务人员和患者之间的交流、个体适配化假体的设计与制造。欧美在这些方面都有一系列的研究开发计划, 欧洲国家还定期就快速成形医学应用举办研讨会, 如两年一次的国际快速成形医学应用研讨会等^[1~3]。国内西安交通大学、清华大学、第四军医大学等高等学校和研究机构也开展了这方面的研究^[4,5]。这些快速成形技术的医学应用都是以骨骼 CT 图像的获取及三维重构技术为基础。根据给定的骨骼 CT 图像提取出精确的骨骼轮廓是进行骨骼三维重构及制造骨骼 RP 原型的基础。本研究系统地探讨了骨骼的 CT 图像处理技术, 以期为实现面向 RP 的骨骼三维重构提供依据。

1 面向 RP 的骨骼 CT 图像处理流程

为了进行基于 CT 图像的骨骼三维重构, 首先必须对骨骼的 CT 图像进行处理, 以获得骨骼轮廓的矢量数据, 一般的图像处理流程为滤波→均衡化→边缘提取→二值化→去噪→求轮廓^[6]。

骨骼的 CT 图像主要由软组织、骨质组成。因软组织与骨骼具有不同的密度且差别较大, 在图像中表现为占据相差较大的灰度值范围, 其中骨骼的灰

度主要集中在 210~255, 其他组织的灰度集中在 80~150。根据数字图像处理的相关理论和 CT 中骨骼的亮度大于其他组织亮度的特点, 本研究提出了一种针对骨骼 CT 图像的处理流程, 即滤波去噪→二值化→轮廓提取→矢量化。

1.1 骨骼 CT 图像滤波

图像中可能存在着各种寄生效应, 这些寄生效应可能在图像采集量化处理中产生, 也可能在传输过程中受各种干扰信号的影响产生, 这些寄生效应将影响到图像边界的识别。因此, 在进行图像处理时首先应进行图像滤波, 去除寄生效应。常用的滤波器有低通滤波器和中值滤波器。

为比较两种滤波器的滤波效果, 以不同的掩模矩阵对同一幅图像进行滤波比较, 结果发现低通滤波使得骨骼边缘变得模糊, 同时也未能去除图像中的标尺、标号等多余信息, 滤波效果不明显; 而中值滤波效果明显, 并且去除了后期处理中不必要的标尺和注释。将滤波窗口适当放大可去除更多的噪声。

以 $\frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$ 为掩模矩阵的低通滤波器和 3×3 窗口的矩形中值滤波器为例, 对同一图像进行滤波, 滤波效果如图 1 所示。

* [收稿日期] 2002-07-17

[基金项目] 陕西省教育厅专项科学研究基金资助项目(01KJ159)

[作者简介] 李占利(1964-), 男, 陕西周至人, 博士, 教授, 主要从事科学计算和软件开发研究。

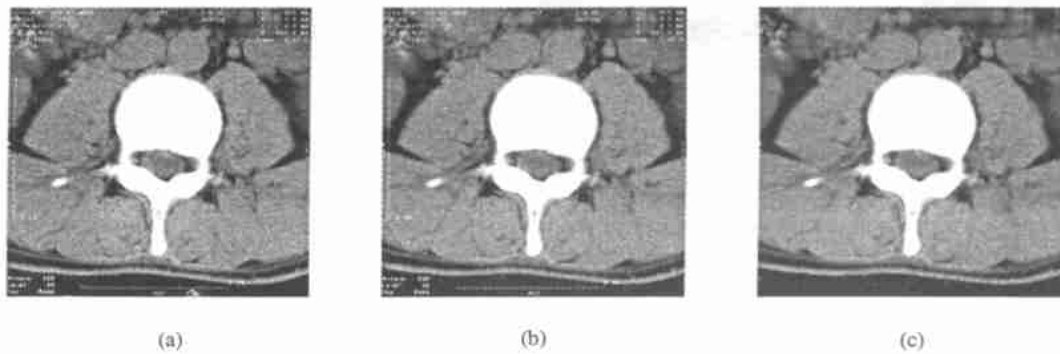


图 1 低通滤波器与中值滤波器滤波的效果对比

(a) 原图像; (b) 低通滤波效果; (c) 中值滤波效果

Fig. 1 An effect comparison of low-pass filtration and median filtration

(a) Primary image; (b) Image filtered by low-pass filtration; (c) Image filtered by Media filter

1.2 骨骼CT 图像的二值化

所谓二值化即选择一个合适的灰度门限, 然后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^[7]。确定门限的方法有灰度直方图波谷法、简单统计法、最小交叉熵法、最大类间方差分割法^[8]等, 这些方法有各自的特点和适用领域。由于CT 图像的直方图不具备双峰的特点, 因此, 直方图波谷法不适合骨骼CT 图像; 简单统计法是求取图像中灰度的均值, 该均值反映了灰度“中心”, 而灰度“中心”却不一定能反映出骨骼和软组织两者的界限, 特别是当骨骼与软组织分布相差较大时; 最小交叉熵分割法是将原始图像和分割图像中像素的概率分布用 P 、 Q 表示, 求最优值使分割前后的图像之间的信息量差异最

小, 其中交叉熵用来度量两种概率分布之间信息量的差异, 是个下凸函数, 当两概率一致时为零, 以最小交叉熵分割出的两部分灰度分布均匀, 经实验, 得到的门限能较好地对骨骼CT 图像进行分割; 最大类间方差分割法是在最小二乘法原理基础上得到的, 它利用了图像中要提取的目标和背景灰度特性上的差异, 选择一个合适的门限, 以确定图像中每一点应属于目标还是背景, 从而产生相应的二值图像, 其出发点与CT 图像的特征相吻合, 经实验效果最好。图 2 为不同二值化方法对图 1 中(c)的处理结果, 其中最大类间方差分割法、最小交叉熵法、简单统计法所选门限分别是 212, 180, 168。由图 2 可看出, 最大类间方差法更适合于骨骼CT 图像的二值化。



图 2 各方法二值化处理结果

(a) 最大类间方差法; (b) 最小交叉熵法; (c) 简单统计法

Fig. 2 Results of various binarization methods

(a) Maximum variance between two classes; (b) Minimum cross entropy; (c) simple statistic

二值处理的关键是选取合适的门限。门限取得太高时, 会把许多的骨骼误分类成软组织, 反之, 当门限取得太低时, 会把许多软组织误分割成骨骼。应

用中也可采用最大类间方差分割法得到门限的初步估计值, 再根据医务工作者的经验决定最终值。

1.3 骨骼 CT 图像的轮廓提取与矢量化

已将骨骼和其他软组织置为不同的灰度, 所以边界上点的灰度将发生跳变, 根据图像 $f(x, y)$ 中 $p(m, n)$ 点的最大差分的近似公式^[2]

$$G[f(m, n)] = |f(m + 1, n) - f(m, n)| + |f(m, n + 1) - f(m, n)| \quad (1)$$

可知, 灰度变化越大差分越大, 灰度相同的区域其差分为零。可利用差分这一性质提取边缘, 令 $p(m, n)$ 点差分为其新的灰度 $G(m, n) = G[f(m, n)]$, 即可得到骨骼的边缘图像。图 3 为对图 2 中(a)图的边缘提取结果:

骨骼的边缘图像不满足矢量化的单像素边界要求, 因此需要细化。所谓细化, 即从位图中去掉一些

点但仍要保持原来的骨架。文献[9]对 Hilditch, Deutch, Roserfeld, 基于数学形态学的细化方法进行了详细比较, 结果见表 1。由表 1 比较结果可看出, 基于数学形态学的方法最好。

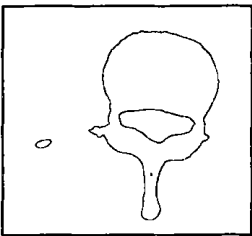


图 3 边缘提取效果图

Fig 3 Result of edge extraction

表 1 细化方法比较

Table 1 A comparison of various thinning method

方法 Method	复杂性 Complexity	速度 Speed	效果 Effect
Hilditch	中等 Media	慢 Slow	好 Good
Deutch	中等 Medium	中 等 Media	比较好 Better
Roserfeld	复杂 Complex	慢 Slow	好 Good
数学形态学 Mathematical morphology	简单 Simple	快 Fast	比较好 Better

细化后用八步跟踪法^[10], 沿着骨骼的边缘进行搜索, 将搜索到的边缘上点的坐标记录下来, 以供后面矢量化使用。每一条轮廓线被表示成一个点列, 直接存储会占用较大空间, 存在冗余信息, 且不能满足面向 RP 的骨骼三维重构的要求, 需要进行轮廓数据的矢量化。本研究使用了基于距离约束的分解方法进行矢量化, 同时为了避免小轮廓的出现, 限定轮廓的最小点数约束。以对图 3 中边缘图经细化跟踪得到的边缘数据为例进行矢量化, 表 2 列出了其矢量化前后的数据量。

表 2 约束条件及处理结果表

Table 2 Constraint and result

距离约束(像素) Distance constraint (pixel)	点数约束(像素) Point constraint (pixel)	轮廓总点数(像素) Number of contour point (pixel)
无	无	2 058
1	10	149
1	50	136
5	10	44
5	50	48

由表 2 可知, 加约束后组成轮廓的像素数得到有效的减少。应注意的是距离约束是影响轮廓精度

的主要因素, 不可取得太大, 否则引起轮廓变形, 得不到期望的效果。

2 结 论

通过对骨骼图像的分析, 设计了针对骨骼 CT 图像的处理方法, 并对各环节中的数据处理技术进行了研究与分析, 确定了各环节中最佳的处理方法。在骨骼 CT 图像处理中, 首先选用中值滤波法对图像进行预处理, 滤除图像中的噪音, 改善图像的质量; 其次进行图像的二值化处理, 通过对各二值化方法的实验比较, 选择效果最佳的极大类间方差法作为二值化方法, 成功地从图像中分离出骨骼; 然后利用灰度差分算法提取出骨骼轮廓, 在此基础上通过数学形态学细化轮廓并利用八步跟踪法跟踪得到轮廓各点坐标; 最后对跟踪得到的轮廓数据进行基于距离约束和基于点约束的矢量化处理, 实验证明由此得到的骨骼轮廓清晰、完整, 对骨骼 CAD/CAM、骨骼 RP 系统、医学假肢设计等领域有积极的参考和应用价值。

[参考文献]

[1] Petzold R, Zeihofer H, Kalender W A. Rapid prototyping technology in medicine-basic and applications[J]. Computerized Medical Imaging and Graphics, 1999, 23(5): 277- 284

[2] 张 曙, 穆 澜 快速成形技术的医学应用[J]. 机械与零件, 2000, 3(2): 36- 39

- [3] 徐卫东, 王成焘. 新型人工骨盆的研制与临床应用的初步报告[J]. 第二军医大学学报, 1999, 20(7): 422- 424
- [4] 李涤尘, 吴永辉. 人工生物活性骨骼的快速制造方法研究[J]. 中国机械工程, 2000, 11(增刊): 102- 104
- [5] 钱西汉, 王成焘. 一种特种假体的 CAD/CAM 系统[A]. 卢秉恒, 唐一平. 21 世纪新产品快速开发技术[C]. 西安: 陕西科学技术出版社, 2000. 266- 279
- [6] 黄信新, 王秀媛. 实时图像轮廓抽取算法研究[J]. 计算机应用, 2001, 2(3): 46- 50
- [7] 赵荣椿. 数字图像处理导论[M]. 西安: 西北工业大学出版社, 2000. 195- 200
- [8] 张旭丽. 两种基于空间域聚类分析的彩色图像分割方法比较[J]. 贵州工业大学学报, 2000, 30(2): 75- 88
- [9] 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
- [10] 吕凤军. 数字图像处理编程[M]. 北京: 清华大学出版社, 1999. 132- 135

Research on RP-oriented bone CT image processing

L I Zhan-li, YAO Guo-peng, NI Jun-feng

(Department of Computer Science and Technology, Xi'an University of Science and Technology, Xi'an 710054, China)

Abstract: The extraction of bone's contours is the base of bone's 3D-reconstruction and RP prototype. According to the features of bone's CT images and the demand of RP, the paper gives a method in which the filtration, binarization, bone's contour extraction and vectorization is done orderly. Theoretical analysis and experimental study have been done for each step. In bone's CT image processing, the media-filter method is feasible, and the Ostu's method with maximum variance between two classes is more suitable for binary image processing.

Key words: image processing; CT image; contour extraction; rapid prototyping

(上接第 200 页)

Analysis on genetic polymorphism of YNZ22 VNTR in old and youth population

SHU Qing, ZHANG Si-he, ZHANG Su-zhen, LI Jun-ling

(Department of Medical Genetics, Fourth Military Medical University, Xi'an, Shaanxi 710032, China)

Abstract: The polymorphism at YNZ22-VNTR locus was studied by PCR-Amp-FLP in 71 cases of Youth, 94 cases of atherosclerosis and 75 cases of normal old people of Shaanxi. Results show that: 29 genotypes and 10 alleles ranging from 168 bp to 938 bp were detected in the 71 normal youth subjects; 20 genotypes, 9 alleles ranging from 168bp to 798bp were revealed in normal old people of Shaanxi. The heterozygosity of YNZ22 was 24%, PIC 0.84; 23 genotypes, 9 alleles ranging from 168 bp to 728 bp were revealed in atherosclerosis cases. The heterozygosity of YNZ22 was 0.24, PIC 0.81. There is obvious difference in distribution of allele frequency in two groups (Old and Youth); and the heterozygosity of old people decreases obviously. There is obvious difference in the number of genotypes and large alleles in two groups. Our results suggest that instability of YNZ22 locus can be related to senility.

Key words: YNZ22 gene; old population; senility; variable number tandem repetition