

基于未标定单平面造影图像的冠状动脉树三维重建

杨 健¹⁾ 王涌天¹⁾ 刘 越¹⁾ 唐宋元¹⁾ 李延辉²⁾

¹⁾(北京理工大学 北京 100081)

²⁾(首都医科大学附属北京朝阳医院心脏中心 北京 100020)

摘 要 提出了一种基于两幅未标定单平面造影图像的冠状动脉树三维重建新方法. 该方法在不对设备和图像进行标定的情况下, 仍然能够对低阶的畸变进行校正, 对 C 型臂运动模型进行估计, 并且充分利用到了病床的运动信息; 同时, 该方法不仅能够用于投影焦距不变的系统, 同样也能够应用于投影焦距发生较大改变的系统, 具有较大的灵活性. 实验结果统计表明: 该文提出的冠状动脉三维重建方法具有较高的有效性和鲁棒性, 能够获得小于 0.26mm 的重投影误差, 大大提高了基于非标定造影图像冠状动脉三维重建的精度.

关键词 冠状动脉; 三维重建; 单平面造影图像; 标定; 畸变校正

中图法分类号 TP393

3-D Reconstruction of Coronary Arterial Trees from Uncalibrated Monoplane Angiographic Images

YANG Jian¹⁾ WANG Yong-Tian¹⁾ LIU Yue¹⁾ TANG Song-Yuan¹⁾ LI Yan-Hui²⁾

¹⁾(Beijing Institute of Technology, Beijing 100081)

²⁾(Heart Center, Beijing Red-cross Chaoyang Hospital Affiliated to Capital University of Medical Sciences, Beijing 100020)

Abstract This paper presents a novel method for the 3-D reconstruction of coronary arterial trees from two uncalibrated monoplane angiographic images. This method does not require independent calibration of the phantom. The lower-order distortion, transformations of the C-arm and the movement of the table can be effectively estimated. This method is very flexible because it can not only be applied to images with the same focal lengths, but also can be used to images with different focal lengths. Experimental results show that the proposed method is very robust and effective for the reconstruction of coronary arterial trees, and is able to achieve less than 0.26 mm of back-projection RMS errors, which represents a great improvement on the accuracy of the 3-D reconstruction of coronary arteries from uncalibrated images.

Keywords coronary artery; 3-D reconstruction; monoplane angiographic image; calibration; distortion correction

1 引 言

X 射线血管造影是临床中最为常用的冠状动脉

疾病诊断和治疗的成像方法之一. 尽管目前已有多种能够替代 X 射线血管造影术的成像方法, 包括断层 X 射线血管造影术(CTA)^[1]、磁共振血管造影术(MRA)^[2]和三维超声^[3]等等, 但是 X 射线血管造影

收稿日期: 2006-05-26; 最终修改稿收到日期: 2007-01-10. 本课题得到国家“九七三”重点基础研究发展规划项目基金(2003CB716105)和国家“八六三”高技术研究发展计划项目基金(2006AA0224E5)资助. 杨 健, 男, 1977 年生, 博士研究生, 主要研究方向为医学图像处理 and 计算机视觉. E-mail: yangjian1977@gmail.com. 王涌天, 男, 1957 年生, 教授, 博士生导师, 主要研究领域为现代光学设计及光电仪器工程、图像工程与视频处理技术、虚拟现实与增强现实技术. 刘 越, 男, 1968 年生, 研究员, 主要研究领域为微弱信号检测技术、计算机视觉理论、虚拟现实与增强现实技术等. 唐宋元, 男, 1964 年生, 讲师, 主要研究方向为医学图像的分割与配准. 李延辉, 男, 1969 年生, 副主任医师, 主要从事介入心脏病学、临床和基础心脏电生理等方面的研究.

术以其较高的分辨率和对比度仍然成为心血管疾病诊断和治疗成像方法中的“金标准”. 由于 X 射线血管造影是 3-D 空间到 2-D 空间的投影成像, 在这一过程中丢失了血管解剖结构丰富的空间立体信息, 因而严重影响医生对冠状动脉疾病如动脉硬化、动脉瘤、动脉畸形等的诊断. 在临床过程中, 医生只能通过有限的造影图像对病灶进行判断, 主观性较强, 难度较大. 血管三维重建技术能够有效地弥补 X 射线造影设备在成像方面的不足, 可以为医生提供血管造影图像上不可见的三维空间信息, 能够辅助医生定性和定量地对病灶进行分析和评估, 有效地进行心血管疾病的诊断和治疗.

在过去的二十年间, 已经有大量的学者对血管的三维重建技术进行了研究并提出了很多创新性的方法. 根据所使用的几何模型, 这些方法大致可以分为两类: 标定重建^[5-7]和非标定重建^[8-10]. 其中标定重建首先需要对设备的内部参数进行标定, 然后通过针孔摄像机模型求解设备的外部参数, 进而迭代求解血管的空间结构. 而非标定重建不需要对设备的内部参数进行标定, 只需在不同视图中直接进行采样, 构造匹配点对, 迭代优化空间几何关系, 然后通过该几何关系便可求解血管的空间坐标. 为了避免求取对应特征点的复杂问题, Radeva^[5] 和 Cañero^[6] 等使用形变模型构造了血管分枝; Movassaghi^[7] 等对多视图的冠状动脉三维重建进行了定量的分析, 他的研究结果表明图像之间的初始投影角度在 $35^{\circ}\sim 145^{\circ}$ 之间时能得到比较可靠的重建结果. 尽管 Radeva、Cañero 和 Movassaghi 等人的研究工作都是基于标定重建, 但是都没有考虑到病床的运动, 而在临床过程中为了使像增强器能够包络整个血管树, 医生需要根据实际情况随机调整病床的位置, 这种调整使得投影过程变得异常复杂, 常规的针孔摄像机模型不再能够满足血管三维重建的需求. Chen 和 Carroll 等人^[8-10] 则对非标定重建进行了大量的研究工作, 他们使用血管的分叉点和方向矢量来对 C 型臂的变换参数进行优化, 然而由于没有对投影图像畸变和投影轴的形变进行校正, 因此不能得到很高的重建精度. 同时, 目前存在的绝大部分方法只适用于成像焦距, 即 SID 不变的系统, 这就大大降低了这些方法的适用性. 以上分析可以看出, 虽然前人已经做了大量的工作, 基于 2-D 投影图像的三维重建技术仍然存在大量有待解决的问题.

在本课题组前期研究的基础之上^[11], 本文提出了一种基于两幅未标定单平面造影图像的冠状动脉

三维重建新方法, 主要创新之处在于: (1) 深入研究了单幅造影图像的投影原理和两个投影视图之间的数学模型; (2) 提出了一种简单和有效的血管中心线三维重建的透视投影模型; (3) 提出了一种用于血管结构和投影参数优化的非线性模型. 本文提出的三维重建方法在不对设备和图像进行标定的情况下, 仍然能够对低阶的畸变进行校正, 对 C 型臂运动模型进行估计, 并且充分利用到了病床的运动信息; 同时本方法能够适用于成像焦距发生改变的系统. 本文与文献[8]的主要区别在于: (1) 不但估计了系统的外部参数, 同时优化和调整了系统的内部参数, 包括像素宽度 (pixel spacing)、焦距 (focal length)、主点 (principle point) 等, 而 Chen 等人只对系统的外部参数进行了估计; (2) 使用目标空间点的运动结合投影参数来模拟床的运动, 而 Chen 等人仅仅对图像的运动矢量进行了估计.

本文中用到的所有图像均来自于常规的造影数据, 为了获得同一心动时刻的图像, 使用心电门控^[12]的方法采集数据. 为了进行三维重建, 需要获取造影设备的成像参数, 包括发射源到像增强器之间的距离 (source to image intensifier distance)、发射源到目标的距离 (source to object distance)、视场 (field of view)、辐射放大率 (radiographic magnification factor)、像素宽度 (image pixel spacing)、左右角 (left/right anterior oblique angle)、前后角 (caudal/cranial oblique angle) 等; 同时还要提取出血管的基本特征, 包括中心线、直径、分叉点、方向矢量、拓扑结构等. 本文使用文献[13]中提出的半自动的方法来获取图像中血管的基本信息, 同时通过图像的 DICOM 头文件得到造影设备成像参数的初始值.

2 三维重建方法

2.1 系统成像的数学模型

从成像本质来说, X 光造影设备的成像模型类似于计算机视觉领域常用的针孔摄像机模型, 两者都是透视投影成像^[14], 然而又不尽相同: 针孔模型成倒像而 X 光造影设备成的是放大的正像, 同时两者成像的焦点位置也不一样.

假设三维空间中血管中心线上一点 $\mathbf{X}_i = (x_i, y_i, z_i)^T$ 投影到造影设备像面上点的坐标为 $u_i(u_i^x, u_i^y)$, 基于透视投影模型, 该过程的几何关系可描述为 (如图 1 所示)

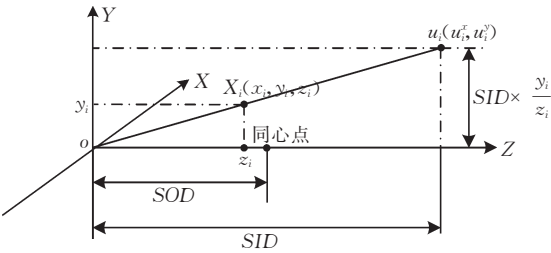
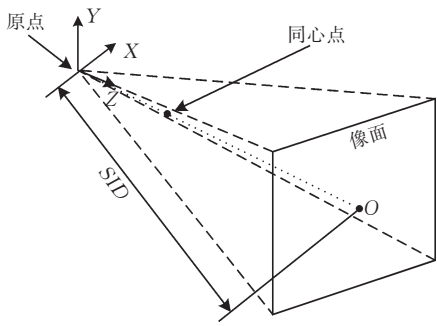


图 1 单平面造影系统成像模型

$$u_i^x = SID \cdot x_i / z_i, u_i^y = SID \cdot y_i / z_i \quad (1)$$

该三维欧式空间 IR^3 到二维欧式空间 IR^2 的映射过程可表示为

$$(x_i, y_i, z_i)^T \mapsto \left(SID \cdot \frac{x_i}{z_i}, SID \cdot \frac{y_i}{z_i} \right)^T \quad (2)$$

如果空间和像面坐标均表示为齐次向量的形式,则该透视投影过程可以表述为这两个齐次坐标之间的线性映射,从而可以得到如下的矩阵关系:

$$\begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{bmatrix} \mapsto \begin{bmatrix} SID \cdot x_i \\ SID \cdot y_i \\ z_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} SID & & 0 \\ & SID & 0 \\ & & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{bmatrix}$$

$$= \text{diag}(SID, SID, 1) [I \mid \mathbf{0}] \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

其中 $\text{diag}(SID, SID, 1)$ 为对角矩阵, $[I \mid \mathbf{0}]$ 为一个单位矩阵和一个列向量的组合. 上述等式成立的条件是假定图像原点与主点相重合^[15], 然而在实际成像过程中, 由于畸变等原因, 这种假设是不成立的, 因此可以用一个平移矢量表示这种关系:

$$(x_i, y_i, z_i)^T \mapsto \left(SID \cdot \frac{x_i}{z_i} + x_c, SID \cdot \frac{y_i}{z_i} + y_c \right)^T \quad (4)$$

其中 $(x_c, y_c)^T$ 为主点的坐标. 引入图像中每单位长度的像素数和畸变因素等, 式(3)可以改写为

$$\begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{bmatrix} \mapsto \begin{bmatrix} SID \cdot x_i + z_i p_x \\ SID \cdot y_i + z_i p_y \\ z_i \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} \frac{SID}{\alpha_x} & \frac{SID}{\alpha_y} \cdot s & x_c & 0 \\ & \frac{SID}{\alpha_y} & y_c & 0 \\ & & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

其中 α_x 和 α_y 分别是 x 和 y 方向的像素间距, s 为扭曲参数. 当空间点和其在像面上的投影坐标分别表示为 $\mathbf{X}_i = [x_i, y_i, z_i, 1]^T$ 和 $\mathbf{u}_i = [u_i^x, u_i^y, 1]^T$, 同时用 \mathbf{P} 表示投影矩阵, 可以得到如下关系式:

$$\mathbf{u}_i = \mathbf{K} [\mathbf{I} \mid \mathbf{0}] \mathbf{X}_i = \mathbf{P} \mathbf{X}_i \quad (6)$$

其中矩阵

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} \frac{SID}{\alpha_x} & \frac{SID}{\alpha_y} \cdot s & x_c & 0 \\ & \frac{SID}{\alpha_y} & y_c & 0 \\ & & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (7)$$

为成像系统的内部参数.

当引入两个造影视图时, 如图 2 所示, 它们之间的位置关系可以通过一个旋转矩阵 \mathbf{R} 和一个平移矢量 \mathbf{t} 来表示. 于是空间中的点 \mathbf{X}_i 到两个视图间的投影关系可以表示为

$$\mathbf{u}_{1,i} = \mathbf{P}_1 \mathbf{X}_i = \mathbf{K}_1 [\mathbf{I} \mid \mathbf{0}] \mathbf{X}_i, \mathbf{u}_{2,i} = \mathbf{P}_2 \mathbf{X}_i = \mathbf{K}_2 [\mathbf{R} \mid \mathbf{t}] \mathbf{X}_i \quad (8)$$

其中 $\mathbf{u}_{1,i}$, \mathbf{P}_1 和 \mathbf{K}_1 分别为第一幅视图的图像坐标、投影矩阵和内参矩阵; 与之对应, $\mathbf{u}_{2,i}$, \mathbf{P}_2 和 \mathbf{K}_2 为第二幅视图的图像坐标、投影矩阵和内参矩阵. $[\mathbf{R} \mid \mathbf{t}]$ 为确定这两个视图位置关系的外参矩阵.

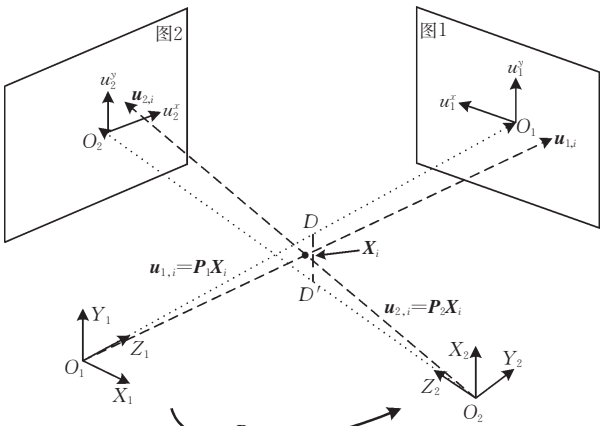


图 2 两个视图间的几何关系

将式(8)中的两个方程合并为齐次形式 $\mathbf{AX} = 0$ 时可以得到

$$\mathbf{AX} = \begin{bmatrix} u_1^x \mathbf{p}_1^{3T} - \mathbf{p}_1^{1T} \\ u_1^y \mathbf{p}_1^{3T} - \mathbf{p}_1^{2T} \\ u_2^x \mathbf{p}_2^{3T} - \mathbf{p}_2^{1T} \\ u_2^y \mathbf{p}_2^{3T} - \mathbf{p}_2^{2T} \end{bmatrix} \mathbf{X} = 0 \quad (9)$$

其中 \mathbf{p}_i^{jT} 为投影矩阵 \mathbf{P}_i 的第 j 行, $i=1,2, j=1,2,3$. 由此可见如果能够准确知道这两个视图的投影矩阵和视图间血管结构上点的对应关系, 血管的空间结构就可以通过上述公式求出.

2.2 非线性优化方法

由以上数学模型可知投影矩阵是二视图三维重建方法的关键因素. 尽管从 DICOM 图像的头文件中能够得到计算投影矩阵所需的参数, 然而直接利用这些参数所计算出的视图之间的投影关系极为不准确, 其原因在于:

- (1) 造影设备的内部参数未知;
- (2) 两幅造影图像分别在不同的心动时刻获取, 血管的结构对应存在着相对误差;
- (3) 病床的运动以及病人自身的运动引入了误差;
- (4) 设备记录参数的误差使得其不能正确反映 C 型臂的姿态;
- (5) 设备的安装误差使得两次成像的同心点 (iso-center) 不能重合;
- (6) 像增强器在放大了图像的同时也放大了成像轴之间的误差.

因此, 为了进行冠状动脉的三维重建, 需要对设备的成像参数进行优化, 并利用从 DICOM 图像的头文件中获得的参数作为非线性优化函数的初始估计. 对于内参矩阵, 假设扭曲参数为 0, 同时主点位于像面中心, 可以采用以下初始参数:

$$\mathbf{K}_i = \begin{bmatrix} SID_i/\alpha_x^i & 0 & w/2 & 0 \\ & SID_i/\alpha_y^i & h/2 & 0 \\ & & 1 & 0 \end{bmatrix}, \quad i=1,2 \quad (10)$$

其中 i 分别对应第一和第二幅图像, w 和 h 分别代表图像的长度和宽度, α_x^i 和 α_y^i 分别表示第 i 幅图像在 x 和 y 方向单位距离的像素数. 两个视图之间的初始外部参数 \mathbf{R}_0 和 \mathbf{t}_0 可通过式(11)和(12)估计:

$$\mathbf{R}_0 = \mathbf{R}_x(\alpha_1)\mathbf{R}_y(\beta_1)\mathbf{R}_y(\beta_2)\mathbf{R}_x(\alpha_2) \quad (11)$$

$$\begin{aligned} \mathbf{t}_0 &= [t_1 \quad t_2 \quad t_3]^T \\ &= [0 \quad 0 \quad SOD_1]^T - \mathbf{R}_0^{-1}[0 \quad 0 \quad SOD_2]^T \end{aligned} \quad (12)$$

其中 α_1 和 β_1 分别表示第一幅视图的左右角和前后角, 而 α_2 和 β_2 分别为第二幅视图的左右角和前后角, 均从 DICOM 图像的头文件中读出. $\mathbf{R}_x(\alpha)$ 和 $\mathbf{R}_y(\beta)$ 则分别表示相对于 x 和 y 轴旋转 α 和 β 后的旋转矩阵.

在得到 \mathbf{R} 和 \mathbf{t} 的初始估计值的基础上, 通过如下方法建立优化目标函数: (1) 最小化重建后的血管 3-D 中心线在两幅视图中的投影和其对应 2-D 中心线的欧式距离; (2) 最小化重建后的 3-D 血管段在两幅视图中的投影和其对应 2-D 方向矢量的代数距离, 所建立的优化函数可以表示为

$$\arg \min F(\mathbf{R}, \mathbf{t}) = \sum_{i=1}^n d(\mathbf{u}_{1,i} - \hat{\mathbf{u}}_{1,i})^2 + d(\mathbf{u}_{2,i} - \hat{\mathbf{u}}_{2,i})^2 + \sum_{j=1}^{n-1} \|\mathbf{v}_{1,j} - \hat{\mathbf{v}}_{1,j}\|^2 + \|\mathbf{v}_{2,j} - \hat{\mathbf{v}}_{2,j}\|^2 \quad (13)$$

其中 n 为两个视图对应点对的数目, $\mathbf{u}_{1,i}$ 和 $\mathbf{u}_{2,i}$ 分别为 2-D 图像中提取出的血管中心线的点的坐标, $\hat{\mathbf{u}}_{1,i}$ 和 $\hat{\mathbf{u}}_{2,i}$ 分别对应重建后的 3-D 中心线在两个视图中的投影点的坐标; $\mathbf{v}_{1,j}$ 和 $\mathbf{v}_{2,j}$ 为两个视图提取出的血管段的方向矢量, 而 $\hat{\mathbf{v}}_{1,j}$ 和 $\hat{\mathbf{v}}_{2,j}$ 则分别对应于 3-D 血管段的方向矢量在图像中的投影.

通过实验发现仅对投影过程的外部参数进行优化不能得到很好的重建结果, 实际上设备的内部参数, 如主点位置、扭曲参数、焦距等等都是决定两幅图像几何关系的重要因素. 将式(8)代入式(13)有

$$\arg \min F(s, x_c, y_c, \mathbf{R}, \mathbf{t}) = \sum_{i=1}^n \left(d(\mathbf{u}_{1,i} - \mathbf{P}_1 \mathbf{X}_i)^2 + d(\mathbf{u}_{2,i} - \mathbf{P}_2 \mathbf{X}_i)^2 + \left\| \frac{\mathbf{u}_{1,j} - \mathbf{u}_{1,j-1}}{\|\mathbf{u}_{1,j} - \mathbf{u}_{1,j-1}\|} - \frac{\mathbf{P}_1 \mathbf{X}_{1,j} - \mathbf{P}_1 \mathbf{X}_{1,j-1}}{\|\mathbf{P}_1 \mathbf{X}_{1,j} - \mathbf{P}_1 \mathbf{X}_{1,j-1}\|} \right\|^2 + \left\| \frac{\mathbf{u}_{2,j} - \mathbf{u}_{2,j-1}}{\|\mathbf{u}_{2,j} - \mathbf{u}_{2,j-1}\|} - \frac{\mathbf{P}_2 \mathbf{X}_{2,j} - \mathbf{P}_2 \mathbf{X}_{2,j-1}}{\|\mathbf{P}_2 \mathbf{X}_{2,j} - \mathbf{P}_2 \mathbf{X}_{2,j-1}\|} \right\|^2 \right) \quad (14)$$

此外, 在临床成像过程中, 血管在两个视图中的成像位置不可能正好都位于像增强器的像面中心部分. 为了使整个血管树在像增强器中都清晰可见, 医生需要根据实际情况调整病床的位置, 而这种调整使得视图之间的几何关系变得非常复杂. Chen^[8]等人提出的方法虽然考虑到了病床的运动, 但该方法仅在优化函数的像面中加入了优化矢量, 由于血管结构在空间中的线性运动表现在像面中的运动不仅仅是一个线性过程, 而是与投影参数密切相关的非

线性运动,因此所加入的矢量对于血管结构的运动描述是不够精确的.为此,本文提出将一个运动矢量 $\mathbf{m}=[m_x, m_y, m_z, 1]^T$ 直接加到目标物体中来模拟整个成像过程,于是式(14)变为

$$\arg \min F(s, x_c, y_c, \mathbf{R}, \mathbf{t}, \mathbf{m}) = \sum_{j=1}^n \left(d(\mathbf{u}_{1,j} - \mathbf{P}_1 \mathbf{X}_j)^2 + d(\mathbf{u}_{2,j} - \mathbf{P}_2 (\mathbf{X}_j + \mathbf{m}))^2 + \left\| \frac{\mathbf{u}_{1,j} - \mathbf{u}_{1,j-1}}{\|\mathbf{u}_{1,j} - \mathbf{u}_{1,j-1}\|} - \frac{\mathbf{P}_1 \mathbf{X}_{1,j} - \mathbf{P}_1 \mathbf{X}_{1,j-1}}{\|\mathbf{P}_1 \mathbf{X}_{1,j} - \mathbf{P}_1 \mathbf{X}_{1,j-1}\|} \right\|^2 + \left\| \frac{\mathbf{u}_{2,j} - \mathbf{u}_{2,j-1}}{\|\mathbf{u}_{2,j} - \mathbf{u}_{2,j-1}\|} - \frac{\mathbf{P}_2 (\mathbf{X}_{2,j} + \mathbf{m}_i) - \mathbf{P}_2 (\mathbf{X}_{2,j-1} + \mathbf{m}_i)}{\|\mathbf{P}_2 (\mathbf{X}_{2,j} + \mathbf{m}_i) - \mathbf{P}_2 (\mathbf{X}_{2,j-1} + \mathbf{m}_i)\|} \right\|^2 \right) \quad (15)$$

对于该目标函数,不同的参数化方法有着不同的计算量和复杂程度.为了降低计算量,采用3个坐标轴的旋转角来参数化旋转矩阵 \mathbf{R} ,表示为

$$\mathbf{R}(\alpha, \beta, \gamma) = \mathbf{R}_x(\alpha) \cdot \mathbf{R}_y(\beta) \cdot \mathbf{R}_z(\gamma) \quad (16)$$

其中, γ, β 和 α 分别为第二个视图相对于第一个视图的 Z, Y 和 X 轴顺序旋转的角度.由此式(15)所示的目标函数一共有12个函数需要被优化.

通过上述非线性优化方法,可以得到两个视图最优的投影参数,然后通过极线约束^[16-18]的方法能够建立起两幅视图中所有血管中心线点的对应关系.

2.3 血管表面重建

在计算得到的血管3-D中心线之后,结合投影参数、血管2-D信息等条件,就能恢复出整个血管树的表面结构.绝大部分研究者使用圆来拟合血管截面,然而真实血管内壁截面近似椭圆,仅在有关变或者是节点的位置呈现不规则的几何形状.为了尽量逼近血管的真实形态,同时充分利用两个视图的投影信息,本文采用椭圆来拟合血管截面.首先用 π_i 表

示血管中心线 (x_i, y_i, z_i) 上的每一个椭圆横截面,该截面的法线矢量 \mathbf{N}_i 为血管中心线在该点的切线方向.然后,通过血管截面 π_i 与平面 π_{yz} 的交线来确定3-D空间中血管的一个直径方向 \mathbf{A}_i ,另外一个直径方向则通过 $\mathbf{B}_i = \mathbf{A}_i \times \mathbf{N}_i$ 计算得到,如图3(a)中所示.而血管在3-D空间中 \mathbf{A}_i 和 \mathbf{B}_i 方向的直径 a_i 和 b_i 则通过下式得到

$$a_i = d_{1,i} \cdot (\sqrt{x_i^2 + y_i^2 + z_i^2} / \sqrt{(u_{1,i}^x)^2 + (u_{1,i}^y)^2 + SID_1^2})$$

$$b_i = d_{2,i} \cdot (\sqrt{x_i^2 + y_i^2 + z_i^2} / \sqrt{(u_{2,i}^x)^2 + (u_{2,i}^y)^2 + SID_2^2}) \quad (17)$$

其中 $d_{1,i}$ 和 $d_{2,i}$ 分别是两幅造影图像中对应于中心线 $\mathbf{u}_{1,i}$ 和 $\mathbf{u}_{2,i}$ 的血管直径; $u_{1,i}^x$ 和 $u_{1,i}^y$ 分别是第一幅图像中血管中心线上的点 $\mathbf{u}_{1,i}$ 的两个坐标分量,与之相同 $u_{2,i}^x$ 和 $u_{2,i}^y$ 分别为第二幅图像中血管中心线上的点 $\mathbf{u}_{2,i}$ 的两个坐标分量.最后,在每一个椭圆上进行等间隔采样,对于每一个局部坐标系下的采样点 $(x'_i, y'_i, 0)$,可以通过式(18)变换到血管树的全局坐标系下,如图3(b)所示:

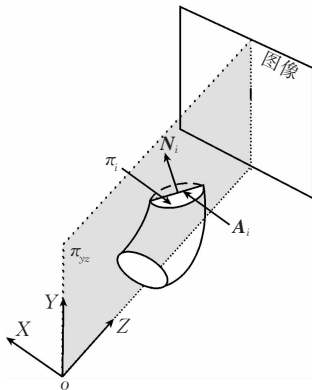
$$\begin{bmatrix} x_{si} \\ y_{si} \\ z_{si} \end{bmatrix} = \mathbf{R}_i^T \begin{bmatrix} x'_i \\ y'_i \\ 0 \end{bmatrix} + \mathbf{t}_i = \begin{bmatrix} a_{ix} & b_{ix} & n_{ix} \\ a_{iy} & b_{iy} & n_{iy} \\ a_{iz} & b_{iz} & n_{iz} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x'_i \\ y'_i \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \end{bmatrix} \quad (18)$$

其中 (x_{si}, y_{si}, z_{si}) 为血管表面上的点,而旋转矩阵 \mathbf{R}_i 通过以下归一化的方向矢量确定:

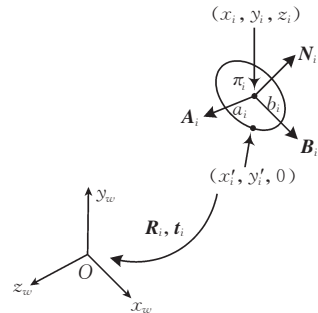
$$\mathbf{n}_i = \frac{\mathbf{N}_i}{|\mathbf{N}_i|} = (n_{ix}, n_{iy}, n_{iz}),$$

$$\mathbf{a}_i = \frac{\mathbf{A}_i}{|\mathbf{A}_i|} = (a_{ix}, a_{iy}, a_{iz}),$$

$$\mathbf{b}_i = \mathbf{n}_i \times \mathbf{a}_i = (b_{ix}, b_{iy}, b_{iz}) \quad (19)$$



(a) 血管方向矢量 \mathbf{A}_i 通过计算平面 π_i 和 π_{yz} 的交线得到



(b) 血管截面局部坐标和世界坐标的转换关系

图3 血管截面计算

通过上述方程式,可以得到一系列分布于血管树表面的采样点,如何通过这此散乱采样点建立血管树空间自由曲面是一个富有挑战型的工作.本文中使⤢文献[19]中提出的基于 Delaunay 三角化的方法来建立血管树的曲面网格.

3 实验结果

为了对本文中提出的算法进行验证,我们对不同的冠状动脉造影图像进行了三维重建实验.实验中的数据来源于北京朝阳医院的 GE Inc. Innova 2000 血管造影系统.算法均采用 C++ 语言编写,所有实验在一台中央处理器为 PIV 3.2MHz,内存为 1GB 的微型计算机上完成.

图 4 给出了一组冠状动脉三维重建的结果. (a)和 (d)为原始造影图像,造影角度分别为 $(-1.8^{\circ}\text{LAO}, 92.6^{\circ}\text{CAUD})$ 和 $(-26.7^{\circ}\text{RAO}, -18.5^{\circ}\text{CRAN})$, SID 分别为 842.22 和 540.36mm,辐射放大率为别为 1.61 和 1.03; (b)和 (e)为重建后的冠状动脉三维模型在对应视角的图像; (c)和 (f)为三维重建的 3-D 中心线在原始图像中的重投影曲线; (g), (h)和 (i)分别为重建的冠状动脉三维模型在其它三个视角中的图像. 由这些图像可以看到,虽然这两个角度的图像的焦距和放大率存在着较大的差异,本文提出的方法仍然能够得到非常好的三维重建结果,隐藏的血管拓扑结构得到了恢复,同时重投影的血管中心线与原始图像有很好的重合.

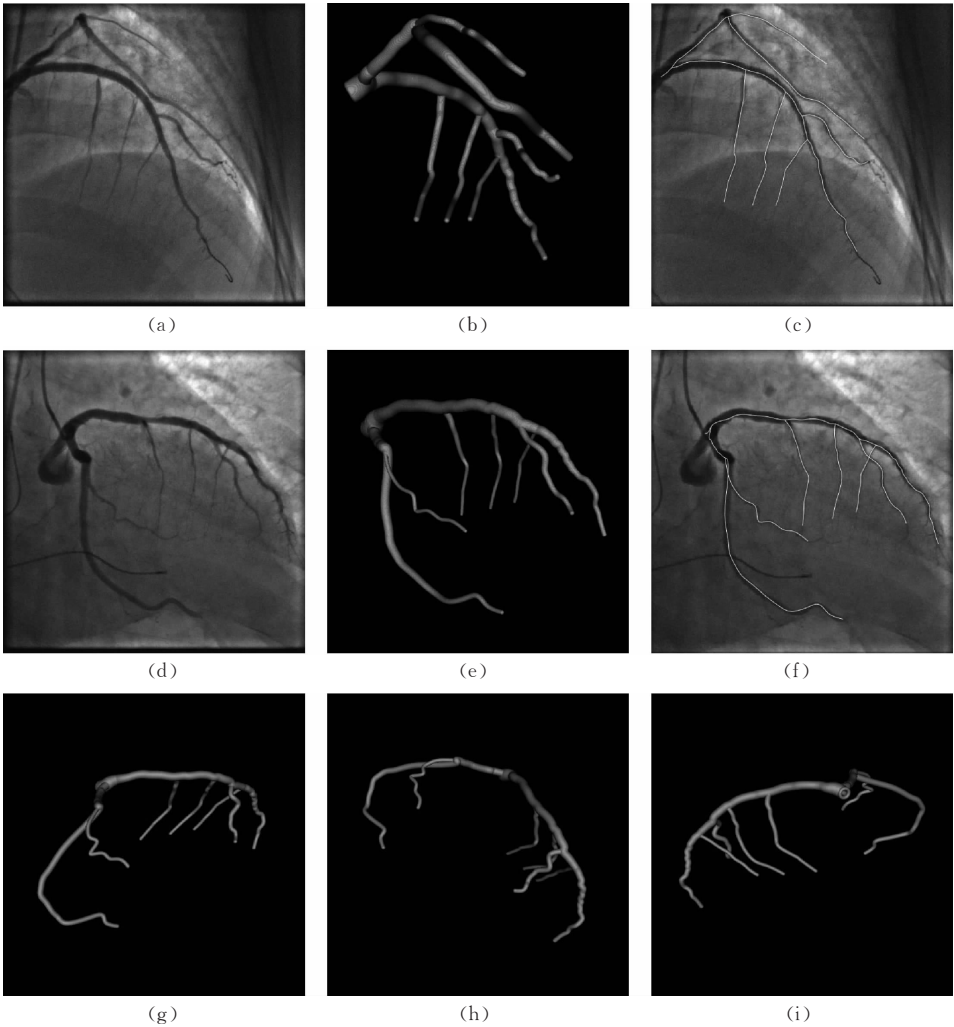


图 4 冠状动脉三维重建结果 1

图 5 给出了上述数据三维重建迭代优化的结果. 从图中可以看到,初始计算时两个视图中的重投影误差都相对较大,随着迭代次数的增加,误差迅速降低,当迭代达到 112 次以后误差达到一个稳

定值. 优化前第一幅视图重投影的最大误差、最小误差、平均误差和均方差分别为 7.669mm, 0.003mm, 2.079mm 和 3.029mm, 优化之后这些误差相应的降低到 0.799mm, 0.0149mm 和 0.224mm; 同样地,

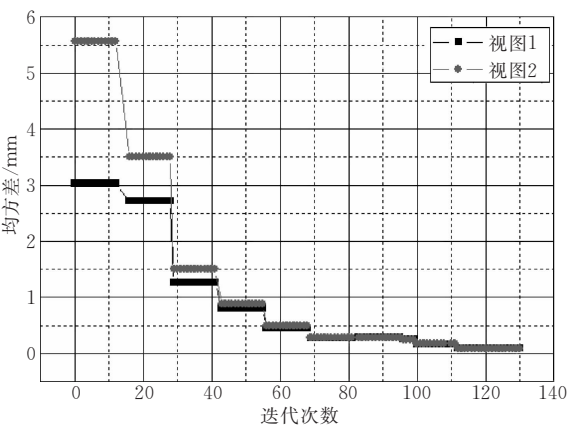


图 5 三维重建迭代优化的结果

对于第二幅视图优化前重投影的最大误差、最小误差、平均误差和均方差分别为 14.588mm,0.007mm,

3.82mm 和 5.565mm,优化之后,这些误差相应的降低到 0.854mm,0,0.148mm 和 0.219mm. 优化前后,两幅视图的血管中心线重投影误差都在很大程度上得到了降低,充分表明了本方法的有效性.

图 6 中给出的是另外一例冠状动脉造影图像三维重建的结果.(a)和(d)为原始造影图像,造影角度分别为(38.7°LAO, -1.4°CRAN)和(-3.1°RAO, 30°CAUD),SID 和辐射放大率则各自相等,分别为 825.31mm 和 1.60.(b)和(e)为重建后的三维模型在对应视图中的图像;(c)和(f)分为三维重建模型在其它两个视角中的图像.由图中可以看到,我们的算法依然非常有效,得到了很好的三维重建结果.

为了进一步验证本方法的鲁棒性,我们对大量的造影图像进行了三维重建实验.表 1 给出了 5 组

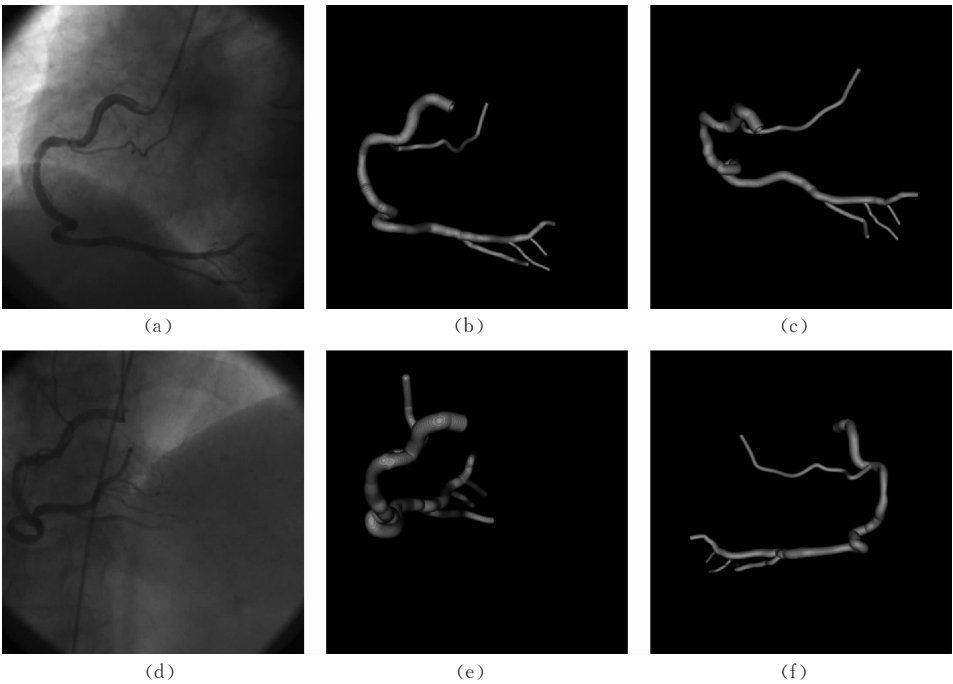


图 6 冠状动脉三维重建结果 2

表 1 三维重建误差分析(该重投影误差为重建后的血管 3-D 中心线在两幅视图中的投影和其对应 2-D 中心线的欧式距离)

图像		优化前				优化后			
		最大误差/ mm	最小误差/ mm	平均误差/ mm	均方差/ mm	最大误差/ mm	最小误差/ mm	平均误差/ mm	均方差/ mm
第 1 套	图 1	7.669	0.003	2.079	3.029	0.799	0	0.149	0.224
	图 2	14.588	0.007	3.820	5.565	0.854	0	0.148	0.219
第 2 套	图 1	15.308	0.118	5.731	6.740	1.101	0	0.262	0.347
	图 2	15.201	0.124	5.650	6.654	0.893	0	0.254	0.335
第 3 套	图 1	12.412	0.071	4.358	5.681	0.779	0	0.12	0.183
	图 2	11.752	0.066	4.278	5.543	0.717	0	0.121	0.179
第 4 套	图 1	19.309	0.174	6.962	7.916	1.301	0	0.294	0.353
	图 2	15.539	0.119	6.030	6.907	1.198	0	0.263	0.328
第 5 套	图 1	13.351	0.031	4.668	6.096	0.650	0	0.164	0.215
	图 2	12.800	0.078	4.039	5.668	0.645	0	0.154	0.203
平均值		13.793	0.079	4.762	5.980	0.894	0	0.193	0.259

不同造影图像优化前后误差定量分析的结果. 如表中所示, 优化前第一幅视图重投影的最大误差、最小误差、平均误差和均方差的平均值分别为 13.793mm, 0.079mm, 4.762mm 和 5.980mm, 优化之后这些误差的平均值分别降低到了 0.894mm, 0, 0.193mm 和 0.259mm. 这些实验结果有效地证明了本方法的有效性和鲁棒性.

4 结论和讨论

本文提出了一种由两幅未标定单平面造影图像进行冠状动脉三维重建的新方法. 本文深入研究了单幅造影图像的投影原理和两个投影视图之间的数学模型; 提出了一种简单有效的血管中心线三维重建的透视投影模型; 提出了一种用于血管结构和投影参数优化的非线性模型. 实验结果证明本方法非常的有效和鲁棒, 能够得到小于 0.26mm 的投影误差, 大大提高了目前非标定图像血管三维重建的精度. 本方法在不对设备和图像进行标定的情况下, 可以对低阶的畸变进行校正, 对 C 型臂运动模型进行估计, 并且还对病床的线性运动进行了估计; 同时, 本方法不仅能够用于投影焦距不变的系统, 同样也能够应用于投影焦距发生较大改变的系统, 具有较大的灵活性. 本方法基于临床造影图像提出, 因而非常适合用到临床诊断当中.

参 考 文 献

- [1] Cinat M E, Pham H, Vo D, Gordon I, Wilson S E. Improved imaging of carotid artery bifurcation using helical computed tomographic angiography. *Annals of Vascular Surgery*, 1999, 13(2): 178-183
- [2] Scarabina T, Carriero A, Giannatempo G M. Contrast-enhanced MR angiography (CE MRA) in the study of the carotid stenosis: Comparison with digital subtraction angiography (DSA). *Journal of Neuroradiol*, 1999, 26(2): 87-91
- [3] Allott C P, Barry C D, Pickford R, Waterton J C. Volumetric assessment of carotid artery bifurcation using freehand-acquired, compound 3-D ultrasound. *The British Journal of Radiology*, 1999, 72(855): 289-292
- [4] Windyga P, Garreau M, LeBreton H, Coatrieux J. 2-D and 3-D knowledge combination for the reconstruction of coronary arteries: First results on real data//*Proceedings of the IEEE Engineering Medicine and Biology Society*, Baltimore, USA, 1994: 602-621
- [5] Radeva P, Toledo R, Land C V, Villanueva J. 3-D vessel reconstruction from biplane angiograms using snakes//*Computers in Cardiology*. Cleveland, USA, 1998: 773-776
- [6] Cañero C, Radeva P, Toledo R, Villanueva J, Mauri J. 3-D curve reconstruction by biplane snakes//*Proceedings of the ICPR*. Barcelona, Spain, 2000: 563-566
- [7] Movassaghi B, Rasche V, Grass M. A quantitative analysis of 3-D coronary modeling from two or more projection images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2004, 23(12): 1517-1531
- [8] Chen S Y J, Carroll J D. 3-D reconstruction of coronary arterial tree to optimize angiographic visualization. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2000, 19(4): 318-336
- [9] Chen S Y J, Carroll J D. Quantitative analysis of reconstructed 3-D coronary arterial tree and intracoronary devices. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2002, 21(7): 724-740
- [10] Chen S Y J, Carroll J D. Kinematic and deformation analysis of 4-D coronary arterial reconstructed from cine angiograms. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2003, 22(6): 710-720
- [11] Yang Jian, Wang Yong-Tian, Tang Song-Yuan, Zhou Shou-Jun, Liu Yue. Techniques and applications of 3D reconstruction of vessels from DSA images. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2005, 24(6): 655-661(in Chinese)
(杨健, 王涌天, 唐宋元, 周寿军, 刘越. DSA 血管三维重建技术分析与展望. *中国生物医学工程学报*, 2005, 24(6): 655-661)
- [12] Coppini G, Demi M, Mennini R, Valli G. 3-D knowledge driven reconstruction of coronary trees. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1991, 29(5): 535-542
- [13] Greenspan H, Laifenfeld M, Einav S, Barnea O. Evaluation of center-line extraction algorithms in quantitative coronary angiography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2001, 20(9): 928-941
- [14] Xu G, Zhang Z. *Epipolar Geometry in Stereo, Motion and Object Recognition: A Unified Approach*. Kluwer Academic Publishers, 1996
- [15] Hartley R, Zisserman A. *Multiple View Geometry in Computer Vision*. 2nd Edition. Cambridge, UK: Cambridge University Press, 2004
- [16] Keating T J, Wolf P R, Scarpace F L. An improved method of digital image correlation. *Photogrammetric Engineering and Remote Sensing*, 1975, 41(8): 993-1002
- [17] Smets C, Werf F V, Suetens P, Oosterlinck A. Knowledge based system for the three-dimensional reconstruction of blood vessels from two angiographic projections. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1991, 29(6): 27-36
- [18] Dumay A C M, Reiber J H C, Gerbrands J J. Determination of optimal angiographic viewing angles: Basic principles and evaluation study. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1994, 13(1): 13-24
- [19] Boyer E, Petitjean S. Curve and surface reconstruction from regular and non-regular point sets. *Computational Geometry: Theory & Applications*, 2001, 19(2/3): 101-126



YANG Jian, born in 1977, Ph. D. candidate. His research interests include medical image processing, pattern recognition and computer vision.

WANG Yong-Tian, born in 1957, professor, Ph. D. supervisor. His research interests include optical design and CAD, optical instrumentation, image processing, virtual reality(VR) and augmented reality (AR) technologies and ap-

plications.

LIU Yue, born in 1968, professor. His research interests include inspecting technology for delicacy signal, computer vision, virtual reality and augmented reality.

TANG Song-Yuan, born in 1964, lecturer. His research interests include segmentation and registration technologies of medical image.

LI Yan-Hui, born in 1969, associate professor of treatment. His research interests include interventional cardiology, clinical and theory of cardiac electrophysiology.

Background

The research is part of the project "DSA Image Intelligent Analysis and 3-D Reconstruction of Coronary Arteries" supported by the National Basic Research Program (973 Program) of China under grant No. 2003CB716105. 3-D reconstruction of vessels from digital X-ray angiographic images is a powerful technique to make up for the limitation of the instrument of angiography. It can provide doctors with accurate inspection of the complex arterial network and quantita-

tive assessment of vascular diseases in three dimensions. Based on in-depth studies of the imaging principle of the X-ray angiographic instrument and theories of computer vision, computer graphics and digital image analysis, using real coronary X-ray angiographic images and limited imaging parameters, this work aims to develop effective methods for X-ray angiographic image analysis and 3-D reconstruction of coronary arteries.