

利用距离变换实现 CT 图象中软组织显示

林 瑶 田 捷 何 晖 光

(中国科学院自动化研究所人工智能实验室, 北京 100080)

摘 要 基于距离变换的软组织显示方法, 由分割、距离变换、剥皮和体绘制 4 个步骤组成. 为加快运算速度和满足实时交互的需要, 在进行三维医学 CT 图象内部软组织显示时, 采用了一种新的三维欧氏距离变换算法和基于体绘制的三维数据场多表面显示方法. 实验结果表明, 该方法能够清晰地再现皮下血管、肌肉与骨骼的空间解剖关系, 在临床医学领域具有重要的应用价值.

关键词 距离变换 软组织显示 CT 体绘制

中图分类号: TP391.41 R445-39 **文献标识码**: A **文章编号**: 1006-8961(2002)11-1165-06

3D Soft-Tissue visualization Scheme of CT Images via Distance Transformation

LIN Yao, TIAN Jie, HE Hui-guang

(AILab, Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100080)

Abstract In this paper, a new 3D soft-tissue display scheme is proposed, which consists of four steps: image segmentation, distance transformation, peeling operation and volume rendering. Firstly, an image segmentation method is adopted to detect the contour of skin, and a new binary output image is produced. Secondly, to reduce the computation time, a new 3D Euclidean distance transformation algorithm was adopted to compute the distance map of the medical image. Thirdly, the image data of the scarfskin and subcutaneous fat of the specified depth is removed through peeling operation. Finally, in order to meet the requirement of real-time interaction in the medical application, a new multi-surface visualization method was adopted, whose rendering time is reduced by only projecting the voxels near the boundaries between the different tissues. Meanwhile, it improves the visualization quality by computing the normal of the point where the ray crosses the iso-surface in the projected voxel. This scheme was implemented in the 3D medical image process and analysis system developed by our lab to display the soft-tissue of the CT images. The experiment results show that the anatomical structure among the blood vessel, flesh and bone can be visible clearly, and this method has important practical value in clinical diagnosis.

Keywords Distance transformation, Soft-tissue visualization, Computerized tomography (CT), Volume rendering

0 概 述

CT 是计算机断层扫描 (Computerized Tomography) 的简称. 20 世纪 70 年代以来, CT 成功应用于临床医学, 开创了影像医学的新纪元, 使得对人体的一些疑难病症的无创检查成为现实. 目前

的医学图象包括 B 超扫描图象、彩色多普勒超声图象、核磁共振 (MR) 图象、CT 图象等. 其中, CT 图象对骨骼的显示能力优于其他图象; 然而它对软组织显示的能力远不如 MR 图象. 众所周知, MR 设备昂贵, 并有许多检查禁忌症. 如果能够提高 CT 对软组织的显示能力, 那么患者就可以只作 CT 检查, 而不必作 MR 检查, 也就是说, 可节省费用, 而医生也可

基金项目: 国家自然科学基金项目 (69931010, 60071002, 60072007, 60172057); 863 计划项目 (863-306-ZT04-06-4)

收稿日期: 2001-08-28; **改回日期**: 2001-12-30

以从CT检查的数据中,既能看到骨骼信息,又能看到软组织信息,这对于临床应用是非常有价值的。

大家知道,皮肤在人体的表面,它由表皮、真皮以及皮下组织3部分构成。其中,表皮是由形状不同、大小不一的鳞状上皮细胞从基底发育而成;真皮在表皮之下,含有丰富的血管和神经末梢;而皮下组织又位于真皮下部,由结缔组织纤维束和大量脂肪细胞所构成,故又称作皮下脂肪层,纤维束中包含有血管、淋巴、神经等。由于皮肤、脂肪组织的密度与肌肉软组织的密度差别较小,在医学CT图象中,各种软组织灰度差别不大,因此采用传统的分割方法,如阈值法,不易区分出肌肉、神经血管等不同的软组织,也就是说,难以重建出各种软组织边缘的等值面。于是,CT图象中软组织的显示,通常是采用体绘制的方法,但是,在原有体数据中,由于内部肌肉、神经血管受表皮及皮下脂肪的阻挡,直接进行软组织显示,肌肉、血管等也无法清晰显示,因此,需要去除一定深度的与表面皮肤和皮下脂肪组织对应的体素,再在新数据场中进行体绘制,即可显示出皮下组织的血管和肌肉等软组织。

目前实现这一功能的方法通常是通过腐蚀和膨胀方法来对三维体数据进行处理,因为这种方法实现简单,运算速度快,但是由于医学图象噪声大,简单的腐蚀膨胀处理后,结果会失真,故本文设计实现了一种实用的软组织显示方法,该方法由分割、距离变换、剥皮和体绘制4个步骤组成。与腐蚀膨胀方法相比,本文方法具有如下特点:(1)可选用抗噪性能高的分割方法来提取皮肤表面轮廓,经确认后,再去掉轮廓下方一定深度的数据,故结果可信度高;(2)由于可通过距离变换来对软组织深度进行精确定位,因而给临床医生的手术模拟提供了可靠的依据;(3)因处理后的数据场可用来做体显示,故有利于相关组织间空间位置的确定。

该方法已在中科院自动化所人工智能实验室开发的三维医学图象处理与分析平台上对并进行了实验。实验结果表明,利用三维欧氏距离变换来对CT图象中软组织信息进行显示的方法,可用于清晰地再现皮下血管、肌肉与骨骼的空间解剖关系。

1 方法描述

本文设计实现了一种实用的软组织显示方法,其由分割、距离变换、剥皮和体绘制4个步骤组成

(参见图1),即首先在医学图象中,用某种分割方法提取皮肤轮廓,并生成二值图象;然后通过距离变换计算图象中各点到轮廓的距离来生成距离图象;接着根据用户指定的深度、灰度和梯度范围,将各个切片图中,满足深度、灰度和梯度参数设置条件的像素灰度置为0,生成一组新切片数据(此步骤称为剥皮操作);最后对新生成的三维数据场进行体绘制。

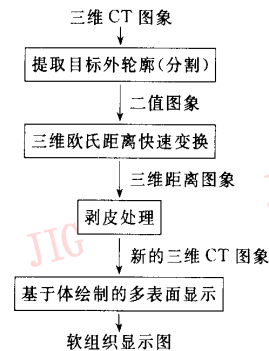


图1 软组织显示方案

1.1 分割

这一步操作是为距离变换做预处理,即将目标物体从背景中提取出来,也称为二值化处理。由于最终目的是要实现软组织显示,即需要对CT图象中的软组织从外向内进行剥皮处理,因此首先必须检测出皮肤的边缘。

为了缩短运算时间,针对CT图象中背景的灰度值与目标物体有较大的差值的特点,可以采用传统的阈值法和区域增长法^[1],当然也可以采用活动轮廓、边缘检测等其他分割方法。

对于区域增长法,需要用户选择皮肤上的一个点作为种子点;而阈值法的关键是阈值的选择,可以由用户选择区分背景与非背景的灰度阈值,也可用自动阈值法确定阈值。常见的自动阈值法有P-参数法、状态法、微分直方图法、判别分析法和可变阈值法。针对医学图象噪声多的特点,可以采用判别分析法,即在图象灰度值的直方图中,用求得的阈值 t 把灰度值的集合分成两组,并使得两组平均值的方差和各组方差的比为最大。

1.2 距离变换

因为需要对医学CT图象中的软组织自外向内进行处理,即要计算皮肤内各点到皮肤外轮廓的最短距离,所以本文以背景点为特征点(二值化值为0),其余部分为非特征点(二值化值为1)来进行距

离变换. 这样距离变换就成了求解各非特征点到 0 像素的最短距离的处理, 离轮廓越远(靠中心越近), 变换后的像素特征值就取得越高. 本文采用自行设计的三维欧氏距离变换算法来计算非特征点到最近特征点的欧氏距离, 对应距离图象中的值即为该点到皮肤轮廓的最短距离, 而皮肤之外的背景点, 其对应距离图象中的值均为 0.

在实际计算中, 常采用非欧氏距离和欧氏距离两种距离测度, 前者常用的是城市街区 (City Block)、切削 (Chamfer) 等距离, 由于算法是采用串行扫描来实现距离变换, 即在扫描过程中, 传递最短距离信息, 因而计算简单, 但得到的仅是欧氏距离的一种近似值. 考虑到医学图象对距离的精确测量有较高的要求, 故本文采用完全欧氏距离变换. 而常规的三维欧氏距离变换的算法运算速度慢, 实用性不高. 为改善运算速度, 减少运算量, 本文在文献[2]提出的二维欧氏距离变换算法基础上, 设计实现了一种新的三维欧氏距离变换算法^[3], 该算法时间复杂度为 $O(n^3 \log n)$.

对一个 $n \times n \times n$ 的三维二值图象, 当求每一个像素的最近黑点(像素值为 0)时, 最简单的方法就是将每一个白点(像素值为 1)与三维图象中每一个黑点进行距离计算, 其中距离最短的点, 即为其最近黑点, 整个算法的复杂度为 $O(n^6)$. 当将一个 $n \times n \times n$ 的三维二值图象分解成 n 个 $n \times n$ 的二维二值图象时, 首先采用文献[2]所述方法对 n 个二值图象进行二维欧氏距离变换, 以得到每个像素在其所在二维图象中的最近黑点. 然后利用二维欧氏距离变换的结果来对每个二维图象中的像素与其他二维图象中的黑点进行距离比较, 再通过优化方法来减少需要参与距离计算和比较的二维图象个数与二维图象中黑点的个数.

三维完全欧氏距离变换的算法描述如下:

(1) 分别对 n 个二维二值图象进行二维距离变换, 求得每个点 $p_{i,j,k}$ 在第 k 个二维图象中的最近黑点, 记为 $M_{i,j,k}$, 其中, i, j, k 代表图象像素点的 x, y, z 坐标, 取值为 $1, 2, \dots, n$;

(2) 在第 n 个二维图象中, 每个点 $p_{i,j,n}$, 依次与 $n-1$ 个点 $M_{i,j,k}$ ($k=1, 2, \dots, n-1$) 进行距离计算与比较, 与 $p_{i,j,k}$ 距离最近的点, 即为其在三维空间中的最近黑点;

(3) for(int $\lambda=0, \lambda \leq \log n - 1, \lambda++$)

(4) 对 n 个二维图象进行 $d=2^\lambda$ 等分

(5) for(int $l=1; l \leq d; l++$)

(6) 在第 $\left(\frac{2l-1}{2d}\right)n$ 个图象中, 每个点 $p_{i,j,\frac{2l-1}{2d}n}$ 依次与 $M_{i,j,k}$ (k 取值介于点 $p_{i,j,\frac{2l-1}{2d}n}$ 和点 $p_{i,j,\frac{2l+1}{2d}n}$ 的最近黑点的 z 坐标之间) 进行距离计算与比较, 与 $p_{i,j,\frac{2l-1}{2d}n}$ 距离最近的点为其在三维空间中的最近黑点

(7) endfor

(8) endfor

由于最近黑点是通过距离比较得到的, 因此每个像素在三维空间中的最近黑点找到后, 它们之间的距离也就同时被求得. 算法的证明略.

1.3 剥皮

所谓的“剥皮”处理, 就是将原始图象中同时满足以下 3 个条件的点去掉, 条件 1 是距离特征值在指定深度参数取值范围内; 条件 2 是灰度值在指定灰度参数取值范围内; 条件 3 是梯度值在指定梯度参数取值范围内.

1.4 体绘制

为了清晰地显示肌肉、神经、血管等皮下软组织, 需要在上一步得到的新三维图象场的基础上进行体绘制, 以使用户从多个角度进行立体观察.

直接体绘制法是将数据场中的体元看成一个半透明物质, 并赋予其一定的颜色和阻光度, 再让光线穿过整个数据场, 进行颜色合成. 目前有光线投射法、投影成像法和频域变换法 3 类直接体绘制方法. 这种直接体绘制法是将数据场中的多种物质在一个可视图中显示, 以揭示它们的相互关系, 但图象难免比较模糊, 且由于遮挡关系, 离视点较远的部分不易被观察和分析.

文献[4]利用分类函数对三维数据场中的体元进行阻光度分配, 并对物质界面处的体元赋予高阻光度, 以突出显示物质表面, 每一个阻光度不为 0 的体元对最终图象的显示都有所贡献. 文献[5]对此方法进行了改进, 即以重构的三维数据场代替原有的重构光亮度场, 同时用改进的方法来显示多等值面, 其不仅提高了可视图的质量, 并节约了存储空间, 但由于需要通过不断的采样来判断等值面的位置, 因此计算量很大. 文献[6],[7]采用投影成像法来绘制三维数据场, 并显示多等值面, 但是由于该方法仅用体元中心的梯度值来代替整个体元的法向量, 因此对投影成像中光照效应差的问题仍没有解决.

在许多应用中,人们有时只关心不同物质间的边界部分,并由其反映整个数据场的全局状况.针对此特点,文献[8]提出了一种基于体绘制的三维数据场多表面显示方法.由于这种方法只通过提取不同物质的边界体元来进行光照计算,并利用投影成像法来显示最终图象,这样不仅大大加快了三维数据场的绘制速度,同时也改进了投影成像法光照效应差的缺点,因此提高了图象的显示质量,并可以很好地反映三维数据场的全局状况.

该方法由物质边界提取、阻光度赋值、边界体元内等值面与视线交点的法向量计算、交点的光照效应计算和颜色合成计算等 5 个步骤组成,算法流程图如图 2 所示.

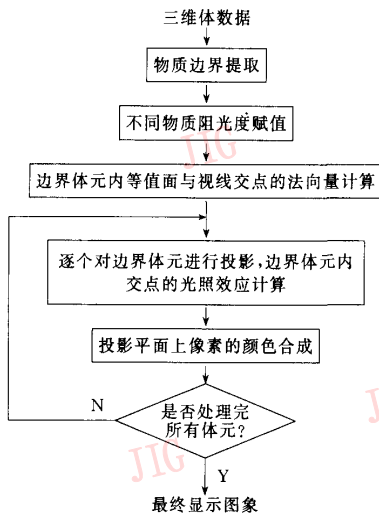


图 2 体绘制流程图示意图

(1) 边界提取

对物质边界的提取方法主要依据三维数据场的图象属性(如灰度、梯度等)而定,对于 CT 图象,通常可采用阈值法.对物质边界的提取问题属于图象分割的问题,本文不予重点讨论.

(2) 阻光度赋值

根据提取的物质边界数目,为不同类型的边界物质分配不同阻光度.这样,一种物质的阻光度越大,透过该物质体元的光越少,位于其后的物质越不可见;相反,阻光度越小,该物质的透明度就越高,人们就可以同时看到前后不同的物质.但根据希望突出显示哪种类型物质的需要,允许对阻光度的赋值进行调整.

(3) 边界体元内等值面与视线交点的法向量计算

当提取出不同物质边界后,就可用投影成像法来快速显示边界上的体元.该方法可沿着对任何视线方向将边界上的体元,以逐个切片、逐行、逐列的方式投影到投影平面上,但投影成像法的一个主要缺点是,对每个体元难以通过获得有效的较准确的法向量来进行光照效应计算,以突现物质分布的空间感.传统的方法多以中心差分所获得的体元中心点的梯度值来代替体元的法向量,但这不能反映一个体元投射到屏幕上所影响的像素的变化.考虑到边界上的体元是不同物质的混合体,在这些体元内部存在一个等值面,故本文采用一种与方向有关的三线性插值算法来求得视线方向与等值面的交点,并计算交点的法向量,然后,视线穿过体元,对投影平面中像素颜色的影响只要计算交点处的光照效应就可以了.

(4) 交点的光照效应计算

视线方向与边界体元内等值面的交点处的颜色值可根据 Phong 光照模型求得,即

$$C = I_a + K_d I_l \cdot (N \cdot L) + K_s I_l \cdot (N \cdot V')$$

其中, K_d , K_s 分别表示漫反射系数和镜面反射系数; I_a , I_l 分别表示环境光强度和主光源强度; N , L , V 分别表示归一化的表面法向量、光源方向和视线反方向; $V' = \frac{V+L}{|V+L|}$.

(5) 投影平面上像素的颜色合成

图象合成的方式采用从后往前法,其公式为:

$$C_{out} \cdot \alpha_{out} = C_{now} \cdot \alpha_{now} + (1 - \alpha_{now}) \cdot C_{in} \cdot \alpha_{in}$$

$$\alpha_{out} = \alpha_{now} + (1 - \alpha_{now}) \cdot \alpha_{in}$$

其中, C_{now} , α_{now} 分别表示射线与体元内等值面交点处的颜色和阻光度, C_{in} , α_{in} 代表射线进入交点前的颜色和阻光度, C_{out} , α_{out} 表示叠加上交点处的颜色和阻光度后的相应值.

基于体绘制的三维数据场多表面显示方法图象的显示效果好,能够清楚地反映三维数据场中的全局状况,并且绘制的速度非常快,基本达到了实时显示的要求.

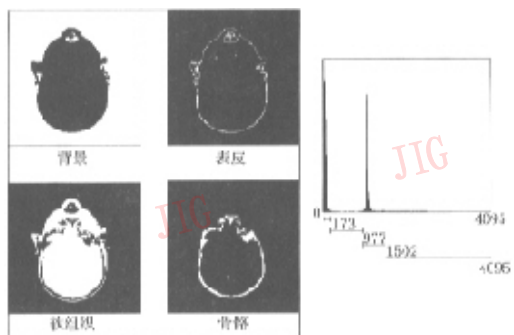
2 实验结果

本文提出的 CT 图象软组织显示方法已在实验室开发的三维医学图象处理与分析系统上实现.系统硬件平台为 P II 300 以上的微机,软件平台为 Windows 98/NT/2000.实验数据为人体头部 CT 图象,共 58 个切片,间距 1.5mm,分辨率为

512×512×16bit.

在分割阶段,系统提供了多种分割方法供用户选择,其中包括阈值法、种子生长法、模糊连接度算法、Live-wire 算法等,用户可选择合适的算法将目标与背景分开;在体绘制的边界提取阶段,需要将背景、皮肤、软组织和骨骼分开,系统提供了人工阈值分割和自动阈值分割两种方法,其中自动阈值法采用了基于模糊最大熵原则的多阈值选择方法.这种方法的主要缺点是搜索空间太大,收敛速度太慢,为此,本文用 ICM(Iterated conditional modes)方法^[9]来解决计算量问题,实验证明,ICM 方法不仅能给出最大熵问题的满意解,并且收敛速度很快,运算时间极短.分割结果参见图 3.

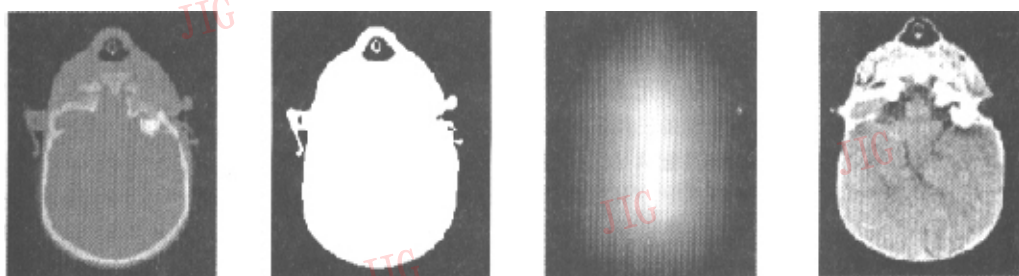
软组织显示各个步骤获得的处理结果、最终显示效果分别见图 4、图 5,并与面绘制、体绘制的效果图(见图 6)进行了比较.由图 6 可见,直接利用 CT



ICM 算法得到的阈值,及其将头部分割的 4 个区域

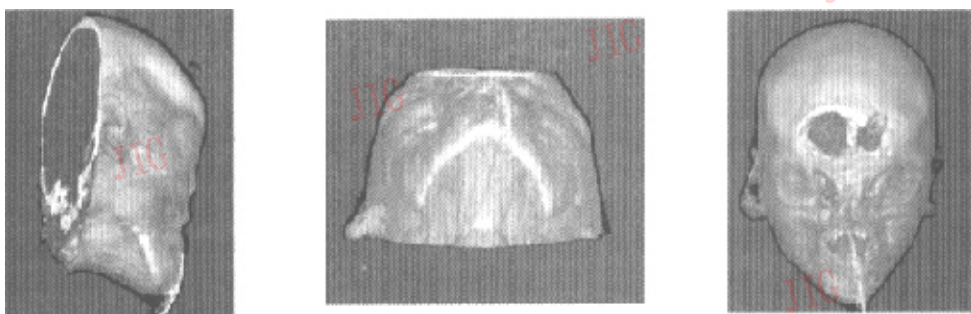
图 3 ICM 算法分割结果

原始数据进行体绘制,只能看到骨骼和外层皮肤或少量肌肉,无法显示皮下血管.而由图 5 可见,按照本文的方法对剥皮后的新图象数据进行体绘制后,颈部血管和面颊肌肉组织可清晰可见.



(a) 原始头部 CT 切片图象 (b) 用阈值法分割得到的二值图象 (c) 经距离变换后的距离图象 (d) 剥皮处理后的切片图象
 (剥皮参数设置:深度 0~9.76mm, 灰度 0~4000)

图 4 各个步骤处理后的头部 CT 图象



(a) 侧视图 (b) 顶视图 (c) 正视图

图 5 距离变换后显示血管和肌肉的头部体绘制图



(a) 面部皮肤的面绘制图



(b) 皮肤和骨骼两种组织的体绘制图



(c) 肌肉和骨骼两种组织的体绘制图

图6 直接利用头部CT原始数据绘制的不同组织显示图象

3 结论

本文利用三维欧氏距离变换来实现CT图象中软组织显示,不仅能够对皮肤外轮廓的进行准确识别,并能完成对软组织深度的精确定位,还可清晰地显示皮下血管、肌肉与骨骼的空间解剖关系,在医学领域具有重要的应用价值.另外,由于采用了自己设计的三维欧氏变换算法和基于体绘制的三维数据场多表面显示方法,不仅运算速度快,且能满足医生实时交互的要求,因此,此方法在临床医学中具有实用性.血管的暴露可以为临床外科医生提供手术前的指导;软组织的暴露还可为发生在表浅组织的病变提供诊断帮助.在系统中实现此方法后,将大大增强医学图象处理与分析系统在教学培训、临床诊断和面部外科手术等方面的应用价值.下一步工作将探索用新的方法来求取边界上体元内的等值面,企望在保证计算量小的同时,使求得的等值面尽可能准确,以进一步提高显示质量.

参考文献

- 1 Pal N R, Pal S K. A review on image segmentation techniques [J]. Pattern Recognition, 1993, 26(9): 1277~1294.
- 2 陈斌. 完全欧几里德距离变换的最优算法[J]. 计算机学报, 1995, 18(8): 611~616.
- 3 诸葛婴, 田捷. 三维欧氏距离变换的一种新方法[J]. 软件学报, 2001, 12(3): 383~389.
- 4 Levoy M. Display of surfaces from volume data [J]. IEEE Computer Graphics & Applications, 1988, 8(3): 29~37.

- 5 唐泽圣, 袁骏. 用图象空间为序的体绘制技术显示三维数据场[J]. 计算机学报, 1994, 17(11): 801~808.
- 6 Udupa J K, Odhner D. Shell rendering [J]. IEEE Computer Graphics & Applications, 1993, 13(6): 58~67.
- 7 宛铭, 唐泽圣. 基于微机环境的三维数据场多等值面快速显示算法[J]. 软件学报, 1996, 7(9): 513~520.
- 8 诸葛婴, 田捷, 罗希平. 一种基于体绘制的三维数据场多表面显示方法[J]. 电子学报, 2001, 29(1): 140~142.
- 9 罗希平, 田捷. 用最大熵原则做多域值选择的条件迭代算法[J]. 软件学报, 2000, 11(3): 379~385.



林 瑶 1972年生, 中科院自动化所博士生. 主要研究领域是模式识别与图象处理.



田 捷 1960年生, 中科院自动化所研究员, 博士生导师. 主要研究领域是模式识别与智能系统、计算机网络与多媒体.



何晖光 1973年生, 中科院自动化所博士生. 主要研究领域是模式识别与图象处理、计算机图形学.