

文章编号 1004-924X(2010)12-2702-08

冠脉中导引丝与血管骨架空间相对位置的计算

王 岭^{1,2}, 陈晓冬¹, 郁道银¹

- (1. 天津大学 精密仪器与光电子工程学院 光电信息技术科学教育部重点实验室, 天津 300072;
2. 长春理工大学 光电工程学院, 吉林 长春 130022)

摘要:研究了冠状动脉感兴趣血管段造影图像和血管内超声图像融合的关键技术:导引丝与血管骨架的空间相对位置的计算。首先,通过构造6对匹配点和目标能量函数对几何变换矩阵进行了优化。然后,根据最佳垂面法求取匹配点间的函数关系,并提出了血管骨架相对于导引丝的空间长度和角度的测量方法和误差分析方法。最后,针对单面冠脉造影图像进行了相对位置的计算。实验结果表明,导引丝与血管骨架重建的平均误差和标准偏差分别为2.284 3 mm和2.483 1 mm,导引丝与血管骨架相对长度和角度的平均误差分别降为0.498 0 mm和6.029 9°,标准偏差降为0.574 7 mm和7.861 9°,基本可以满足图像融合的精度要求。

关键词:单面冠脉造影;图像融合;三维重建;相对位置;匹配点对

中图分类号:R814.43;TP391.4 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20101812.2702

Calculation of spatial relative position between catheter and vessel centerline in coronary artery

WANG Ling^{1,2}, CHEN Xiao-dong¹, YU Dao-yin¹

- (1. *Key Laboratory of Opto-electronic Information Science and Technology of the Ministry of Education, College of Precision Instrument & Opto-electronic Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China*;
2. *College of Opto-electronic Engineering, Changchun University of Science and Technology, Changchun 130022, China*)

Abstract: The calculation of spatial relative position between the catheter and the vessel centerline was investigated, which is a key in the fusion of the single-plane coronary angiograms and the intravascular ultrasound images for segments of coronary arteries. Firstly, the parameters of geometric transformation matrix were optimized by constructing six pairs of matched points and energy functions. Then, the function relationship among the matched points was figured out based on the method of optimal vertical plane, and the measurement method and error analysis method of the lengths and angles for the spatial relative position between the catheter and the vessel centerline were given. Finally, the relative positions were calculated through the single-plane coronary angiograms. The experimental results indicate that the average error and the standard deviation of reconstruction have reduced to 2.284 3 mm and 2.483 1 mm, the average errors of the length and angle between the catheter and the

收稿日期:2010-04-19;修订日期:2010-06-02.

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 30500129);高等学校博士学科点专项科研基金资助项目(No. 20030056018)

vessel centerline to 0.498 0 mm and 6.029 9°, and the standard deviation to 0.574 7 mm and 7.861 9°, respectively. It concludes that the calculation of spatial relative position can improve the accuracy of image fusion and can provide an assistance for doctors in the clinical diagnosis of coronary disease and the interventional treatment.

Key words: single-plane coronary angiogram; image fusion; three-dimensional reconstruction; relative position; matched point

1 引 言

目前,临床医学上主要采用 X 射线单面冠脉造影图像技术(Coronary angiography, CAG)和血管内超声技术(Intravascular Ultrasound, IVUS)作为冠心病的主要诊断治疗手段^[1]。对 CAG 和 IVUS 图像数据进行有效的融合,不仅可以观察到冠状动脉的空间几何信息,而且能直接获得感兴趣血管段的内外膜量化数据,因此它对临床上辅助医生对冠心病的诊断治疗具有重要的意义^[2-3]。对理想模型的数据融合研究发现:在临床数据融合过程中,影响数据融合精度的关键为血管骨架相对于导引丝长度和角度的计算精度,而误差的主要来源为三维重建误差^[4]。因此,提高导引丝与血管骨架的三维重建精度和准确计算血管骨架相对于导引丝的空间几何量数据成为亟待解决的问题。

近年来,三维重建已成为国内外学者的研究热点。国外 Wahle 和 Prause^[5-7]等基于双面造影系统对导引丝进行三维重建后,直接根据导引丝的空间曲线特性进行相对角度的计算,由于采用了高精度标定的双面造影系统,融合的主要误差来源于对造影图像的二维提取和超声图像的几何重心计算。国内由于普遍应用单面造影系统,存在较大的标定误差,仅利用导引丝的曲线信息计算的相对位置也具有较大误差,所以不能获得满意的融合效果。黄家祥^[8]和胡春红^[9]等在基于单面造影系统冠脉树的二维骨架提取基础上,进行了高精度的冠脉树三维重建。但在导引丝和血管骨架融合中,由于感兴趣血管段仅能提供具有端点信息量的两对匹配点,不具备几何变换(Geometric Transformation, GT)矩阵要求的 6 对以上匹配点的优化条件,所以也不能取得满意的效果。目前,对临床数据融合所需的血管骨架相对于导引丝的空间几何量计算,在国内尚属空白。

本文针对国内普遍采用的单面造影系统大误差标定,在三维重建模型的基础上,提出了导引丝与血管骨架空间相对位置的计算方法。首先,通过构造匹配点对和能量函数进行 GT 的优化;然后,根据最佳垂面法求取匹配点的函数关系,并计算了匹配点间的空间相对长度和角度,最后,进行了误差计算。

2 血管与导引丝的三维重建及优化方法

2.1 三维重建模型

图 1 是单面冠脉造影系统在两个不同角度下的成像示意图, S_1 和 S_2 是 X 射线源, O_1 和 O_2 分别是成像平面 A 和 B 的中心。空间三维点 P_i 在射线源 S_1 和 S_2 的照射下,分别成像于面 A 和 B 上的 p_{1i} 和 p_{2i} 点。根据两个投影坐标系 $X_1Y_1Z_1S_1$ 和 $X_2Y_2Z_2S_2$ 之间的几何变换矩阵 GT 可计算出点 P_i 在坐标系 $X_1Y_1Z_1S_1$ 中的三维坐标值^[4]。

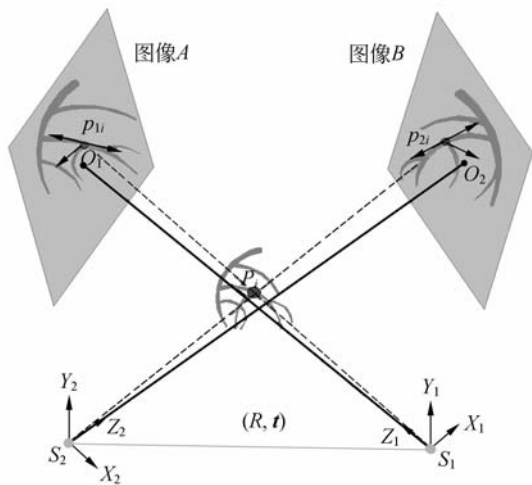


图 1 造影角度在两个角度的成像示意图
Fig. 1 Schematic diagram of a 3D object point and its projections in image A and B in single plane angiographic system

2.2 导引丝与血管骨架三维重建的优化

由于几何变换矩阵的转换误差是影响三维重建精度的核心因素之一。因此沿三维重建骨架等间距的选取 6 对匹配点,并构造目标能量函数进行匹配点位置的优化,在求解最优函数解的过程中确定匹配点在其邻域的最终位置,如图 2 所示。

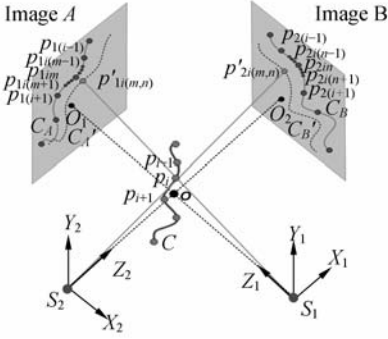


图 2 匹配点对优化示意图

Fig. 2 Schematic diagram of optimization for matched points

构造离散目标能量函数可表示为:

$$E(p_i) = \sum_{i=1}^6 [E_{\text{dist}}(p_i) + E_{\text{angl}}(p_i) + E_{\text{con}}(p_i)], \quad (1)$$

其中 $E_{\text{dist}}(p_i)$ 表示点 p_i 和 p_i' 之间欧式距离的能量函数, $E_{\text{angl}}(p_i)$ 表示 p_i 和 p_i' 间矢量的能量函数, 包含单位矢量和夹角矢量, $E_{\text{con}}(p_i)$ 表示外部约束力产生的能量, 控制着匹配点沿三维骨架等距离分布。

由于选取的导引丝和血管骨架仅有 6 对匹配点, 数据量不多, 故采用动态规划算法进行函数优化求解。根据匹配点对的初始位置, 在当前造影图像中寻找其真实位置。搜索区域分别以匹配点对 p_{1im} 和 p_{2im} 为中心, 宽度 w_1 、高度 w_2 为窗口, 把动态规划看作以下一幅图标, 如图 3 所示。横轴为初始匹配点对所对应的空间点, 纵轴表示匹配点对分别以相应点为中心的 $(w_1 \times w_2) \times (w_1 \times w_2)$ 邻域内的点的匹配。 $v_1 v_2$ 平面中的每个栅格点都表示一个数对 $[v_1(n), v_2(m)]$, 它是当前点的初始位置和最优位置的一个可能组合, m 由下式给出:

$$m = u(n). \quad (2)$$

动态规划的目的就是找到最佳路径, 即当 $n = N$ 时, 各数对的累计成本最小的路径。其求解

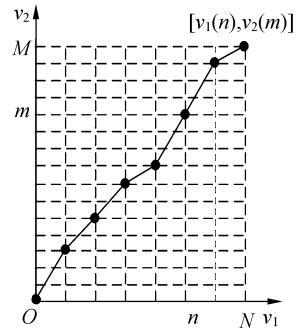


图 3 匹配点对的动态规划优化

Fig. 3 Dynamic programming for matched points

是通过沿 v_1 轴的 N 步优化求解实现的:

(1) 开始时 $n=1$, 根据已知的能量函数计算出每个可能数对 $[v_1(1), v_2(m)]$ ($m=1, 2, \dots, M$) ($M=(w_1 \times w_2)^2$) 的成本值。

(2) 在步骤 n ($2 \leq n \leq N$) 中, 确定终点为 $[v_1(n), v_2(m)]$ ($m=1, 2, \dots, M$) 的具有最小累计成本值的路径。方法是连接该点与前一步中的各点 $[v_1(n-1), v_2(l)]$ ($l=1, 2, \dots, M$), 计算出各条路径的成本值, 并且从中选择出具有最小累计成本值的路径。

令 $c(n, m, n-1, u(n-1))$ 为连接点 $[v_1(n), v_2(m)]$ 和上一步中的点 $[v_1(n-1), v_2(u(n-1))]$ 的成本值, $C(n, m)$ 是终点为 $[v_1(n), v_2(m)]$ 的路径最小累计成本值。对于步骤 n 中的每个节点 $[v_1(n), v_2(m)]$, 有 M 个累计成本值 $Q(n, m, n-1, u(n-1))$, $u(n-1)=1, 2, \dots, M$, 则:

$$C(n, m) = \min_{u(n-1)} \{Q(n, m, n-1, u(n-1))\} = \min_{u(n-1)} \{C(n-1, u(n-1)) + c(n, m, n-1, u(n-1))\}, \quad (3)$$

其中第 n 个节点的成本值即为该点在目标能量函数中的值:

$$C(n, u(n)) = \sum_{n=1}^6 [E_{\text{dist}}(p_{n, u(n)}) + E_{\text{angl}}(p_{n, u(n)}) + E_{\text{con}}(p_{n, u(n)})]. \quad (4)$$

3 导引丝与血管骨架相对位置的计算

在基于 X 射线造影的基础上, 对导引丝和血管骨架分别进行相应的三维重建, 通过对它们空间相对位置的计算, 可以将 X 射线造影信息和血管内超声信息进行很好的融合。相对位置的计算主

要包含匹配点的最优匹配和相对位置的参数计算。

3.1 匹配点对的最优匹配

在每幅超声图像中,导引丝点一定与此帧超声图像的血管中心点匹配,并满足二者的连线矢量位于过此点的导引丝垂平面内。假定过导引丝序列点 P_i 的最佳垂平面方程表达式为 $z = a^* x + b^* y + c^*$ 。首先利用最小二乘法选取初始垂平面,然后借助单谷函数特性即可依次确定 a^*, b^*, c^* ^[3]。确定最佳垂平面 $z = a^* x + b^* y + c^*$ 后,血管骨架点 $P_j'(x_j, y_j, z_j)$ 与导引丝点 $P_i(x_i, y_i, z_i)$ 应满足以下函数关系式:

$$\delta_i = \frac{a^*}{c^*}(x_j - x_i) + \frac{b^*}{c^*}(y_j - y_i) + \frac{1}{c^*}(z_j - z_i). \quad (5)$$

$$D(i) = \sqrt{(x_1(i) - x_2(m(i)))^2 + (y_1(i) - y_2(m(i)))^2 + (z_1(i) - z_2(m(i)))^2}, \quad (6)$$

其中 $(x_1(i), y_1(i), z_1(i))$ 为导引丝点 P_i 的坐标值, $(x_2(m(i)), y_2(m(i)), z_2(m(i)))$ 为与 P_i 匹配的血管骨架点 $P_{m(i)}$ 的坐标值。

3.2.2 匹配点间的相对角度计算

为了计算匹配点间的相对角度,在重建的导管路径上建立局部坐标系。过点 P_{1i} 的局部正交坐标系如图 4 所示,坐标系的原点为 P_{1i} , 3 个坐标轴分别为 t, n 和 b , 其中, t 为单位切向矢量, n 为单位主法矢量, b 为单位副法矢量。由点 $P_{1(i-1)}, P_{1i}$ 和 $P_{1(i+1)}$ 组成的平面为 α , 由 n 和 b 组成的平面为 β , 即最佳垂平面, 与点 P_{1i} 匹配的血管骨架点 $P_{2m(i)}$ 位于平面 β 内。为了表示匹配点对方向矢量的相对角度变换, 这里用它们的方向矢量 $v_{(12)i}$ 与主法矢量 n 之间的角度 θ 标定。根据

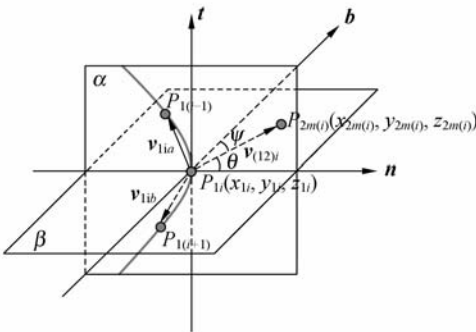


图 4 匹配点相对角度示意图

Fig. 4 Schematic diagram of relative angle of matched points

依次计算导引丝序列点 $P_i(x_i, y_i, z_i)$ 所对应的 δ_i , 当 δ_i 最小时所对应的血管骨架点 $P_j'(x_j, y_j, z_j)$ 即为导引丝 P_i 的对应点, 同时求得导引丝与血管骨架序列点间的对应函数关系 $j = m(i)$ 。

3.2 相对位置参数的计算

为了对血管内超声图像和冠脉造影图像进行数据融合, 对匹配的导引丝和血管骨架点需要进行以下两点参数计算: 匹配点之间的长度和相对角度。

3.2.1 匹配点间的长度计算

匹配点间的长度可用匹配点间的欧氏距离表示:

曲线论公式依次求取 t, b 和 n 。

假定血管点 $P_{2m(i)}$ 相对于导引丝点 P_{1i} 的单位矢量 $v_{(12)i}$ 表示为 (m_1, n_1, p_1) , 单位法矢量 n 表示为 (m_2, n_2, p_2) , 单位副法矢量 b 表示为 (m_3, n_3, p_3) , 则匹配点间的相对角度为 θ 。由于反余弦仅在半周期内单调变化, 因此要准确确定 θ 的大小, 必须求得单位矢量 $v_{(12)i}$ 位于最佳垂平面 β 内由相互正交的法矢量 n 和副法矢量 b 构成的象限。 θ 的表达式为:

当 $(m_1, n_1, p_1) \in ([m_2, m_3] \cap [n_2, n_3] \cap [p_2, p_3]) \cup ([-m_2, m_3] \cap [-n_2, n_3] \cap [-p_2, p_3])$ 时,

$$\theta = \arccos \frac{|m_1 m_2 + n_1 n_2 + p_1 p_2|}{\sqrt{m_1^2 + n_1^2 + p_1^2} \cdot \sqrt{m_2^2 + n_2^2 + p_2^2}}, \quad (7)$$

当 $(m_1, n_1, p_1) \in ([-m_2, -m_3] \cap [-n_2, -n_3] \cap [-p_2, -p_3]) \cup ([m_2, -m_3] \cap [n_2, -n_3] \cap [p_2, -p_3])$ 时,

$$\theta = 2\pi - \arccos \frac{|m_1 m_2 + n_1 n_2 + p_1 p_2|}{\sqrt{m_1^2 + n_1^2 + p_1^2} \cdot \sqrt{m_2^2 + n_2^2 + p_2^2}}, \quad (8)$$

4 空间相对位置的误差计算

为了评定数据融合的精确度, 从三维重建的原始误差, 对应点间长度误差和角度误差 3 方面对匹配点的相对位置进行了误差计算。

4.1 重建误差

将三维重建的导引丝和血管骨架分别按原先的角度再次投影到原投影面 A, B 上, 把序列点的投影与反投影间欧式距离作为三维重建位置误差, 表达式为:

$$\delta_{\text{rec}} = \| \mathbf{p}_{1i} \mathbf{p}_{1i}' \|, \quad (9)$$

其中 $\| \cdot \|$ 表示 2-范数, $\| \mathbf{p}_{1i} \mathbf{p}_{1i}' \|$ 表示投影点 p_{1i} 和对应的反投影 p_{1i}' 之间的欧氏距离。

4.2 长度误差

将导引丝与血管骨架匹配点间的连线按原先的角度再次投影到原投影面 A, B 上, 把匹配点对的原始投影距离和反投影距离的差值作为长度误差, 表达式为:

$$\delta_{\text{dist}} = | \| \mathbf{p}_{1i} \mathbf{p}_{2m(i)} \| - \| \mathbf{p}_{1i}' \mathbf{p}_{2m(i)'} \| |, \quad (10)$$

其中 $\| \mathbf{p}_{1i} \mathbf{p}_{2m(i)} \|$ 表示导引丝和血管骨架的匹配点在原投影面的欧氏距离, $\| \mathbf{p}_{1i}' \mathbf{p}_{2m(i)'} \|$ 表示反投影后匹配点对间的欧氏距离。

4.3 角度误差

将导引丝与血管骨架匹配点间的方向向量按原先的角度再次投影到原投影面 A, B 上, 把反投影后匹配点对的方向向量与原匹配点对间的方向向量差值作为角度误差, 表达式为:

$$\delta_{\text{angl}} = \angle(\mathbf{p}_{1i} \mathbf{p}_{2m(i)}, \mathbf{p}_{1i}' \mathbf{p}_{2m(i)'}). \quad (11)$$

5 实验结果

为了验证导引丝和血管骨架三维重建后的空间相对位置精度, 本文采用 Philips 公司的“Inte-gris H”单面造影系统进行三维重建试验。图 5(a)和图 5(b)分别是造影角度为“RAO 27.4, CRAN 26.2”和“LAO 42.3, CRAN 19.1”下获取的两幅冠状动脉造影图像, 图像大小为 600 pixel \times 600 pixel。采用二维特征提取方法对导引丝进行骨架提取^[10], 并进行三维重建, 效果如图 6 所示。

利用长度计算公式, 计算导引丝点与血管骨架的匹配点间距离, 其长度统计结果如图 7 所示; 利用角度计算公式, 计算导引丝与血管骨架的匹配点矢量的角度统计如图 8 所示;

为了评价三维重建后血管骨架相对于导引丝的位置精度, 对导引丝的 401 个像素点分别利用原先的优化算法 1 和本文改进的优化算法 2 进行



(a) 造影角度 RAO 27.4, CRAN 26.2

(a) Angiogram angle: RAO 27.4, CRAN 26.2



(b) 造影角度 LAO 42.3, CRAN 19.1

(b) Angiogram angle: LAO 42.3, CRAN 19.1

图 5 两幅临床单面冠脉造影图像

Fig. 5 Two single-plane coronary angiograms

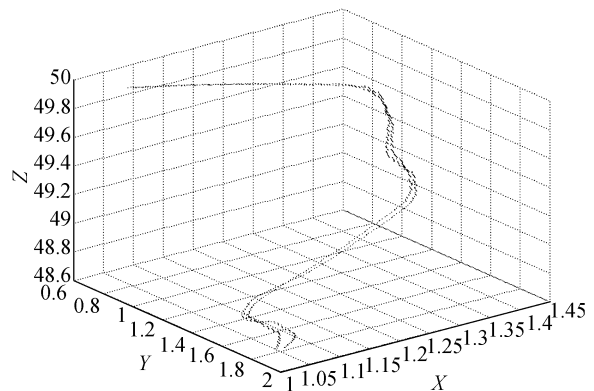


图 6 血管骨架相对于导引丝空间位置的三维重建结果

Fig. 6 Three dimensional reconstruction of spatial relative position between catheter and vessel centerline

了相应的重建误差, 长度误差和角度误差统计比较。利用优化算法 1 和获得的误差统计结果分别如表 1、表 2 所示。

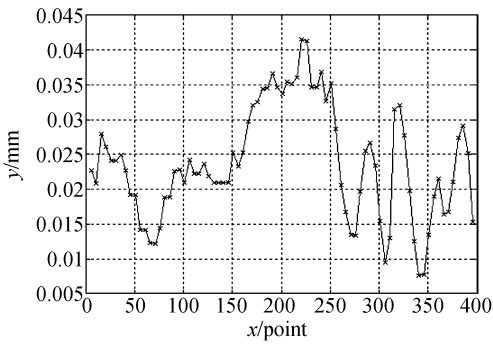


图 7 血管与导引丝匹配点间的长度统计结果

Fig. 7 Length statistics of matched points between catheter and vessel centerline

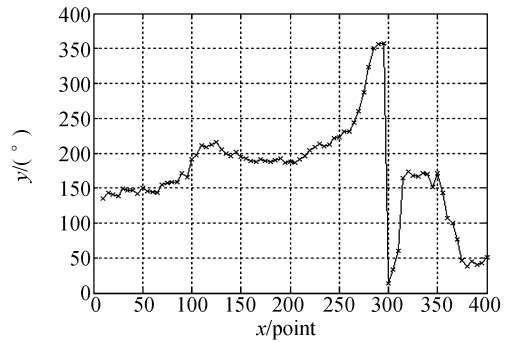


图 8 血管与导引丝匹配点矢量的角度统计结果

Fig. 8 Angle statistics of matched points between catheter and vessel centerline

表 1 应用优化算法 1 进行的误差统计表

Tab. 1 Error statistics of spatial relative positions by algorithm 1

空间相对位置误差	图像 A				图像 B			
	导丝重建 误差/mm	血管重建 误差/mm	相对长度 误差/mm	相对角度 误差/(°)	导丝重建 误差/mm	血管重建 误差/mm	相对长度 误差/mm	相对角度 误差/(°)
最大误差	13.805 0	13.323 0	1.105 0	29.397	14.285 0	13.790 0	1.252 9	40.772 0
最小误差	0.020 3	0.032 2	0.019 6	0.019 8	0.020 9	0.033 5	0.014 6	0.009 5
平均误差	4.710 1	4.572 7	0.560 6	7.751 3	4.884 6	4.740 2	0.553 6	8.738 9
标准偏差	6.201 0	5.958 1	0.612 1	10.45 6	6.427 9	6.175 8	0.618 3	12.68 0

表 2 应用优化算法 2 进行的误差统计表

Tab. 2 Error statistics of spatial relative positions by algorithm 2

空间相对位置误差	图像 A				图像 B			
	导丝重建 误差/mm	血管重建 误差/mm	相对长度 误差/mm	相对角度 误差/(°)	导丝重建 误差/mm	血管重建 误差/mm	相对长度 误差/mm	相对角度 误差/(°)
最大误差	4.034 3	4.323 0	1.023 8	17.636 0	4.027 6	4.310 0	1.185 7	8.739 0
最小误差	1.106 1	0.077 3	0.004 4	0.037 6	1.075 1	0.107 8	0.003 6	0.018 2
平均误差	2.284 3	1.827 3	0.402 4	6.029 9	2.153 3	1.885 9	0.498 0	3.148 0
标准偏差	2.483 1	2.384 7	0.465 9	7.861 9	2.330 6	2.285 9	0.574 7	6.730 1

比较表 1 和表 2 的数据可以看出:通过构造匹配点对并对其进行优化,可以将导引丝与血管骨架重建的平均误差和标准偏差分别从 4.710 1 mm 和 6.175 8 mm 降低为 2.284 3 mm 和 2.483 1 mm。导引丝与血管骨架的相对长度和角度平均误差至少分别从 0.553 6 mm 和 7.7513° 降低为 0.498 0 mm 和 6.0299°, 标准偏差至少从 0.618 3 mm 和 10.456° 降低为 0.574 7 mm 和 7.8619°。实验表明提出的方法可满足造影图像和血管内超声图像的数据融合精度。

6 结 论

针对 CAG 和 IVUS 技术在图像融合过程中对导引丝与血管骨架的空间相对位置的计算。在构造匹配点对,并通过对能量函数对 GT 进行优化的基础上,对导引丝和血管分别进行了三维重建。利用最佳垂平面法求取了导引丝与血管骨架对应点间的函数关系,并对导引丝和血管间的长度、角度进行了统计计算和误差分析。将导引丝

与血管骨架的相对长度和角度平均误差分别降低到 0.498 0 mm 和 6.029 9°, 标准偏差降低到 0.574 7 mm 和 7.861 9°。试验结果表明, 冠脉导

引丝与血管骨架的空间相对位置计算可以有效地提高图像融合的精度, 从而有助于冠心病的准确诊断、治疗方案的制定和介入性手术。

参考文献:

- [1] WAHLE A, LOPEZ J J, PENNINGTON E C, *et al.*. Effects of vessel geometry and catheter position on dose delivery in intracoronary brachytherapy [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2003, 50(11):1286-1295.
- [2] WANG L, YU D L, CHEN X D, *et al.*. Quantitative analysis for lumen and media-adventitia border detection in intravascular ultrasound images [J]. *SPIE*, 2008, 7156:71561D-1-71561D-9.
- [3] 张麒, 汪源源, 王威琪, 等. 基于活动轮廓模型和 Contourlet 多分辨率分析分割血管内超声图像[J]. *光学精密工程*, 2008, 16(11):2303-2311.
ZHANG Q, WANG Y Y, WANG W Q, *et al.*. Intravascular ultrasound image segmentation based on active contour model and Contourlet multiresolution analysis [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008, 16(11):2302-2311. (in Chinese)
- [4] 王岭, 陈晓冬, 郁道银, 等. 基于 CAG 三维重建与超声图像的数据融合研究[J]. *中国生物医学工程学报*, 2009, 28(6):834-839.
WANG L, CHEN X D, YU D L, *et al.*. Data fusion based on 3D reconstruction for CAG and intravascular ultrasound images [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2009, 28(6):834-839. (in Chinese)
- [5] WAHLE A, OLSZEWSKI M E, SONKA M, *et al.*. Interactive virtual endoscopy in coronary arteries based on multimodality fusion [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2004, 23(11):1391-1403.
- [6] WAHLE A, PRAUSE G P, DEJONG S C, *et al.*. Geometrically correct 3-D reconstruction of intravascular ultrasound images by fusion with biplane angiography-methods and validation [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1999, 18(8):686-699.
- [7] WAHLE A, ERNST W, IGNACE M, *et al.*. Assessment of diffuse coronary artery disease by quantitative analysis of coronary morphology based upon 3-D reconstruction from biplane angiograms [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1995, 14(2):203-241.
- [8] 黄家祥, 郁道银, 陈晓冬, 等. 冠脉树三维重建中几何变换矩阵的优化[J]. *中国生物医学工程学报*, 2005, 24(2):189-193.
HUANG J X, YU D Y, CHEN X D, *et al.*. Optimization of transformation for 3D reconstruction of coronary arterial tree [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2005, 24(2):189-193. (in Chinese)
- [9] 胡春红, 郁道银, 孙正, 等. 冠脉树三维重建优化方法的改进[J]. *传感技术学报*, 2007, 20(4):723-727.
HU CH H, YU D Y, SUN ZH, *et al.*. Optimization improvement for 3D reconstruction of coronary arterial tree [J]. *Chinese Journal of Sensors and Actuators*, 2005, 24(2):189-193. (in Chinese)
- [10] XU Z, XIE H B, CHEN X D, *et al.*. Detection of vessel boundary in coronary angiogram [C]. *2002 Asia-Pacific Photonics and Optical/Wireless communication conference and exhibition, Shanghai*, 2002:558-562.

作者简介:



王 岭(1978—),男,山东博兴人,博士研究生,讲师,2002年、2005年于长春理工大学获得学士、硕士学位,主要从事光电检测及测量技术以及基于冠状动脉 X 射线造影图像与血管内超声图像的数据融合方面的研究。E-mail: shanlan1104@sina.com.cn.



陈晓冬(1975—),男,浙江温州人,博士,副教授,1999年、2002年于天津大学分别获得硕士、博士学位,主要从事生物光子学、医学图像处理及光纤光学仪器方面的研究。E-mail: xdchen@tju.edu.cn



郁道银(1945—),男,教授,博士生导师,国家级教学名师,国家级有突出贡献的中青年专家,天津市中青年授衔专家,现任国务院学位委员会学科评议组召集人,全国工程教育专业认证专家委员会副主任,教育部电子信息与电气学科教学指导委员会副主任兼光电信息科学与工程专业教学指导分委员会主任,中国光学学会常务理事,天津市光学学会理事长,主要从事光电仪器和医学图像处理方面的研究。E-mail: dyyu@tju.edu.cn

(本栏目编辑:白雨虹)

● 下期预告

积屑瘤状态对微细切削表面轮廓特征的影响

刘志兵,王西彬

(北京理工大学 先进加工技术国防重点学科实验室,北京 100081)

建立了微细切削条件下刀具前刀面上的积屑瘤状态对于切削表面轮廓特征影响的模型,为合理选择和控制微细切削刀具的切削条件以及评价微细切削的表面形貌特征提供实验依据。利用表面粗糙度仪分别提取了无积屑瘤、积屑瘤生长、稳定和脱落等 4 种积屑瘤状态下的切削表面轮廓,选取幅值密度函数(ADF)、自相关函数(ACF)和功率谱密度函数(PSD)等数理统计函数,以及时间序列模型参数和 AR 谱分析了 PCD 刀具表面积屑瘤状态对于微细切削表面轮廓特征的影响规律。无积屑瘤和积屑瘤稳定阶段,AR 谱的谱峰分别出现在 91.7 c/mm 和 93.7 c/mm 处,与进给量的倒数比较接近;积屑瘤生长和脱落状态阶段,谱峰出现的空间频率明显偏低,与进给量之间的对应关系不再显著。积屑瘤与切屑之间的不规则接触将破坏微细切削表面轮廓空间结构的一致性;积屑瘤生长和脱落阶段获得的表面轮廓的 AR 谱中存在明显的空间低频谱峰。