



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101283929 B

(45) 授权公告日 2010.06.16

(21) 申请号 200810055037.9

WO 98/11823 A1, 1998.03.26, 全文.

(22) 申请日 2008.06.05

CN 1700885 A, 2005.11.23, 全文.

(73) 专利权人 华北电力大学

US 2007/0238999 A1, 2007.10.11, 全文.

地址 071003 河北省保定市永华北大街 619 号

审查员 彭韵

(72) 发明人 孙正

(74) 专利代理机构 石家庄冀科专利商标事务所
有限公司 13108

代理人 李羨民 高锡明

(51) Int. Cl.

A61B 19/00 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

G06T 7/00 (2006.01)

G06T 15/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 1871998 A, 2006.12.06, 全文.

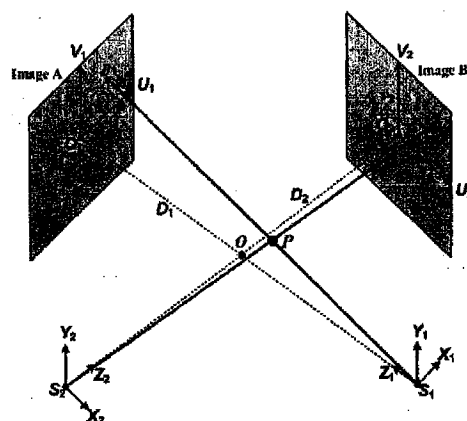
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 3 页

(54) 发明名称

一种血管三维模型的重建方法

(57) 摘要

一种血管三维模型的重建方法,属医学检测技术领域,用于解决血管重建中的精度问题。其技术方案是:它将由 IVUS 图像序列获取的血管横截面信息和由基于 X 射线造影图像的三维重建获得的超声导管空间几何信息结合起来,准确重建出血管的解剖结构。与分别单独利用两种图像获得的重建结果相比较,本发明能够更全面和准确地反映血管及可能存在的斑块的真实形态,从而为冠心病及其它血管病变的临床诊治提供更为可靠的依据。



1. 一种血管三维模型的重建方法,其特征是,它将由 IVUS 图像获取的血管横截面信息和由基于 X 射线造影图像的三维重建获得的超声导管空间几何信息结合起来,准确重建出血管的解剖结构,具体重建步骤如下:

a、利用感兴趣血管段的 IVUS 和 CAG 图像:

利用血管内超声成像仪以 ECG 门控方式在相同心脏相位处采集的等距的 IVUS 图像序列,同时,利用 C 型臂单面 X 射线血管造影机在导管回撤路径的起点拍摄记录的相同心脏状态的两个近似垂直角度的 CAG 图像;所述 IVUS 图像序列是将超声成像仪的超声导管探头置于感兴趣血管段的远端后、在匀速等距地回撤导引钢丝过程中拍摄记录的;

b、根据上述两个近似垂直角度的 CAG 图像,三维重建出超声导管的回撤路径;所述超声导管回撤路径的三维重建方法是:首先建立 CAG 系统在两个近似垂直角度的透视投影成像模型,并推导出成像系统的几何变换矩阵,再对手动选取的导管路径上的采样点进行三维重建,并以连接各重建点所得折线作为初始位置,通过 snake 变形完成导管路径的三维重建;

c、在管腔截面是椭圆的假设前提下,从 CAG 图像对中三维重建出管腔,为后续确定各帧 IVUS 图像的空间方位所用:

将 3D 导管路径向两个成像平面反投影,得到对应的 2D 路径,对于 2D 路径上的每个点,通过在垂直于路径的方向上,寻找灰度梯度的两个极大值,得到血管管腔投影的左右边缘,然后在假设管腔的横截面是椭圆的前提下,完成整个管腔的三维重建;

d、各帧 IVUS 图像中血管壁轮廓的提取:

采用 snake 模型与动态规划相结合的方法完成各帧超声图像中血管壁内外膜轮廓的提取,首先,在首帧 IVUS 图像中手动选择血管壁内膜和外膜轮廓上的几个点,以连接这些点所形成的多边形作为 snake 初始位置,然后通过 snake 变形获得血管壁内外膜的轮廓,分割出血管壁和可能存在的斑块,对于后续帧,则将前一帧的提取结果作为 snake 的初始位置,完成对 IVUS 序列中连续多帧图像的分割;

e、确定各帧 IVUS 图像的轴向位置:

按照 IVUS 图像的采集顺序和间距,沿重建出的 3D 导管回撤路径将 IVUS 图像顺序排列,确定出各帧图像的轴向位置;

f、确定各帧 IVUS 图像的空间方位:

在重建后的 3D 导管路径上建立各帧超声图像的 Frenet-Serret 标架,即局部坐标系,三个坐标轴分别为单位切矢量 t 、单位主法矢量 n 和单位副法矢量 b ,导管的位置位于 IVUS 图像的中心,用 ρ 表示血管壁轮廓的重心偏离导管位置的偏心向量,把从 CAG 图像对中重建出的管腔的椭圆截面轮廓投影到对应的超声图像上,用 μ 来表示椭圆轮廓中心偏离导管位置的偏心向量, ε 为向量 ρ 的模, θ 为 ρ 与 μ 的夹角,用统计优化方法使 θ 最小,确定超声图像序列的空间方位:

设定一个固定宽度 w 的移动窗口,在该窗口中进行统计分析,对于 N 帧组成的超声图像序列,存在 $n_w = N - (w - 1)$ 个移动窗口,在每个窗口位置 m 处,累计偏心距离 $\sum \varepsilon_m$ 、加权偏心夹角平均值 $\bar{\theta}_m$ 以及偏心夹角的加权标准偏差 $\sigma(\theta_m)$,可分别由下式计算:

$$\sum \varepsilon_m = \sum_{i=m}^{m+(w-1)} \varepsilon_i, \bar{\theta}_m = \frac{1}{\sum \varepsilon_m} \sum_{i=m}^{m+(w-1)} \varepsilon_i \theta_i, \sigma(\theta_m)^2 = \frac{1}{\sum \varepsilon_m} \sum_{i=m}^{m+(w-1)} \varepsilon_i (\theta_i - \bar{\theta}_m)^2$$

利用这些数值,在每一个窗口位置处,计算可靠性权重因子: $r_m = \Sigma \varepsilon_m / \sigma(\theta_m)$,在偏心距离较大的位置给予较大的权重因子,同时限制 $\sigma(\theta_m)$ 较大的位置,通过下式计算出一个校正偏心角 $\bar{\theta}_{corr}$:

$$\bar{\theta}_{corr} = \frac{1}{\sum r} \sum_{m=0}^{n_w-1} r_m \bar{\theta}_m, \sum r = \sum_{k=0}^{n_w-1} r_k$$

并将其应用到 IVUS 序列的所有图像中,从而获得各帧图像的绝对方位;

g、利用基于 NURBS 曲面拟合的表面提取法完成血管表面的绘制。

2. 根据权利要求1所述的血管三维模型的重建方法,其特征是,所述CAG图像序列的两个采集角度之间夹角的取值范围为 60° 至 120° 。

3. 根据权利要求1或2所述的血管三维模型的重建方法,其特征是,在超声导管回撤路径的三维重建过程中,手动选取的导管路径上的采样点包括起点、终点和3~6个中间点。

一种血管三维模型的重建方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于 X 射线血管造影和血管内超声图像的血管三维重建方法,属医学检测技术领域。

背景技术

[0002] X 射线冠状动脉造影 (coronary angiography, CAG) 检查是目前国际上公认的诊断冠心病的“金标准”。具体实施方法是:用特制的导管经皮穿刺从股动脉或上臂的肱动脉,插入导管,在 X 射线投影图像的指导下推送至主动脉根部置于冠状动脉口,然后推注造影剂,进行电影摄影或连续摄片。重复数次不同角度的拍摄,就能发现由粥样硬化引起的狭窄性病变,根据静止或动态观察造影剂的充盈和消失情况来判断血管解剖学形态异常的部位、性质和程度。该技术不仅能诊断缺血性心脏病及冠状动脉畸形等疾病,而且对冠状动脉内溶栓、PTCA(经皮腔内冠状动脉成形术)等介入手术治疗具有重要意义。但是 CAG 只能反映血管腔被造影剂充填后的投影轮廓,因而不仅会存在盲区,而且不能提供血管壁的结构信息和病变程度。

[0003] 血管内超声 (intravascular ultrasound, IVUS) 是近年来应用于临床诊断血管病变的一项新技术。IVUS 和 CAG 成像是同时进行的:经皮穿刺从股动脉或肱动脉插入导管,向目标血管内注入硝酸甘油后,在 X 射线透视图像的指导下将顶端带有高频超声探头的 0.014 英寸导引钢丝穿越病变部位,到达血管远端,将超声探头与超声成像仪连接去除伪影后,经马达控制匀回撤导引钢丝,并记录图像。该技术可清晰显示血管横断面,根据斑块声学特征进行组织学分型,发现 CAG 不能显示的血管病变,观察分叉处或血管重叠处的模糊病变等。但是由于采用高频探头,影响了探测深度,只能对某一段病变血管进行测量,不能进入严重狭窄的管腔,并且无法确定截面的轴向位置 and 空间方向。

[0004] 与二维图像相比,医学图像的三维重建和可视化可以提供更为丰富的医疗信息。采用近似正交角度的 CAG 图像对进行冠状动脉的三维重建,不仅能为医生提供形象、直观的三维血管图像,而且可以对血管的有关参数(如直径、长度、曲率等)进行定量测量。但是,该重建结果仅描述了血管内腔的空间位置和形态,无法得到管腔截面的形态和硬化斑块的弥漫程度及组成。且重建时一般假设管腔横截面为椭圆,事实上冠状动脉发生狭窄时管腔形状复杂多样,狭窄多呈偏心型和不规则型,因此这种假设是不准确的,很难保证三维重建的精度。

[0005] 与 CAG 相比,IVUS 有其独特的图像方位,可以显示管腔的横断面、血管壁的形态结构、斑块的组织形态学特征等,因此 IVUS 图像的三维重建有利于评价沿血管长轴方向管腔的边界、截面轮廓以及斑块的几何形态等。目前常用的 IVUS 三维重建方法是把一系列的超声图像按采集顺序叠加起来形成一个三维直血管段。由于 IVUS 本身不能提供每一帧图像的空间几何信息,因此这种方法没有考虑在图像获取过程中导管的弯曲和扭曲,其结果也是不准确的。

[0006] 总之,目前还没有一种更为精确的血管三维重建方法,能够克服 IVUS 和 CAG 各自

显示血管形态的局限性,准确重建出血管的解剖结构和反映血管的真实弯曲和扭曲,得到病变的准确位置和形态。

发明内容

[0007] 本发明的目的是克服现有技术的不足、提供一种既能描述血管内腔的空间位置和形态,又能得到管腔截面的形态以及病变的准确位置和形态的血管三维模型的重建方法。

[0008] 本发明所称问题是以下述技术方案实现的:

[0009] 一种血管三维模型的重建方法,它将由 IVUS 图像获取的血管横截面信息和由基于 X 射线造影图像的三维重建获得的超声导管空间几何信息结合起来,准确重建出血管的解剖结构,具体重建步骤如下:

[0010] a、同时采集感兴趣血管段的 IVUS 和 CAG 图像:

[0011] 将机械式超声导管探头置于感兴趣血管段的远端,在匀速等距地回撤导引钢丝过程中,利用血管内超声成像仪以 ECG 门控的方式在相同的心脏相位处采集等距的 IVUS 图像序列。同时,利用 C 型臂单面 X 射线血管造影机在导管回撤路径的起点拍摄记录相同心脏状态的两幅近似垂直角度的 CAG 图像;

[0012] b、根据上述两幅近似垂直角度的 CAG 图像,三维重建出超声导管的回撤路径;

[0013] c、在管腔截面是椭圆的假设前提下,从 CAG 图像对中三维重建出管腔,为后续确定各帧 IVUS 图像的空间方位所用;

[0014] 将 3D 导管路径向两个成像平面反投影,得到对应的 2D 路径,对于 2D 路径上的每个点,通过在垂直于路径的方向上,寻找灰度梯度的两个极大值,得到血管管腔投影的左右边缘,然后在假设管腔的横截面是椭圆的前提下,完成整个管腔的三维重建;

[0015] d、各帧 IVUS 图像中血管壁轮廓的提取:

[0016] 采用 snake 模型与动态规划相结合的方法完成各帧超声图像中血管壁内外膜轮廓的提取。首先,在首帧 IVUS 图像中手动选择血管壁内膜和外膜轮廓上的几个点,以连接这些点所形成的多边形作为 snake 初始位置。然后通过 snake 变形获得血管壁内外膜的轮廓,分割出血管壁和可能存在的斑块。对于后续帧,则将前一帧的提取结果作为 snake 的初始位置,完成对 IVUS 序列中连续多帧图像的分割;

[0017] e、确定各帧 IVUS 图像的轴向位置:

[0018] 按照 IVUS 图像的采集顺序和间距,沿重建出的 3D 导管回撤路径将 IVUS 图像顺序排列,确定出各帧图像的轴向位置;

[0019] f、确定各帧 IVUS 图像的空间方位:

[0020] 在重建后的 3D 导管路径上建立各帧超声图像的 Frenet-Serret 标架,即局部坐标系,三个坐标轴分别为单位切矢量 t 、单位主法矢量 n 和单位副法矢量 b ,导管的位置位于 IVUS 图像的中心。用 ρ 表示血管壁轮廓的重心偏离导管位置的偏心向量,把从 CAG 图像对中重建出的管腔的椭圆截面轮廓投影到对应的超声图像上,用 μ 来表示椭圆轮廓中心偏离导管位置的偏心向量, ε 为向量 ρ 的模, θ 为 ρ 与 μ 的夹角,用统计优化方法使 θ 最小,确定超声图像序列的空间方位;

[0021] 设定一个宽度为 w 的移动窗口,在该窗口中进行统计分析,对于 N 帧组成的超声图像序列,存在 $n_w = N - (w - 1)$ 个移动窗口,在每个窗口位置 m 处,累计偏心距离 $\sum \varepsilon_m$ 、加权偏

心夹角平均值 $\bar{\theta}_m$ 以及偏心夹角的加权标准偏差 $\sigma(\theta_m)$ 可分别由下式计算：

$$[0022] \quad \sum \varepsilon_m = \sum_{i=m}^{m+(w-1)} \varepsilon_i, \quad \bar{\theta}_m = \frac{1}{\sum \varepsilon_m} \sum_{i=m}^{m+(w-1)} \varepsilon_i \theta_i, \quad \sigma(\theta_m)^2 = \frac{1}{\sum \varepsilon_m} \sum_{i=m}^{m+(w-1)} \varepsilon_i (\theta_i - \bar{\theta}_m)^2$$

[0023] 利用这些数值,在每一个窗口位置处,计算可靠性权重因子: $r_m = \sum \varepsilon_m / \sigma(\varepsilon_m)$,在偏心距离较大的位置给予较大的权重因子,同时限制 $\sigma(\theta_m)$ 较大的位置,通过下式计算出一个校正偏心角 $\bar{\theta}_{corr}$:

$$[0024] \quad \bar{\theta}_{corr} = \frac{1}{\sum r} \sum_{m=0}^{n_w-1} r_m \bar{\theta}_m, \quad \sum r = \sum_{k=0}^{n_w-1} r_k$$

[0025] 并将其应用到 IVUS 序列的所有图像中,从而获得各帧图像的空间方位;

[0026] g、利用基于 NURBS 曲面拟合的表面提取法完成血管表面的绘制。

[0027] 上述血管三维模型的重建方法,所述超声导管回撤路径的三维重建方法是:首先建立 CAG 系统在两个近似垂直角度的透视投影成像模型,并推导出成像系统的几何变换矩阵,再对手动选取的导管路径上的采样点进行三维重建,并以连接各重建点所得折线作为初始位置,通过 snake 变形完成导管路径的三维重建。

[0028] 上述血管三维模型的重建方法,为了消除心脏的周期性运动和呼吸的影响,获得对应于同一时刻的图像序列,应采用 ECG(心电)门控的方法,在相同的心脏相位处采集 IVUS 图像。

[0029] 上述血管三维模型的重建方法,所述冠状动脉造影图像序列的两个采集角度之间夹角的取值范围为 60° 至 120° 。

[0030] 上述血管三维模型的重建方法,在超声导管回撤路径的三维重建过程中,手动选取的导管路径上的采样点包括起点、终点和 $3 \sim 6$ 个中间点。

[0031] 本发明将由两近似正交角度的单面造影图像得到的血管空间几何信息与由血管内超声图像获得的管腔横截面信息结合起来,充分利用两种成像手段的互补性,完成了血管的准确三维重建,该方法克服了 IVUS 和 CAG 各自显示冠状动脉形态的局限性,能准确重建出血管的解剖结构和反映血管的真实弯曲和扭曲,得到病变的准确位置和形态。与分别单独利用两种图像获得的重建结果相比较,本发明能够更全面和准确地反映血管的真实形态,从而为冠心病及其它血管病变的临床诊治提供更为可靠的依据。

附图说明

[0032] 下面结合附图对本发明作进一步详述。

[0033] 图 1 是本发明的流程图;

[0034] 图 2 是本发明的 CAG 和 IVUS 图像采集示意图;

[0035] 图 3 是本发明的造影系统在两个角度的成像示意图;

[0036] 图 4 是本发明的超声图像序列中相邻帧间相对方位的确定示意图;

[0037] 图 5 是本发明的超声图像偏心距离和偏心夹角示意图。

[0038] 图中各符号为:Image A、Image B、成像平面; s_1 、 s_2 、两次造影过程中 X 射线源焦点的位置; $s_1x_1y_1z_1$ 、以 s_1 为原点的空间坐标系; $s_2x_2y_2z_2$ 、以 s_2 为原点的空间坐标系; $U_1V_1O_1$ 、成像平面 A 上的直角坐标系; $U_2V_2O_2$ 、成像平面 B 上的直角坐标系; D_1 、 s_1 到成像平面 A 的垂直

距离; D_2 、 s_2 到成像平面 B 的垂直距离; P 、空间血管上的点; p_1 、 P 点在成像平面 A 上的投影; p_2 、 P 点在成像平面 B 上的投影; u_1 、 p_1 在坐标系 $U_1V_1O_1$ 内的横坐标; v_1 、 p_1 在坐标系 $U_1V_1O_1$ 内的纵坐标; u_2 、 p_2 在坐标系 $U_2V_2O_2$ 内的横坐标; v_2 、 p_2 在坐标系 $U_2V_2O_2$ 内的纵坐标; $c(s)$ 、表示 3D 导管路径的空间参数曲线。

[0039] 文中所用符号: t 、单位切矢量; n 、单位主法矢量; b 、单位副法矢量; ρ 、超声图像中血管壁轮廓的重心偏离导管位置的偏心向量; μ 、管腔椭圆轮廓中心偏离导管位置的偏心向量; ε 、向量 ρ 的模; θ 、 ρ 与 μ 的夹角; w 、移动窗口宽度; $\bar{\theta}_m$ 、加权偏心夹角平均值; $\sigma(\theta_m)$ 、偏心夹角的加权标准偏差; r_m 、可靠性权重因子; $\bar{\theta}_{corr}$ 、校正偏心角。

具体实施方式

[0040] 下面结合附图详细说明本发明的步骤:

[0041] (1) 图像采集:

[0042] 采集设备包括 C 型臂单面 X 射线血管造影机和血管内超声成像仪。

[0043] IVUS 和 CAG 成像是同时进行的(附图 2)。在 X 射线透视图像的指导下将顶端带有高频超声探头的导引钢丝穿越病变部位,到达血管远端,将超声探头与超声成像仪连接去除伪影后,经马达控制匀速等距的回撤导引钢丝,并记录图像。成像过程中记录造影角度和 X 射线源焦点至接收屏的距离。

[0044] 对于 IVUS 图像的采集,由于心脏的周期性运动和呼吸的影响,很难获得对应于同一时刻的图像序列。因此本发明采用 ECG(心电)门控的方法,在相同的心脏相位处采集图像。

[0045] 对于 CAG 图像的采集,传统方法一般是在心导管回撤过程中,采用 X 射线血管造影持续监视导管尖端的运动。由于会增加 X 射线的剂量,延长医患暴露在射线下的时间,因而该方法的临床应用价值不高。本发明采用仅在导管回撤路径的起点拍摄一对造影图像的方法。由于本发明采用机械式超声导管探头,超声换能器位于一可弯曲的轴心头端,轴心在外鞘管内旋转,而鞘管是固定不动的。因此可保证在回撤导管的后续过程中,带有超声换能器的导管尖端的回撤轨迹不会偏离在回撤路径起点拍摄的造影图像中显示的导管影像。

[0046] 对于单面造影系统,两个角度的图像不是同时获取的,给空间信息的提取带来很大困难。本发明采用同步记录的 ECG 信号选取记录相同心脏状态的两个角度的图像,从而解决两个角度的单面造影图像对的匹配问题。

[0047] (2) 造影图像中导管路径和管腔边缘的提取和三维重建:

[0048] 本发明首先建立 CAG 系统在两个近似垂直角度的透视投影成像模型(附图 3)。之后,根据在造影过程中同步记录的距离和角度参数,得到成像系统的几何变换矩阵。然后利用三维 snake 模型技术,snake 的初始位置采用手动取点获得,即在导管的一个投影上手动选取若干采样点(一般选取回撤路径的起点、终点和 3~6 个中间点即可),然后根据外极约束得到这些点在另一投影上的对应点。由这几组对应点分别求出它们的三维坐标,用直线段连接这些 3D 点,所得折线作为 3D snake 的初始位置。之后,表示导管的 snake 曲线在内外力的共同作用下直接在空间中变形,完成导管的三维重建。其中内力保证曲线的连续和光滑,外力包括两部分,分别对应于左右投影,保证三维曲线在两个角度成像平面上的投影恰好位于对应的导管投影处。该方法避免了基于外极约束的两个角度间的逐点匹配,提

高了重建精度和运算速度。

[0049] 按照成像系统的几何变换矩阵,将 3D 导管路径向两个成像平面反投影,得到对应的 2D 路径。对于 2D 路径上的每个点,通过在垂直于路径的方向上,寻找灰度梯度的两个极大值,完成对血管管腔左右边缘的提取。之后,在假设管腔的横截面是椭圆的前提下,完成整个管腔的三维重建,为确定各帧 IVUS 图像的空间方位所用。

[0050] (3) 各帧血管内超声图像中血管壁的边缘提取:

[0051] 本发明采用结合动态规划的 snake 模型方法完成对各帧 IVUS 图像中血管壁内外膜边缘的提取。操作者只需在首帧中手动选择目标轮廓上的几个特征点,连接这些点所形成的多边形作为 snake 的初始位置。对于后续帧,将前一帧的提取结果作为下一帧 snake 的初始位置,完成对连续多帧 IVUS 图像的分割,可大大节省计算时间。

[0052] (4) IVUS 与 CAG 的融合:

[0053] 这里主要需解决两个问题:确定各 IVUS 帧的 3D 轴向位置和空间方位。

[0054] (4.1) 超声图像三维轴向位置的确定:

[0055] 在采集超声图像的过程中,采用马达驱动的方式,匀速等距的从远端向近端连续拉出导管。调节拉出导管的速度,即可根据需要调节切面间距。采用 CAG 图像重建出导管的轴线之后,根据已知的切面间距依轴向将 IVUS 图像顺序排列,即可确定出各帧图像的轴向位置。

[0056] (4.2) 各帧超声图像空间方位的确定:

[0057] 也就是考虑导管在回撤过程中的扭转问题。本发明利用一种非迭代的统计最优化方法来确定各帧超声图像的空间方位。在重建后的 3D 导管路径上建立各帧超声图像的局部坐标系,即 Frenet-Serret 标架,三个坐标轴分别为单位切矢量 t 、单位主法矢量 n 和单位副法矢量 b (附图 4),确定各帧的初始方位。导管的位置位于 IVUS 图像的中心,分割出的目标轮廓的重心一般不与导管位置重合,如附图 5 所示,其中 C 点表示导管, O_c 为椭圆轮廓的中心 (即在假设血管横截面是椭圆时,基于 CAG 的三维重建中所对应的血管中心线位置), O_l 为从超声图像中提取出的血管截面轮廓的重心。采用偏心向量 ρ 表示轮廓的重心偏离导管位置的度: $\rho = O_l - C$ 。

[0058] 由于血管中心线和导管路径不重合,在血管同一位置处的超声图像轮廓和基于造影图像重建出的椭圆轮廓方位不一致,把椭圆轮廓投影到对应的超声图像上。同样采用椭圆轮廓的偏心向量 μ 来表示血管中心线偏离导管位置的度: $\mu = O_c - C$ 。

[0059] 超声图像的匹配误差可用向量 ρ 的模 ε 和 ρ 与 μ 的夹角 θ 表示。本发明利用统计优化方法使椭圆轮廓和超声轮廓的离心向量间的夹角 θ 最小,确定超声图像序列的绝对方位。设定一个宽度为 w 的移动窗口,在该窗口中进行统计分析。对于 N 帧组成的超声图像序列,存在 $n_w = N - (w - 1)$ 个移动窗口。在每个窗口位置 m 处,累计偏心距离 $\sum \varepsilon_m$ 、加权偏心夹角平均值 $\bar{\theta}_m$ 以及偏心夹角的加权标准偏差 $\sigma(\theta_m)$ 可分别由下式计算:

$$[0060] \quad \sum \varepsilon_m = \sum_{i=m}^{m+(w-1)} \varepsilon_i, \bar{\theta}_m = \frac{1}{\sum \varepsilon_m} \sum_{i=m}^{m+(w-1)} \varepsilon_i \theta_i, \sigma(\theta_m)^2 = \frac{1}{\sum \varepsilon_m} \sum_{i=m}^{m+(w-1)} \varepsilon_i (\theta_i - \bar{\theta}_m)^2$$

[0061] 利用这些数值,在每一个窗口位置处,计算可靠性权重因子: $r_m = \sum \varepsilon_m / \sigma(\varepsilon_m)$ 。在偏心距离较大的位置给予较大的权重因子,同时限制 $\sigma(\theta_m)$ 较大的位置。通过下式计算出一个校正偏心角 $\bar{\theta}_{corr}$:

[0062]
$$\bar{\theta}_{corr} = \frac{1}{\sum r} \sum_{m=0}^{n_r-1} r_m \bar{\theta}_m, \quad \sum r = \sum_{k=0}^{n_r-1} r_k$$

[0063] 并将其应用到 IVUS 序列的所有图像中,从而获得各帧超声图像的空间方位。

[0064] (5) 融合结果的显示

[0065] 在对 IVUS 图像序列完成边缘提取并确定各帧的空间位置后,利用基于 NURBS 曲面拟合的表面提取法完成血管表面的绘制。此后,利用虚拟现实造型语言来显示重建结果,不仅可显示重建后血管段的整体外观,而且可显示长轴纵剖面图像。

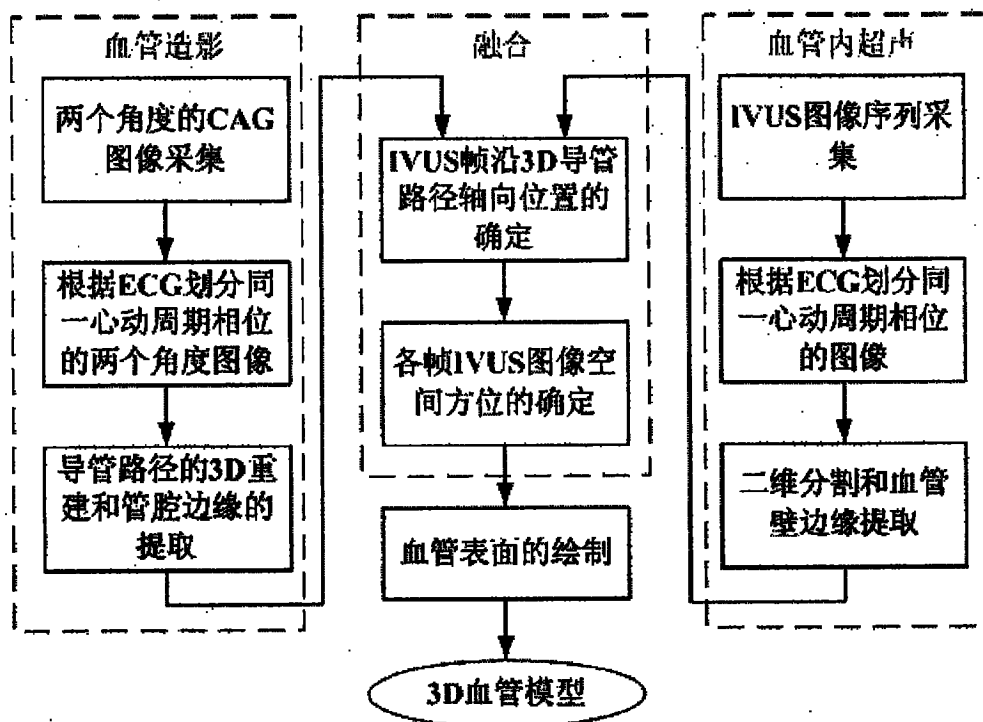


图 1

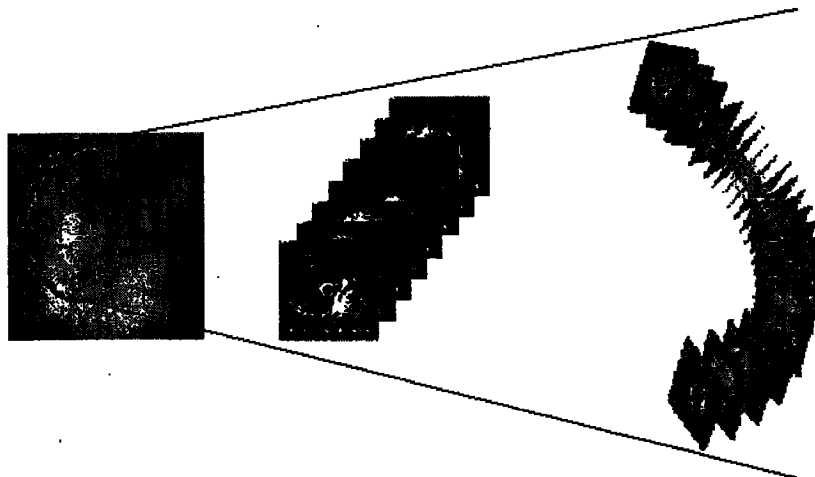


图 2

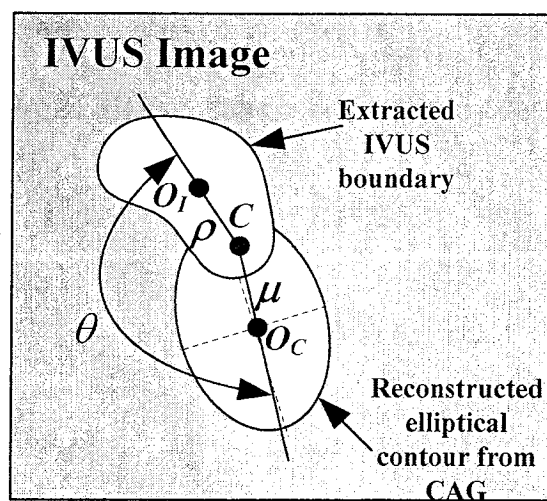


图 5

专利名称(译)	一种血管三维模型的重建方法		
公开(公告)号	CN101283929B	公开(公告)日	2010-06-16
申请号	CN200810055037.9	申请日	2008-06-05
[标]申请(专利权)人(译)	华北电力大学		
申请(专利权)人(译)	华北电力大学		
当前申请(专利权)人(译)	华北电力大学		
[标]发明人	孙正		
发明人	孙正		
IPC分类号	A61B19/00 A61B6/00 A61B8/00 G06T7/00 G06T15/00 A61B34/10		
其他公开文献	CN101283929A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种血管三维模型的重建方法，属医学检测技术领域，用于解决血管重建中的精度问题。其技术方案是：它将由IVUS图像序列获取的血管横截面信息和由基于X射线造影图像的三维重建获得的超声导管空间几何信息结合起来，准确重建出血管的解剖结构。与分别单独利用两种图像获得的重建结果相比较，本发明能够更全面和准确地反映血管及可能存在的斑块的真实形态，从而为冠心病及其它血管病变的临床诊治提供更为可靠的依据。

