三维人脑计算机图谱表面重建的层间轮廓线插值

於文雪[1], 罗立民[1], 傅 瑶[1], 舒华忠[1], Bernard Gibaud[2]
(1. 东南大学生物科学与医学工程系, 南京 210096; 2. 法国雷恩大学信号与图像处理实验室)

摘 要: 本文针对三维人脑计算机图谱问题, 采用线性插值算法, 给出了一种可用于序列图象的高精度表面重建的层间轮廓线插值方法. 该方法不仅对一般问题的效果良好, 而且成功地解决了弹性插值中不能解决的示例. 对一系列数据的实验结果表明, 它是一种可行的层间轮廓线插值方法, 对医学影像数据的三维重建和显示具有重要意义.

关键词: 三维人脑计算机图谱; 表面重建; 层间轮廓线插值; 最佳匹配点对; 线性插值算法
中图分类号: TN911.73 文献标识码: A 文章编号: 0372-2112 (2000) 02-0052-03

Intermediate Contour Interpolation for Computed Altas Surface Reconstruction of 3-D Human Brain

YU Wen-xue[1], LUO Li-min[1], FU Yao[1], SHU Hua-zhong[1], Bernard Gibaud[2]
(1. *Department of Biology and Medical Engineering, Southeast University, Nanjing 210096, China*; 2. *Lab of SIM, University of Rennes, France*)

Abstract: To solve the problem of 3-D human brain computer atlas, we present a method for reconstructing an accurate surface by image sequence using an algorithm named linear interpolation. The method not only works well for general problem, but also successfully solves the special sample that could not be solved by the method of elastic interpolation. Some experiments on a series of data show that this method is feasible to intermediate contour interpolation, and important in three-dimension reconstruction and display of medical image data.

Key words: 3-D human brain computer atlas; surface reconstruction; intermediate contour interpolation; optimal matching points; linear interpolation algorithm

1 引言

尽管用于医学诊断的成像方式繁多, 但这些手段提供的大多是二维图像, 而组织、器官本身却是三维的, 它们的几何形状、相对位置和空间分布等三维信息无法直接从这些二维图像中显示出来. 随着 CT、MRI 等成像技术的提高, 由断层图像生成和提取人体的三维组织结构日益成为可能, 这个过程在图像处理和分析中叫做三维重建.

人脑是人体中结构最复杂的器官之一, 脑内各部分遍布的神经和核团是协调和管理人体机能的高级指挥中心. 因此, 研究脑的结构、尤其是脑深部的结构对认识人脑和治疗人脑疾病有着非常重要的意义. 尽管现有 CT、MRI 等技术为我们提供了比较详细的人脑内部结构图像, 但是对于脑内部的某些细微结构、特别是丘脑内部各核团(这些核团之间的边界非常模糊), 这些图像的分辨率还远远达不到要求. 鉴于以上原因, 从标准二维脑图谱(如 Spigele & Wycis 的"人脑立体定向解剖图谱", Talairach 等的"脑立体定向图谱", 陈玉敏的"国人脑内主要核团立体定向图谱") 中提取人脑核团形态, 建立一个三维结构功能性人脑计算机图谱是很有必要的.

建立三维结构功能性人脑计算机图谱的一个主要任务是重建出核团的表面并进行仿真显示. 重建核团表面的最简单方法是将分布于不同层面的二维图谱中同一核团的相应点直接连成三角形或多边形贴面来形成核团表面. 但是, 由于给定图谱的层间距离太大或感兴趣对象太小或同一对象在不同层面中的形状差异太大, 上述方法有时导致重建表面的畸变或缺失, 而无法达到重建和显示的目的. 解决这个问题的办法之一是在相距较大的两个断层之间对轮廓线进行插值, 以实现层间结构的合理过度. 为此, Lin 等提出了一种叫做"弹性插值"的算法[1,2]被谱遍采用, 但是, 该算法对一些较复杂问题显得无能为力[1]. 其它算法包括 T. W. Sederberg 等的线性插值算法[3,4]、Zhang 等的模糊插值算法[5]等都可用于层间轮廓线插值. 后几种方法原来是用于二维图像变形的, 带有一定的局限性, 不能满足我们的需要.

为了满足三维人脑计算机图谱研究课题的需要, 本文提出了线性插值算法. 本算法不仅对原本相似轮廓的插值效果良好, 而且对形状差异大的轮廓线也能得到令人满意的结果.

文章的第二部分介绍边缘的多边形近似, 以获得用较少

收稿日期: 1998-06-13; 修订日期: 1999-03-03
基金项目: 国家自然科学基金(No. 69572012)资助课题

© 1994-2010 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

点表示的边缘; 第三部分论述中间轮廓线的线性插值; 第四部分给出实验结果和讨论.

2　边缘的多边形近似

由于分割出的轮廓线是逐点连接而成的, 不仅有大量的冗余数据, 而且使后续处理变得复杂. 为此, 采用多边形不定长近似法来逼近原始轮廓线, 见图 1.

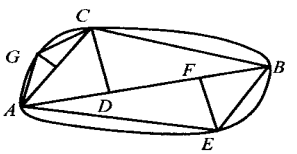


图 1　原始边缘的多边形逼近

取轮廓线中相距最远的两点 A、B 连成弦, 这样把轮廓线分成两部分, 再从各部分轮廓线上找出距弦 AB 最远的点 C、E 与原来弦的两端点进行连接成新弦并去掉旧弦. 依次类推, 直至找出点距弦的距离小于给定误差, 这样将得到原来边缘的近似多边形.

3　结性插值算法

弹性插值算法计算量大, 要调整的参数有 4 个之多且要依靠经验用手工配置, 再加上有一些不能处理的情况[6], 促使我们探求新的方法来解决三维人脑计算机图谱插值问题. 提出了线性插值算法.

以下, 将已知的两断层叫做起始轮廓, 起始轮廓之一称为 Start, 另一层称为 Goal, 被插轮廓线称为 Target.

3.1　基本原理

线性插值算法的基本原理很简单, 简述如下: 找出 Start 轮廓线上的点在 Goal 上的一一对应点, 然后在这些匹配点对的连线上根据取点法则取点做为中间轮廓线的顶点.

3.2　建立最佳匹配点对

线性插值的关键是建立匹配点对. 过去, Kalvin 等提出了最小距离法[7], 这一方法在起始轮廓线尺度不一致时遇到难题; Tsang 等通过多边形缩张对最小距离法进行改进[8]; 基于图形理论, Fuchs 等提出了一种匹配点对的优化方法[9]; Christiansen 等则通过把起始轮廓线映射到归一化的正方形[10]上来避开因起始轮廓线尺寸和位置差异带来的误差; Sederberg 等引入价值函数概念[2], 对多边形的结点进行加权处理, Zhang 等则用模糊似然函数[6]进行加权处理. 在这里, 认为最佳匹配点对应满足下述条件:

(1)所有匹配点对连线段的距离之和应尽量小;

(2)两轮廓线的匹配点对有同一旋向;

(3)匹配点对连线段不与其它匹配点对连线段的相交.

为达到以上要求, 综合已有方法的优点, 总结出一种既简单又可自动处理的方法. 叙述如下(参考图 2): (a) 计算起始轮廓线的围定面积, 对其中之一进行面积缩放, 使二者面积相等. 然后进行平移使二者质心重合(实现方法见[9]); (b) 求出两轮廓线的所有交点(交点必定存在, 至少两个), 根据交点把起始轮廓线分成几个对应段; (c) 在各个对应段之内建立匹配点对, 匹配点对数目较少时用插值法增加; (d) 检验匹配点对连线段相交情况, 如存在, 则将之去掉或调整; (e) 把求得的匹配点对坐标经反平移和缩放复原到原位置. 实践证明, 按上述步骤计算出的匹配点对是接近最佳的.

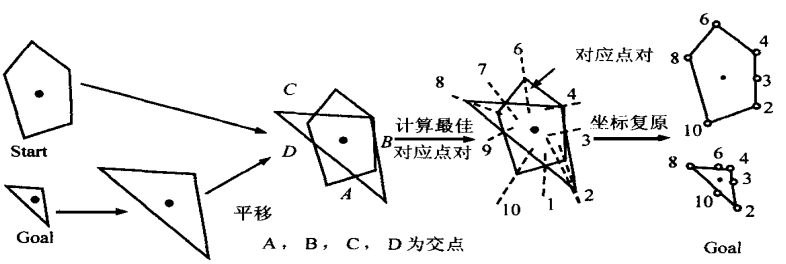


图 2　建立最佳对应点对示意图

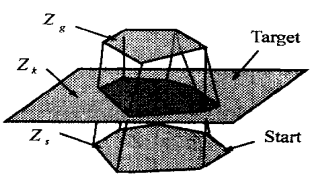


图 3

3.3　线性插值

最佳匹配点对建立后, 接下来就可以求中间轮廓了. 不失一般性, 假设两条起始轮廓线平面垂直于 Z 坐标轴, 被插中间轮廓线平面平行于起始轮廓线平面且均匀分布于两起始轮廓线平面之间, 显然, 中间轮廓线平面的 Z 值已由插值轮廓线平面的个数确定了, 且都垂直于 Z 坐标轴.

设 Start 轮廓线的 Z 坐标为 $z = -Z_s$, Goal 轮廓线的 Z 坐标为 $z = Z_g$, 被插中间轮廓线的条数为 N, 则层间距离 $d = (Z_g - Z_s)/(N+1)$. 从 Start 算起的第 k 条被插轮廓线的 Z 坐标为

$$z_k = Z_s + kd$$

线性插值的几何解释是: 用 $z = z_k$ 平面截取 Start 轮廓线与 Goal 轮廓线匹配点对的连线, 交点即为被插轮廓线的顶点, 各顶点的顺序连接构成被插轮廓线, 见图 3.

在计算机里, 这一实现过程是通过数值计算来完成的. 一条轮廓线可表示成它所有顶点的集合, 记为

$$C = \{(x_i, y_i), 1 \le i \le M\}$$

式中 M 表示顶点个数. 这样 Start 轮廓线可记为 C_s, Goal 轮廓线记为 C_g, Target 轮廓线记为 C_t. 为了描述 C_t 与起始轮廓线的相似程度, 引入相似系数 w_s 和 w_{gt}, w_{st} 表示 C_t 与 C_s 的近似率, w_{gt} 表示 C_t 与 C_g 的近似率, 二者的关系是

$$w_s + w_{gt} = 1, \qquad (0 \le w_{st}, w_{gt} \le 1)$$

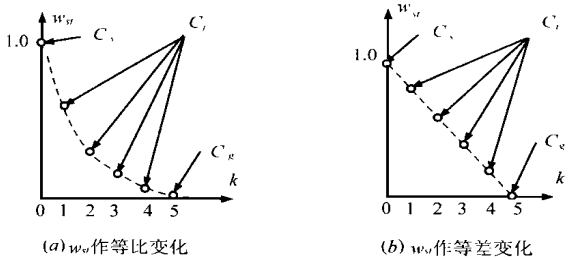
这样, 轮廓线 C_t 可表示为

$$C_t = w_s C_s + w_{gt} C_g, \quad (t = 1, 2, \cdots, N)$$

由于 w_s 和 w_{gt} 是相关的, 只要对其中之一赋值, 另一个就随之确定, 这里以 w_{st} 为例进行讨论. w_s 取值的两种典型情形是使之作等比变化(图 4-a)或等差变化(图 4-b). w_{st} 作等差变化是指 w_{st} 取值是公差为 $1/(N+1)$ 的等差数列. w_{st} 作等差变

© 1994-2010 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved.　http://www.cnki.net

化时, 就是本文所说的线性插值. 线性插值的特点是所有插值轮廓对应点的连线与直线.



(a) w_{st}作等比变化　　(b) w_{st}作等差变化

图4　w_{st}的两种选取方法

w_{st}作等比变化是指w_{st}取值为一等比数列, 即

$$w_{s1}: s_{s2}: \cdots: w_{st}: \cdots: s_{sN} = r: r^2: \cdots: r^t: \cdots: r^N \quad (t = 1, 2, \cdots, N)$$

式中 r 为等比数列的公比, $0 < r < 1$. w_{st}作等比变化时, 所有插值轮廓对应点的连线为一曲线, 可插出中间凸(或凹)的效果, 它不是本文所讲的线性插值.

在我们的研究中, w_{st}、w_{gt}由 C_t 的 Z 坐标值z_k 来决定, 用下式来定义

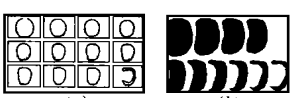
$$w_{st} = (Z_g - z_k)/(Z_g - Z_s),\ w_{gt} = 1 - w_{st}$$

由上式可知, C_t 越靠近C_g, w_{st}就越小, w_{gt}就越大, 就越相似于 C_g; 反之, 就越相似于 C_s. 由于 w_{st}与 C_t 到C_g 距离之间、w_{gt}与 C_t 到C_s 距离之间的关系是线性的, 故把这种插值方法称为线性插值, 它实际上是图 4(b) 的情形.



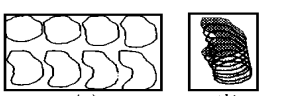
图5　对 Lin 等用过例子的插值效果

图7　两个形状变化较大例子的线性插值结果



Lin插值结果(取自原文)　线性插值结果

图6　两种方法插值结果比较



插值结果　表面重建结果

图8　一脑核团的线性插值及表面重建结果

4　实验结果及讨论

用本文提出的算法对 Lin 等使用过的例子进行测试, 实验结果见图 5(下列所有图形中, 第一条为起始轮廓线最后一条为终止轮廓线, 中间是插值轮廓线), 二者计算结果极为相似. 图 6 是Lin 等用弹性插值算法未能解决的例子, 原文中[1]中间轮廓线并没有象终止轮廓线一样凹下去(见图 6(a)), 而是仍然保持着类似起始轮廓线的形状, 在这里成功地得到了结果(图 6(b)). 图 7 是用本算法插出的几个形状变化更大的例子. 图 8(a)是对三维人脑图谱某提取核团的插值结果, 图 8(b) 是插值后的表面重建结果.

实验表明, 本算法也适用于三维人脑图谱有分支的情形[6].

表面重建是一个复杂的过程, 往往需要结合先验知识来进行. 本文的算法是针对三维人脑图谱提出的, 其中寻找最佳匹配点对是关键问题之一. 但在某些场合下, 如扭转、弯曲、不均匀缩张占主导的问题中, 由于过度方式的特殊性, 用本文提出的方法寻求最佳匹配点对不一定合适, 因为这类问题更多依赖于对研究对象的认识而需特殊的解决方式. 但是, 对于大多数情形, 本算法是适用的, 值得推广.

参考文献

[1] Weichung Lin, Chengchung Liang. Dynamic Elastic Interpolation for 3-D Medical Image Reconstruction from Serial Cross Sections. IEEE Transaction on Medical Imaging, 1988, 7(3): 225~232

[2] Weichung Lin, Shiumyung Chen. A New Surface Interpolation Technique for Reconstruction 3-D Objects from Serial Cross-Sections. IEEE CVGIP, 1989, 48: 124~143

[3] T. W. Sederberg. A Physically Based Approach to 2D Shape Blending. Computer Graphics(Proc. Siggraph), 1992, 26(2): 25~34

[4] T. W. Sederberg. 2D Shape Blending: An Intrinsic Solution to the Vertex Path Problem. Computer Graphics(Proc. Siggraph), New York: ACM, 1993: 15~18

[5] Yuefeng Zhang, Honeywell. Hi-Spec Solutions: A Fuzzy Approach to Digital Image Warping. IEEE Computer Graphics and Applications, 1996, 16(4): 34~41

[6] 姚永鹏. 三维人脑计算机图谱的研究. 东南大学硕士学位论文. 南京: 东南大学, 1998

[7] A. Kalvin. Two-Dimensional Model-Based Boundary Matching Using Footprints. Int' l J. Robotics Research, 1986, 5(4): 38~55

[8] P. W. M. Tsang, P. C. Yuen, F. K. Lam. Classification of Partially Occlude Objects Using 3-Point Matchingnd Distance Transformation. Pattern Recognition, 1994, 27(1): 27~40

[9] H. Fuchs, Z. M. Kedem, S. P. Uselton. Optical Surface Reconstruction from Plannar Contours. Comm. ACM, 1977, 20(10): 693~702

[10] H. N. Christiansen, T. W. Sederberg. Conversion of Complex Contour Line Definitions. Computer Graphics (Proc. Siggraph), 1978, 12(3): 187~192



於文雪　1969 年生, 现于东南大学生物电子学专业攻读博士学位, 主攻方向为医学图象处理和计算机辅助诊断和治疗.

罗立民　1956 年生, 1986 年获法国雷恩大学信息处理专业博士学位. 现为东南大学博士生导师、法国雷恩大学兼职客座教授, 法国国家健康与医学研究院客座教授、中国电子学会生物医学电子学会副主任委员、IEEE 高级会员、国际核心刊物 IEEE 生物医学工程杂志(EMB)编委等. 长期从事医学图象处理和生物医学工程研究, 在国内外核心刊物上发表论文 70 余篇, 主持科研开发 20 多项.

© 1994-2010 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net