

基于多分辨投影匹配和对应点分析的三维血管轴重建

洪 伟, 牟轩沁, 蔡元龙

(西安交通大学电子与信息工程学院, 陕西西安 710049)

摘 要: 提出了一种多分辨投影匹配与对应点分析相结合的血管轴重建方法. 将三维空间划分成许多小立方体, 向多个方向上投影, 如果投影区域中含有血管轴, 则认为这个正方体区域包含血管轴. 将此区域再分割为多个小区, 重复上述匹配过程, 直到获得所需要的精度, 从而建立一个血管轴的粗略模型. 利用这个模型分析 DSA 投影中血管中心点的对应关系, 并插值重建出单点连续的血管轴. 实验数据采用实拍的 DSA 序列图像, 取得了很好的重建效果.

关键词: 多分辨投影; 对应点; 血管轴; 匹配; 三维重建

中图分类号: TN911.73 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2005) 10-1901-04

Reconstruction of Vessel Axis Based on the Matching of Multi-Resolution Projections and Analysis of Corresponding Points

HONG Wei, MOU Xuan qin, CAI Yuan long

(School of Electronics and Information Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an, Shaanxi 710049, China)

Abstract: This paper propose a novel method of Reconstruction of Vessel Axis on matching of multi-resolution projections and analyzing of corresponding points. The 3 D space is divided to several cubes. The cubes are projected to the actual projection directions separately. If a cube projection includes vessel axes points, it is believed that the cube include 3D vessel. Then we divide the cube to several smaller cubes and repeats above process until the needed precision is reached. An approximate 3D model of vessel axes is constituted according to projections of the cubs. The corresponding relation of vessel axes between different direction projections is analyzed according to the approximate 3D axes model. Then we can constitute the accurate continuous 3D vessel axes by interpolation method. We use an actual DSA sequence as the experimental data and the result is satisfactory.

Key words: multi resolution projection; corresponding point; vessel axes; matching; 3D reconstruction

1 引言

血管的三维重建对于血管疾病的诊断有着重要的指导意义, 一直是医学成像领域的热点研究课题之一. 使用旋转 DSA (数字减影血管造影术, Digital Subtraction Angiography) 可以得到人体血管的锥束投影序列, 作为三维重建的原始数据. 基于 DSA 序列图像的血管三维重建的一种可行方法是将血管重建分为血管轴重建和血管截面重建两部分, 这两部分相对独立完成, 结果组合起来构成整个三维血管^[1-3]. 旋转 DSA 系统 X 线源以检测物体为圆心作圆周运动, 旋转 180 度可拍摄 100 多幅的一个序列图像, 如图 1 所示. 本文研究了基于旋转 DSA 序列图像的血管轴重建.

近年来, 许多学者在血管轴的三维重建方面作了大量研究, 研究重点主要集中在提高重建自动化程度和重建精确性方面. 同一根血管片断在不同方向上的投影之间的匹配是血管三维重建中的难点之一, 直接影响到重建的自动化程度和

重建的结果. 大多数血管轴重建方法都是自下向上进行的, 首先对不同投影上的血管进行匹配, 然后根据匹配结果重建三维血管轴^[4-14]. 但是仅靠投影片断之间的位置关系对关键点进行匹配往往难以取得很好的匹配效果. 本文提出的基于多分辨投影匹配和对应点分析的重建方法, 从三维空间与二维投影的关系出发, 模拟 DSA 系统投影过程, 根据投影点的性质来找到三维空间包含血管轴的部分, 对二维投影点进行匹配. 结合二维血管轴结构, 找到对应的关键点, 再用插值重建的方法精确重建整个血管轴. 本方法将自顶向下匹配和自下向上匹配相结合, 简化了匹配过程, 使重建精度明显提高. 整个过程全自动完成, 不需要人工干预, 重建效果令人满意.

2 多分辨投影重建原理

根据 DSA 图像重建出的三维血管轴, 其重建空间大小是有限的, 因此在重建空间分辨率确定的情况下, 重建空间中的点的总数是有限的. 在理想情况下, 在没有遮挡的情况下, 空

间中的一个点可以由它在两个方向上的投影(按 DSA 工作方式生成的投影,以后的投影均指 DSA 方式的投影)所决定,同理空间中一条血管片断也可以由它的两个方向上的投影片断所决定.反之,空间中的任何一点向两个方向上的投影也是确定的,如果这两个投影点都落在血管轴上,可以认为这个空间点就是三维血管轴上的点.对重建空间中每一个点都进行同样操作,将得出一组三维血管轴点,将它们连接起来就构成了整个的三维血管轴.在实际重建过程中,由于 DSA 图像本身的误差以及计算过程中的舍入误差,仅靠上述方法无法得到清晰完整的血管轴,但是它提供了大量投影点的对应信息,给搜索关键点对应的重建提供了大量的参考信息.我们通过拓扑结构和上面得到的点对应信息,可以找到两幅投影图像的对应关键点,并通过插值重建得到完整的三维血管轴.

将重建范围内的三维空间分割成多个正方体区域,每个区域分别在不同方向进行投影,与真实图像上对应位置进行匹配.如果投影区域中含有血管轴,则认为这个正方体区域包含血管轴,将此区域再分割为多个小区域,重复上述匹配过程,直到获得所需要的精度.每一块三维区域均在多个方向上进行匹配.如果在大多数方向上都能够匹配上,则认为匹配成功.

2.1 立方体投影区域的计算

下面的推导计算了空间立方体在任意方向投影的顶点坐标,根据这些坐标可以方便地得到立方体投影包含的区域.

假设血管轴在理想情况下投影在成像平面上,没有任何位移和旋转造成的偏差.在图 1 的坐标系 Γ_1 中,若已知物体点 C 的坐标为 $X_{c1} = [x_{c1}, y_{c1}, z_{c1}]^T$, 点 S 的坐标为 $[m \ 0 \ 0]^T$, 那么根据两点式,直线 SA 的方程为

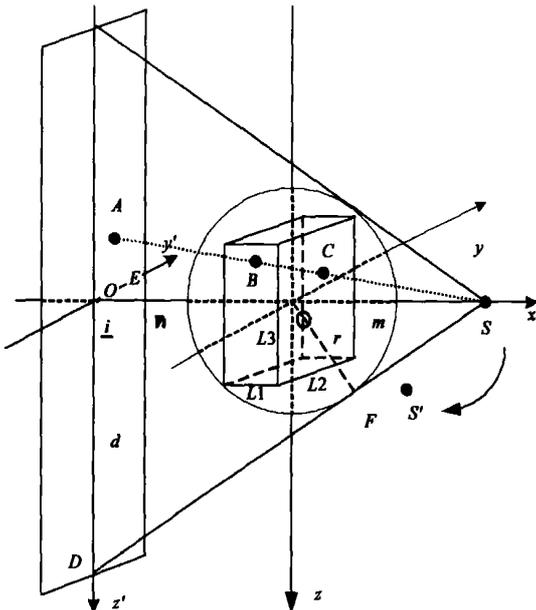


图 1 DSA 系统空间点和投影点的几何关系

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + k \begin{bmatrix} x_{c1} - m \\ y_{c1} \\ z_{c1} \end{bmatrix} \quad (1)$$

其中 k 为直线的斜率, m, n 分别表示物体中心到射线源点的距离和物体中心到投影平面的距离.

点 C 在平面 L_1 上的投影点 A_1 坐标是直线 SA 和平面 $x = -n$ 的交点, 其坐标为

$$X_1 = [-n \ \frac{-n-m}{x_{c1}-m} \cdot y_{c1} \ \frac{-n-m}{x_{c1}-m} \cdot z_{c1}]^T \quad (2)$$

当 DSA 系统在水平平面内绕着 z 轴旋转了 θ 度时, 可以看作是坐标轴绕着 z 轴旋转了 θ 度, 点 S_1 移动到 S_2 , 平面 L_1 运动到 L_2 . 在新的坐标系 Γ_2 下, S_2 的坐标为 $X_{s2} = [m \ 0 \ 0]^T$, 点 C 的坐标变为:

$$X_{c2} = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta & 0 \\ -\sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} X_{c1} = [x_{c1}\cos\theta + y_{c1}\sin\theta \ -x_{c1}\sin\theta + y_{c1}\cos\theta \ z_{c1}]^T \quad (3)$$

它是旋转矩阵与原坐标 X_{c1} 的乘积. 它在平面 P_2 上的投影点 A_2 坐标为直线 SC 与平面 $x = -n$ 的交点:

$$X_2 = [-n \ \frac{(m+n)(x_{c1}\sin\theta - y_{c1}\cos\theta)}{x_{c1}\cos\theta + y_{c1}\sin\theta - m} \ \frac{-(m+n)z_{c1}}{x_{c1}\cos\theta + y_{c1}\sin\theta - m}]^T \quad (4)$$

以 C 为中心, 边长为 $2r$ 的正四面体 V , 8 个顶点在坐标系 Γ_1 中的坐标为

$$\begin{aligned} P_{11} &= [x_{c1} - r \ y_{c1} - r \ z_{c1} - r]^T \\ P_{12} &= [x_{c1} - r \ y_{c1} - r \ z_{c1} + r]^T \\ P_{13} &= [x_{c1} - r \ y_{c1} + r \ z_{c1} - r]^T \\ P_{14} &= [x_{c1} - r \ y_{c1} + r \ z_{c1} + r]^T \\ P_{15} &= [x_{c1} + r \ y_{c1} - r \ z_{c1} - r]^T \\ P_{16} &= [x_{c1} + r \ y_{c1} - r \ z_{c1} + r]^T \\ P_{17} &= [x_{c1} + r \ y_{c1} + r \ z_{c1} - r]^T \\ P_{18} &= [x_{c1} + r \ y_{c1} + r \ z_{c1} + r]^T \end{aligned} \quad (5)$$

代入式(2)可以得到它们在平面 L_1 上的投影

$$P_{11} = [-n \ 1/n \ z_{11}]^T, \quad P_{12}, \dots, P_{18}$$

取 $y_{\max} = \max(y_{1k}), \quad y_{\min} = \min(y_{1k})$
 $z_{\max} = \max(z_{1k}), \quad z_{\min} = \min(z_{1k}) \quad (k = 1, 2, \dots, 8)$ (6)

正四面体 V 在平面 L_1 上的投影就在正方形 $T_1(y, z)$ ($y_{\min} \leq y \leq y_{\max}, z_{\min} \leq z \leq z_{\max}$) 内. 同理可以得到正四面体 V 在平面 L_2 上的投影范围 $T_2(y, z)$.

2.2 多级投影匹配算法

设物体空间为正方体, 可以根据投影平面的大小计算出它的边长. 图 1 中球体的半径为 $r_0 = \frac{d \cdot m}{\sqrt{d^2 + (m+n)^2}}$, 它的外接正方体 V_T 的边长为 $2r_0$, 重建图像必然落在 V_T 内部. 设 DSA 图像序列含有 q 个投影图像, 下面我们给出多级投影匹配算法:

- (1) 初始化模糊变量 f_{iuzy} , 阈值 δ, ε
- (2) 将 V_T 平均划分为 $e = 2^{3j} (j = 1, 2, \dots)$ 个立方体 v_1, v_2, \dots, v_e .
- (3) 这些立方体在平面 S_1 上的投影分别是 t_1, t_2, \dots, t_e .
- (4) 如果 $t_i (i = 1, 2, \dots, e)$ 中包含血管轴, 模糊变量 $f_{iuzy} (i =$

$f_{1\alpha zy}(i) + 1$.

(5) 将正方体 v_1, v_2, \dots, v_e 分别投影在平面 S_2, S_3, \dots, S_q , 重复 (4).

(6) 对每个 $v_i (i = 1, 2, \dots, e)$, 如果 $f_{1\alpha zy}(i) > \delta$, 那么将 v_i 平均划分为 $e = 2^j (j = 1, 2, \dots)$ 个立方体 v'_1, v'_2, \dots, v'_e .

(7) 如果这些立方体边长 $2r < \varepsilon$, 结束, 否则转 (3).

算法结束后得到的立方体中心点就构成 3D 血管轴. 通过调整阈值 δ 和 ε , 可以控制重建的精度.

3 真实图像下的重建

上面的算法在理想情况下工作得很好, 可以在三维空间中完全重建出血管轴. 但是对于实拍的 DSA 图像, 由于机器旋转以及病人移动的原因, 实际图像相对于理想投影图像会有一些的位移和旋转, 这会使生成的三维血管轴比较粗, 而且会有断点, 只能作为一个参考模型. 为了重建出单点连续的三维血管轴, 将上面算法得到的三维图像投影到原始血管轴图像上, 指导原始血管轴图像的匹配, 并用插值方法最大限度地获得血管轴的对应点, 根据这些对应点再次重建血管轴.

3.1 多幅投影对应点的搜索

投影中的血管轴被分叉点和端点分割成许多血管片段, 分叉点和端点称为关键点. 以上一节重建的结果作为参考模型, 由于参考模型中包含大量点的匹配关系, 我们可以方便地得到这些关键点的匹配信息. 正常情况下, 一幅投影 A 中的分叉点或端点在另一幅投影 B 中也应当是分叉点或端点. 假设投影 A 中的血管片段 l_1 与投影 B 中的血管片段 l_2 相对应, 在血管提取效果不好的情况下, 如果 l_1 中间含有缺失, l_1 被分成两个子片段, 这两个子片段的端点依然可以通过参考模型中点的匹配关系在血管片段 l_2 中找到对应点.

已知两个投影片段端点的对应关系, 通过插值可以得到中间点的对应关系, 这样就弥补了参考模型中大量缺失的对应点. 曲线的插值方法根据 DSA 投影的特点所设计, 可以有效地减少插值带来的误差. DSA 系统中射线源点是绕着 Z 轴旋转的, 血管片断投影在 Z 轴方向上的差异是由景深造成的, 这个差异在靠近 XOY 平面附近非常小, 边缘位置差异会有一定增加. 将血管片断在 Z 方向上划分成 n 个区间, 由于血管片断的连续性, 每个区间的点可以看成是相对应的. 在每个区间使用基于线段长度的线性插值, 可以得到一组一一对应的血管轴中点.

3.2 对应点重建公式

血管轴的重建是建立在对对应点的重建基础上的. 在图 1 的坐标系下, 根据空间几何关系可以推出两个投影点重建三维空间点的公式.

空间点 C 的坐标为 (x_c, y_c, z_c) , 点 S 的坐标为 $(m, 0, 0)$, 点 A 是投影平面与 SA 的交点, 坐标可表示为 $(-n, y_1, z_1)$, y_1 和 z_1 是点 A 在投影平面上的二维坐标, 射线 SA 的方程可表示为

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + k \begin{bmatrix} -m-n \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

点 C 在射线 SA 上, 因此点 C 的坐标为

$$\begin{bmatrix} x_c \\ y_c \\ z_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + t_1 \begin{bmatrix} -m-n \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

其中 t_1 为未知参数.

当 DSA 系统转过一个角度 θ 时, 在新的投影平面上形成点 $A'(-n, y_2, z_2)$, 根据坐标旋转公式及投影关系, 可以得到点 C 的坐标为

$$\begin{bmatrix} x_c \\ y_c \\ z_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m \cos \theta \\ m \sin \theta \\ 0 \end{bmatrix} + t_2 \begin{bmatrix} -(m+n) \cos \theta - y_2 \sin \theta \\ -(m+n) \sin \theta + y_2 \cos \theta \\ z_2 \end{bmatrix} \quad (9)$$

由式 (8) 和 (9), 可以消去参数 t_1 和 t_2 , 得到仅与两个方向投影的对应点坐标相关的三维点重建公式:

$$\begin{bmatrix} x_c \\ y_c \\ z_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 - \frac{z_2(y_1 z_2 + y_2 z_1)(1 - \cos \theta)}{y_1 z_2^2 + y_2 z_1^2 - (y_1 + y_2) z_1 z_2 \cos \theta} \\ \frac{y_1 z_2 (z_2 - z_1) \sin \theta}{y_1 z_2^2 + y_2 z_1^2 - (y_1 + y_2) z_1 z_2 \cos \theta} \\ \frac{z_1 z_2 (z_2 - z_1) \sin \theta}{y_1 z_2^2 + y_2 z_1^2 - (y_1 + y_2) z_1 z_2 \cos \theta} \end{bmatrix} \cdot m \quad (10)$$

其中 (y_1, z_1) 和 (y_2, z_2) 分别代表空间点 C 在两个方向检测平面上的平面坐标.

这样, 根据 3.1 中搜索到的两幅投影图像上的对应点, 使用公式 (10) 就可以重建出光滑连续的三维血管轴.

4 实验结果

用实拍的 DSA 序列图像作为原始数据, DSA 系统旋转 90 度, 采集到 60 帧图像, 取其中三幅图像, 经过血管的分割和细化, 得到 2D 血管轴图像. 应用本文的方法进行重建, 结果如图 2 所示.

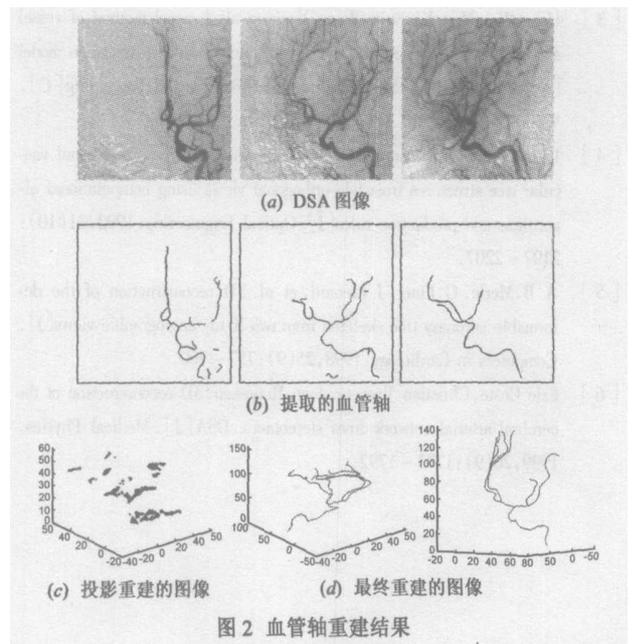


图 2 血管轴重建结果

由图 2(c) 可以看出, 由于 DSA 图像的位移和旋转误差,

使得多分辨投影重建效果不是很好,但是经过再次投影并分析对应点关系,插值重建出的图像就十分理想了.多分辨投影重建生成的三维图像对数据的精确性要求较高,真实数据难以生成完整的血管轴.但它生成的三维数据,能够用于二维数据的对应性分析,大大减少了分析的复杂度,增加了精度.将多分辨投影重建和对应点插值重建相结合,可以很好地重建出整个三维血管轴.

5 结论

本文提出了一种基于多分辨投影和对应点分析的三维血管轴重建方法.首先将重建空间划分为多个立方体,对这些立方体进行投影匹配,将含有血管轴的立方体保留下来,再次将它们划分为更小的立方体,重复匹配过程,直到获得所需要的精度.对于真实图像,这样得到的血管轴效果可能不好,但是可以获得很多对应点信息,根据这些对应点,用拓扑分析匹配以及插值的方法可以得到血管片段上所有的对应点信息,从而可以重建出光滑连续的三维血管轴.本章的方法将自顶向下和自低向上的匹配方法相结合,大大减少了纯二维匹配引起的匹配误差,同时也不需要先验模型支持,旋转 DSA 所产生的图像序列中的数据完全可以满足本章方法的要求,重建效果令人满意.

参考文献:

- [1] Yu hengyong, Mou Xuanqin, Cai Yuanlong. Modified support theorem and its application in estimation of vessel cross section[J]. Chinese Journal of Electronics, 2003, 12(2): 197- 199.
- [2] Wang Yong, Mou Xuanqin, Yu Hengyong, et al. Parametrical model of vessel cross section reconstruction based on elasticity quality[A]. Proceedings of SPIE on Medical Image Acquisition and Processing[C]. Wuhan, China: SPIE, 2001. 80- 85.
- [3] Hong Wei, Mou Xuanqin, Wang Yong, et al. A novel method of vessel axis reconstruction from the rotary projections based on furcation model [A]. Proc SPIE on Medical Image Acquisition and Processing[C]. Wuhan, China: SPIE, 2001. 96- 101.
- [4] I Liu, Y Sun. Fully automated reconstruction of three dimensional vascular tree structures from two orthogonal views using computational algorithms and production rules[J]. Optical Engineering, 1992, 31(10): 2197- 2207.
- [5] A B Merle, G Finet, J Lienard, et al. 3D reconstruction of the deformable coronary tree skeleton from two X ray angiographic views[J]. Computers in Cardiology. 1998, 25(9): 757- 760.
- [6] Eric Coste, Christian Vasseur, Jean Rousseau. 3D reconstruction of the cerebral arterial network from stereotactic DSA[J]. Medical Physics, 1999, 26(9): 1783- 1792.
- [7] Law A K W, Hui Zhu, Chan F H Y. 3D reconstruction of coronary artery using biplane angiography[A]. 2003 Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering[C]. Montreal, QC, Canada: IEEE, 2003. 1489- 1492.
- [8] V L Vengrinovich, et al. Reconstruction of three dimensional binary structures from an extremely limited number of cone beam x ray projections[J]. J Phys D: Appl Phys. 1999, 32(19): 2505- 2514.
- [9] A Sarwal. Three dimensional reconstruction and analysis of coronary angiograms[D]. Cincinnati: Dept of Electrical and Computer Engineering and Computer Science, University of Cincinnati. 1997.
- [10] Norberto Ezquerria, Steve Capell, Larry Klein, et al. Model guided labeling of coronary structure[J]. IEEE Trans Med Imag, 1998, 17(3): 429- 441.
- [11] Shirley A M Baet, Everine B van de Kraats, Theo van Walsum, et al. Three dimensional guide wire reconstruction from biplane image sequences for integrated display in 3 D vasculature[J]. IEEE Transactions on medical imaging, 2003, 22(10): 1252- 1258.
- [12] B Movassaghi, V Rasche, M Grass, et al. A quantitative analysis of 3-D coronary modeling from two or more projection images[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2004, 23(12): 1517- 1531.
- [13] J H Hipwell, G P Penney, R A McLaughlin, et al. Intensity based 2-D-3-D registration of cerebral angiograms[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2003, 22(11): 1417- 1426.
- [14] R Medina, M Garreau, J Toro, et al. Three dimensional reconstruction of the left ventricle from two angiographic views: an evidence combination approach[J]. IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, 2004, 34(3): 359- 370.

作者简介:



洪伟男, 1973年12月出生, 博士, 讲师, 西安交通大学电信学院图像处理与识别研究所任教. 1996年和1999年分别获西安交通大学计算机专业学士和硕士学位, 2005年获西安交通大学电信学院信息与通信工程博士学位, 主要研究方向为计算机视觉, 医学成像等.
E-mail: hw73cn@yahoo.com.cn.



牟轩沁, 男, 1964年4月出生, 博士, 教授, 西安交通大学电信学院图像处理与识别研究所所长. 目前的主要研究方向为医学数字成像技术, 主持过国家“863计划”和自然科学基金等多个项目的研究工作, 其中包含重大项目, 已有两项成果获得省部级奖励.