



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101422352 B

(45) 授权公告日 2011. 07. 13

(21) 申请号 200810080002. 0

(22) 申请日 2008. 12. 10

(73) 专利权人 华北电力大学(保定)

地址 071003 河北省保定市永华北大街 619 号

(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 1/00(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

G06T 15/00(2006. 01)

审查员 黄曦

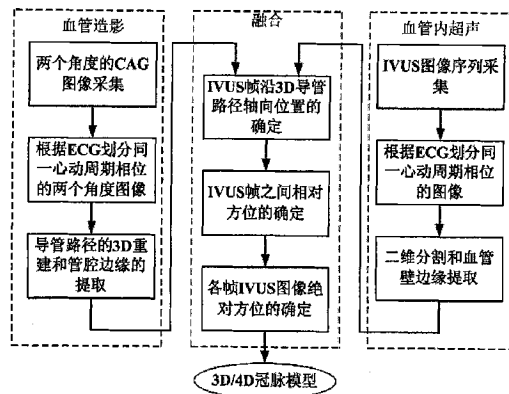
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 4 页

(54) 发明名称

一种交互式冠状动脉虚拟血管镜的实现方法

(57) 摘要

一种交互式冠状动脉虚拟血管镜的实现方法,属医学成像技术领域。目的是解决冠状动脉可视化诊治问题。技术方案是:它是通过将由近似正交的 X 射线冠状动脉造影图像获得的管腔三维几何形态信息与由血管内超声获得的管腔横截面数据相融合,得到血管的三维模型,然后运用虚拟现实建模语言交互地描述血管模型,实现内镜漫游模式的冠状动脉可视化。本发明实现了对三维血管模型的交互式访问和显示,为冠状动脉粥样硬化病变的发展、冠心病的可视化诊治、对介入治疗效果评价等的研究,以及医务人员的培训提供了一个理想的平台。



1. 一种交互式冠状动脉虚拟血管镜的实现方法,其特征是,它通过将由近似正交的 X 射线冠状动脉造影 CAG 图像获得的管腔三维几何形态信息与由血管内超声获得的管腔横截面数据相融合,得到血管的三维模型,然后运用虚拟现实建模语言 VRML 交互地描述血管模型,实现内镜漫游模式的冠状动脉可视化,具体步骤如下:

A、利用同时采集的血管内超声 IVUS 图像和 X 射线冠状动脉造影 CAG 图像建立血管的三维模型;

所述血管内超声 IVUS 图像是在将机械式超声导管探头置于感兴趣血管段的远端,匀速等距回撤导引钢丝的过程中,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到的等距的血管内超声 IVUS 图像序列,所述 X 射线冠状动脉造影 CAG 图像是利用 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 X 射线冠状动脉造影 CAG 图像;

所述建立血管三维模型的具体步骤如下:

a、根据两个成近似垂直角度的 X 射线冠状动脉造影 CAG 图像,重建出三维超声导管回撤路径;

b、从 X 射线冠状动脉造影 CAG 图像中重建出三维血管管腔;

将重建出的三维超声导管回撤路径向左右两个 X 射线冠状动脉造影 CAG 图像的成像平面反投影,得到对应的二维超声导管回撤路径,对于二维超声导管回撤路径上的每个点,通过在垂直于二维超声导管回撤路径的方向上,寻找灰度梯度的两个极大值,得到血管管腔左右边缘,然后在假设管腔的横截面是椭圆的前提下,完成整个三维血管管腔的重建,所述三维血管管腔用于后续确定各帧血管内超声 IVUS 图像的空间方向;

c、血管内超声 IVUS 图像序列中血管壁轮廓的提取:

在首帧血管内超声 IVUS 图像中手动选择血管壁内、外膜轮廓上的几个特征点,以连接这些特征点所形成的多边形作为初始位置,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,完成对连续多帧血管内超声 IVUS 图像的分割;

d、确定各帧血管内超声 IVUS 图像的轴向位置:

按照血管内超声 IVUS 图像的采集顺序和间距,沿重建出的三维超声导管回撤路径将各帧血管内超声 IVUS 图像顺序排列,确定出各帧血管内超声 IVUS 图像的轴向位置;

e、确定各帧血管内超声 IVUS 图像的空间方位:

在重建后的三维超声导管回撤路径上建立各帧血管内超声 IVUS 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 ,导管的位置位于血管内超声 IVUS 图像的中心;

将各帧血管内超声 IVUS 图像绕导管旋转至其正确的方向以确定血管内超声 IVUS 图像的空间方位:

用 ρ 表示血管壁轮廓的重心偏离导管位置的离心向量,把从 X 射线冠状动脉造影 CAG 图像重建出的血管管腔的椭圆轮廓投影到对应的血管内超声 IVUS 图像上,用 μ 来表示血管管腔椭圆轮廓中心线偏离导管位置的离心向量, ε 为向量 ρ 的模, θ 为 ρ 与 μ 的夹角,用统计优化方法确定血管内超声 IVUS 图像序列的空间方位,目的是使 θ 最小;

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 帧组成的血管内

超声 IVUS 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 $\sigma(\theta_m)$ 分别由下式计算:

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

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 $\bar{\theta}_{corr}$:

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

并将其应用到序列的所有血管内超声 IVUS 图像中,从而获得各帧血管内超声 IVUS 图像的空间方位;

f、利用基于 NURBS 曲面拟合的表面提取法完成血管表面的绘制;

B、运用虚拟现实建模语言 VRML 实现冠状动脉血管重建结果的内镜漫游模式的可视化:

具体步骤如下:

①漫游路径的计算:

根据三维超声导管回撤路径的重建结果,以沿导管的第 i 帧血管内超声 IVUS 图像采集点的坐标 P_i 为当前视点位置, P_{i+1} 为下一个视点位置,以 z 轴负半轴的方向矢量 $-\vec{z}_e = [0 \ 0 \ -1]$ 为初始视点方向,则在 VRML 中,当前视点的位置矢量为 $\vec{p}_i = [x_i \ y_i \ z_i]$, 旋转轴为当前视点方向为 $\vec{d}_i = \vec{p}_{i+1} - \vec{p}_i = [d_{xi} \ d_{yi} \ d_{zi}]$ 的单位矢量 $-\vec{z}_i = \vec{d}_i / \|\vec{d}_i\|$, 旋转轴为 $\vec{r}_i = \frac{-\vec{z}_e \times -\vec{z}_i}{\|-\vec{z}_e \times -\vec{z}_i\|}$, 旋转角为 $\varphi_i = \arccos(-\vec{z}_e \cdot -\vec{z}_i) = -(d_{zi} / \|\vec{d}_i\|)$;

②将血管内超声 IVUS 图像像素数据插入到虚拟场景中,并采用半透明的显示方式显示;

③开发交互式的用户图形接口。

2. 根据权利要求 1 所述交互式冠状动脉虚拟血管镜的实现方法,其特征是,所述三维超声导管回撤路径的重建方法是:首先建立 X 射线冠状动脉造影 CAG 图像系统在两个近似垂直角度的透视投影成像模型,再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,然后采用三维 snake 模型技术,snake 直接在空间中变形,完成三维超声导管回撤路径的重建。

3. 根据权利要求 2 所述交互式冠状动脉虚拟血管镜的实现方法,其特征是,所述 X 射线冠状动脉造影 CAG 图像的两个采集角度之间夹角的取值范围为 60° 至 120° ,且仅在三维超声导管回撤路径的起点拍摄一对造影图像。

一种交互式冠状动脉虚拟血管镜的实现方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于多成像方法融合的交互式冠状动脉虚拟血管镜的实现方法，属医学成像技术领域。

背景技术

[0002] 虚拟内窥镜技术 (Virtual Endoscope, VE) 是利用医学影像作为原始数据, 综合利用数字图像处理、计算机图形学、科学计算可视化、虚拟现实等技术, 重建三维图像, 形成虚拟人体组织; 然后把视点置入重建出的器官空腔内, 借助导航或漫游技术以及伪彩技术来逼真地模拟腔道内镜检查。

[0003] 目前临床普遍采用的冠状动脉介入影像手段是 X 射线冠状动脉造影 (CAG, Coronary Artery Angiography) 和血管内超声 (IVUS, Intravascular Ultrasound), 二者是同时进行的, 血管造影和血管内超声分别同步显示导管超声探头在管腔内的部位和相应血管壁的结构形态。CAG 和 IVUS 具有优势和不足互补的特点: CAG 反映血管腔被造影剂充填后的投影轮廓, 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, 但不能提供血管壁的结构信息和病变程度; IVUS 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。但是由于采用高频超声探头, 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和空间方向。

[0004] 此外介入成像检测还包括冠状动脉血管镜, 它是利用光纤技术的一种微小内窥镜成像技术。但该技术在临床上并未得到广泛接受, 原因包括: 只能提供管腔表面的形态学资料, 不能观察到管壁内的病变深部结构, 也不能进行狭窄程度和血流的定量分析; 不能用于显像主动脉-冠状动脉开口处的病变和前降支及回旋支近端的病变; 从侧孔进入的血流会使视野模糊; 导管缺乏可操纵性, 限制了显像范围; 检查过程中需要暂时堵塞血流, 会导致心肌缺血的发生等。

[0005] 目前, 无创性的心血管影像检查主要包括 CTA (CT Angiography) 和 MRCA (Magnetic Resonance Coronary Angiography)。但是心脏 CT 检查的主要局限性在于容易产生伪像, 影响图像质量。对于 MRCA, 由于冠脉血管本身较细、扭曲和结构较复杂, 且有心脏搏动和呼吸的影响, 冠脉周围脂肪组织和心肌组织等信号可影响其显像的结果。同时 MR 检查过程中虽然没有放射线, 相对安全, 但有噪音的影响, 一些金属植入物 (如人工金属瓣、心脏起搏器等) 的安全性也受到关注。总之, 由于成像原理所造成的不足和技术上的局限, 使得到目前为止 CTA 和 MRCA 一般仅可作为对心脏综合评价的一种选择方法, 或作为冠心病导管造影检查的筛查措施, 减少不必要的创伤性检查, 以及对心脏手术或介入治疗效果的无创性随访研究, 在对冠心病的临床诊治上并不能完全取代介入性的影像检查方法。

[0006] 综上所述, 介入性的 CAG 和 IVUS 仍然是临床诊治冠心病的主要影像方法, 而且二者具有优势与不足互补的特点。目前还没有一种基于 CAG 和 IVUS 图像融合的交互式冠状

动脉虚拟血管镜系统,能够实现内镜漫游模式的冠状动脉可视化。

发明内容

[0007] 本发明的目的是克服现有技术的不足、提供一种能够实现内镜漫游模式的冠状动脉可视化的交互式冠状动脉虚拟血管镜的实现方法。

[0008] 本发明所称问题是以下述技术方案实现的：

[0009] 一种交互式冠状动脉虚拟血管镜的实现方法,它是通过将由近似正交的 X 射线冠状动脉造影图像获得的管腔三维几何形态信息与由血管内超声获得的管腔横截面数据相融合,得到血管的三维模型,然后运用虚拟现实建模语言 (VRML) 交互地描述血管模型,实现内镜漫游模式的冠状动脉可视化,具体步骤如下：

[0010] A、同时采集感兴趣血管段的血管内超声 IVUS 和 X 射线冠状动脉造影 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,在匀速等距回撤导引钢丝的过程中,利用血管内超声成像仪以心电 ECG 门控的方式采集等距的 IVUS 图像序列,即以心电信号的 R 波作为触发,仅在每个心动周期内相同的心脏相位处采集图像,可解决冠状动脉 IVUS 图像序列中的运动伪影问题。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、利用采集的 IVUS 和 CAG 图像建立血管的三维模型；

[0013] C、运用虚拟现实建模语言实现冠状动脉血管重建结果的内镜漫游模式的可视化。

[0014] 上述交互式冠状动脉虚拟血管镜的实现方法,所述利用采集的 IVUS 和 CAG 图像建立血管的三维模型的具体步骤如下：

[0015] a、根据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；

[0016] b、从 CAG 图像中三维重建出血管管腔；

[0017] 将重建出的 3D 导管路径向左右两个 CAG 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,完成整个血管管腔的三维重建,该结果用于后续确定各帧超声图像的空间方向；

[0018] c、血管内超声图像序列中血管壁轮廓的提取：

[0019] 在首帧图像中手动选择血管壁内、外膜轮廓上的几个特征点,以连接这些点所形成的多边形作为初始位置,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,完成对连续多帧 IVUS 图像的分割；

[0020] d、确定各帧血管内超声图像的轴向位置：

[0021] 按照 IVUS 图像的采集顺序和间距,沿重建出的 3D 导管回撤路径将各帧 IVUS 图像顺序排列,确定出各帧图像的轴向位置；

[0022] e、确定各帧血管内超声图像的空间方位：

[0023] 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向量 t 、单位主法向量 n 和单位副法向量 b ,导管的位置位于 IVUS 图像的中心；

[0024] 将各帧超声图像绕导管旋转至其正确的方向以确定血管内超声图像的空间方

位：

[0025] 用 ρ 表示血管壁轮廓的重心偏离导管位置的离心向量,把从 CAG 图像重建出的血管管腔的椭圆轮廓投影到对应的超声图像上,用 μ 来表示血管管腔椭圆轮廓中心线偏离导管位置的离心向量, ε 为向量 ρ 的模, θ 为 ρ 与 μ 的夹角,用统计优化方法确定超声图像序列的空间方位,目的是使 θ 最小：

[0026] 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：

$$[0027] \quad \sum \varepsilon_m = \sum_{i=m}^{m+(w-1)} \varepsilon_i, \quad \bar{\theta}_m = \frac{1}{\sum \varepsilon_m} \sum_{i=m}^{m+(w-1)} \varepsilon_i \theta_i, \quad \sigma(\theta_m)^2 = \frac{1}{\sum \varepsilon_m} \sum_{i=m}^{m+(w-1)} \varepsilon_i (\theta_i - \bar{\theta}_m)^2$$

[0028] 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 $\bar{\theta}_{corr}$ ：

$$[0029] \quad \bar{\theta}_{corr} = \frac{1}{\sum r} \sum_{m=0}^{n_w-1} r_m \bar{\theta}_m, \quad \sum r = \sum_{k=0}^{n_w-1} r_k$$

[0030] 并将其应用到序列的所有图像中,从而获得各帧图像的空间方位；

[0031] f、利用基于 NURBS 曲面拟合的表面提取法完成血管管腔内外表面的绘制。

[0032] 上述交互式冠状动脉虚拟血管镜的实现方法,所述运用虚拟现实建模语言实现冠状动脉血管重建结果的内镜漫游模式的可视化的具体步骤如下：

[0033] ①漫游路径的计算：

[0034] 根据超声导管回撤路径的三维重建结果,以沿导管的第 i 帧 IVUS 图像采集点的坐标 P_i 为当前视点位置, P_{i+1} 为下一个视点位置,以 z 轴负半轴的方向矢量 $-\vec{z}_e = [0 \ 0 \ -1]$ 为初始视点方向,则在 VRML 中,当前视点的位置矢量为 $\vec{p}_i = [x_i \ y_i \ z_i]$,旋转轴为当前视点方

向为 $\vec{d}_i = \vec{p}_{i+1} - \vec{p}_i = [d_{xi} \ d_{yi} \ d_{zi}]$ 的单位矢量 $-\vec{z}_i = \vec{d}_i / \|\vec{d}_i\|$, 旋转轴为 $\vec{r}_i = \frac{-\vec{z}_e \times -\vec{z}_i}{\|-\vec{z}_e \times -\vec{z}_i\|}$, 旋转角为 $\varphi_i = \arccos(-\vec{z}_e \cdot -\vec{z}_i) = -(d_{zi} / \|\vec{d}_i\|)$

[0035] ②将 IVUS 像素数据插入到虚拟场景中,并采用半透明的显示方式显示；

[0036] ③开发交互式的用户图形接口。

[0037] 上述交互式冠状动脉虚拟血管镜的实现方法,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,再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,然后采用三维 snake 模型技术,snake 直接在空间中变形,完成导管回撤路径的三维重建；

[0038] 上述交互式冠状动脉虚拟血管镜的实现方法,所述冠状动脉造影图像的两个采集角度之间夹角的取值范围为 60° 至 120° ,且仅在超声导管回撤路径的起点拍摄一对造影图像。

[0039] 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,并运用虚拟现实建模语言实现内镜漫游模式的冠状动脉可视化。本发

明实现了对三维血管模型的交互式访问和显示,为冠状动脉粥样硬化病变的发展、冠心病的可视化诊治、对介入治疗效果评价等的研究,以及医务人员的培训提供了一个理想的平台。

附图说明

[0040] 下面结合附图对本发明作进一步详述。

[0041] 图 1 是根据本发明方法的三维重建血管的流程图；

[0042] 图 2 是根据本发明方法的 CAG 和 IVUS 图像采集示意图；

[0043] 图 3 是根据本发明方法的造影系统在两个角度的成像示意图；

[0044] 图 4 是根据本发明方法各帧超声图像相对方位的确定示意图；

[0045] 图 5 是根据本发明方法的超声图像偏心距离和偏心夹角示意图；

[0046] 图 6 是根据本发明方法的漫游视点位置的确定示意图；

[0047] 图 7 是根据本发明方法的漫游视点方向的确定示意图。

[0048] 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; C、超声图像中导管的位置,它也是超声图像的中心; O_c 、椭圆截面轮廓的中心(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_1 、从超声图像中提取出的管腔截面轮廓的重心; ρ 、 $\rho = O_1 - C$ 是超声轮廓的重心偏离导管的离心向量; μ 、 $\mu = O_c - C$ 是血管中心线偏离导管的离心向量; θ 、 ρ 与 μ 的夹角; P_i 、 P_{i+1} 、视点; \vec{p}_i 、位置矢量; \vec{r}_i 、旋转轴; Φ_i 、旋转角; $-\vec{z}_e$ 、z 轴负半轴的方向矢量; $-\vec{z}_i$ 、待求的视点方向; \vec{y}_e 、y 轴的单位矢量,也即 VRML 中默认的向上的方向; ε_i 、 \vec{y}_e 在 x-y 平面内的旋转角。

[0049] 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; ε 、向量 ρ 的模; w、移动窗口宽度; $\overline{\theta}_m$ 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; $\overline{\theta}_{\text{corr}}$ 、校正偏心角。

具体实施方式

[0050] 下面结合附图详细说明本发明的步骤:

[0051] (1) 图像采集:

[0052] 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。

[0053] 参看图 2, IVUS 和 CAG 成像是同时进行的。常规经右股动脉或上臂的肱动脉穿刺,行选择性冠脉造影。在 X 射线透视图像的指导下插入高频超声探头导管,至血管远端。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地回撤导管。当探头导管以 1800 转/分作 360° 旋转时连续获得 30 帧/秒的实时血管切面图像。采用临床常用的、让病人在导管回撤过程中屏住呼吸的方法,减小呼吸运动的影响。采用 ECG 门控的方式采集

超声图像,从而减小心脏运动的影响。

[0054] 仅在导管回撤路径的起点,采用 ECG 门控的方式,在相应的心脏相位处拍摄一对近似垂直角度的造影图像。由于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,因此可保证回撤路径的稳定。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。

[0055] (2) 造影图像中导管路径和管腔边缘的提取和三维重建:

[0056] 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,完成导管路径的三维重建。

[0057] snake 模型又称活动轮廓模型(active contour model),是由 Kass 等在 1987 年提出的一种变形模型技术(Kass M, Witkin A, Terzopoulos T. Snakes: active contour models. International Journal of Computer Vision, 1987, 1(4): 321-331),近年来在图像处理领域中应用十分广泛,完成图像分割、匹配和运动跟踪。

[0058] 具体实现方法为: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 3~4 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。

[0059] snake 模型的能量函数为:

$$[0060] \quad E = \int_0^1 [E_{\text{int}}(c(s)) + E_{\text{ext}}(c(s))] ds \quad (1)$$

[0061] 其中 $c(s) = (x(s), y(s), z(s))$, $s \in [0, 1]$ 是表示导管的三次 B 样条曲线。式(1)中内部能量 E_{int} 的表达式为:

$$[0062] \quad E_{\text{int}}(c(s)) = (\alpha |c'(s)|^2 + \beta |c''(s)|^2) / 2 \quad (2)$$

[0063] 其中 $c'(s)$ 和 $c''(s)$ 分别为 $c(s)$ 的一阶和二阶导数。内部能量保证曲线的连续和光滑。

[0064] 外部能量函数 E_{ext} 是保证 snake 收敛的外部力,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:

$$[0065] \quad E_{\text{ext}} = \gamma (I_L(u_1, v_1) + I_R(u_2, v_2)) + \lambda (|\nabla I_L(u_1, v_1)| + |\nabla I_R(u_2, v_2)|) \quad (3)$$

$$[0066] \quad = \gamma (I_L(F_L(c)) + I_R(F_R(c))) + \lambda (|\nabla I_L(F_L(c))| + |\nabla I_R(F_R(c))|)$$

[0067] 其中 $I_L(u_1, v_1)$ 和 $|\nabla I_L(u_1, v_1)|$ 分别是左投影点的灰度和灰度梯度值; $I_R(u_2, v_2)$ 和 $|\nabla I_R(u_2, v_2)|$ 分别是右投影点的灰度和灰度梯度。由于造影图像中,血管的灰度值比背景小,所以权重系数 γ 取正值。根据透视投影成像的几何关系和外极线约束关系,可推导出 u_1 、 v_1 、 u_2 和 v_2 都是空间点三维坐标 $c = (x_1, y_1, z_1)$ 的函数:

$$[0068] \quad [u_1 v_1]^T = F_L(c), [u_2 v_2]^T = F_R(c) \quad (4)$$

[0069] 之后,通过使式(1)的能量函数最小化,snake 曲线的最终位置就确定了导管的三维轴线。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。

[0070] 按照成像系统的几何变换矩阵,将重建出的 3D 导管路径向左右两个 CAG 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,该结果为后续确定各帧超声图像的空间方向所用。

[0071] (3) 血管内超声图像序列中血管壁轮廓的提取:

[0072] 本发明采用结合动态规划的 snake 模型完成对 IVUS 图像序列中血管壁内外膜轮廓的提取。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。

[0073] (4) IVUS 与 CAG 数据的融合:

[0074] 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。

[0075] (4.1) 超声图像三维轴向位置的确定:

[0076] 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各帧 IVUS 图像顺序排列,即可确定出各帧图像的轴向位置。

[0077] (4.2) 各帧超声图像空间方位的确定

[0078] 本发明利用一种非迭代的统计最优化方法来计算各帧超声图像的空间方位。首先在重建后的 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),坐标原点是 IVUS 图像中导管的位置。在完成导管路径的三维重建后,可得到其 3D 曲线方程 $c(s)$,根据微分几何的知识, t 、 n 和 b 可根据曲线方程计算如下:

$$[0079] \begin{cases} t = \frac{c'(s_0)}{|c'(s_0)|} \\ b = \frac{c'(s_0) \times c''(s_0)}{|c'(s_0) \times c''(s_0)|} \\ n = \frac{|c(s_0)|^2 c''(s_0) - c'(s_0)(c''(s_0) \cdot c'(s_0))}{\left| |c(s_0)|^2 c''(s_0) - c'(s_0)(c''(s_0) \cdot c'(s_0)) \right|} \end{cases} \quad (5)$$

[0080] 其中“ \times ”表示向量的叉乘;“ \cdot ”表示向量的点乘; $c'(s)$ 和 $c''(s)$ 分别为 $c(s)$ 的一阶和二阶导数。

[0081] 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。采用离心向量 ρ 表示轮廓的重心偏离导管位置的程度: $\rho = O_l - C$ 。

[0082] 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离心向量 μ 来表示血管中心线偏离导管位置的程度: $\mu = O_c - C$ 。

[0083] 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确定超声图像序列的绝对方位,目的是使椭圆轮廓和超声轮廓的离心向量

间的夹角 θ 最小。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 $\Sigma \varepsilon_m$ 、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:

$$[0084] \quad \Sigma \varepsilon_m = \sum_{i=m}^{m+(w-1)} \varepsilon_i, \quad \bar{\theta}_m = \frac{1}{\Sigma \varepsilon_m} \sum_{i=m}^{m+(w-1)} \varepsilon_i \theta_i, \quad \sigma(\theta_m)^2 = \frac{1}{\Sigma \varepsilon_m} \sum_{i=m}^{m+(w-1)} \varepsilon_i (\theta_i - \bar{\theta}_m)^2$$

[0085] 利用这些数值,在每一个窗口位置处,计算可靠性权重因子: $r_m = \Sigma \varepsilon_m / \sigma(\varepsilon_m)$ 。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 $\bar{\theta}_{corr}$:

$$[0086] \quad \bar{\theta}_{corr} = \frac{1}{\Sigma r} \sum_{m=0}^{n_w-1} r_m \bar{\theta}_m, \quad \Sigma r = \sum_{k=0}^{n_w-1} r_k$$

[0087] 并将其应用到序列的所有图像中,从而获得各帧图像的空间方位。

[0088] (5) 血管腔内外表面的拟合

[0089] 在对 IVUS 图像序列完成边缘提取并确定各帧的空间位置后,本发明采用 NURBS(非均匀有理 B 样条)曲面拟合沿三维回撤路径正确排列的各横截面上的采样点,得到连续的三维血管表面。

[0090] (6) 交互式冠状动脉虚拟内窥镜系统

[0091] 利用虚拟现实造型语言来显示内镜漫游模式的重建结果,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。

[0092] 包括漫游路径的计算、重建出的管腔内外表面的绘制、虚拟场景中 IVUS 图像数据的显示以及交互式的用户图形接口的开发。

[0093] (6.1) 漫游路径的计算

[0094] 漫游路径是在目标血管腔内的一系列视点组成的序列。对于每个视点,都需要确定其位置和方向,其中方向采用观察者所在局部坐标系绕任意轴的旋转表示。

[0095] 视点位置的确定:在 VRML 中,漫游路径上一点 P_i (即视点)的位置和方向用三元数 $(\vec{p}_i, \vec{r}_i, \varphi_i)$ 来表示,其中 \vec{p}_i 是位置矢量, \vec{r}_i 是旋转轴, φ_i 是旋转角(如附图 6 所示)。

[0096] 虚拟观察者在目标血管内的漫游既可沿 IVUS 导管的回撤路径进行,也可沿管腔中心线进行。故 $\vec{p}_i = [x_i \ y_i \ z_i]$ 可根据两者的三维重建结果直接得到:对于前者而言, \vec{p}_i 就是沿导管的第 i 帧 IVUS 图像采集点的坐标,也即该帧图像的中心坐标;对于后者, \vec{p}_i 就是从第 i 帧 IVUS 图像中分割出的管腔轮廓的重心坐标。由于导管的刚性和连续性都比计算出的管腔中心线要好,因此本发明采用第一种方法确定 \vec{p}_i ,从而得到更为连续光滑的动画效果。

[0097] 视点方向的确定:视点方向的初始值设定为沿 z 轴的负半轴,如附图 6 所示,其中 $-\vec{z}_e = [0 \ 0 \ -1]$ 表示 z 轴负半轴的方向矢量,也即初始视点方向。由于漫游是沿导管的回撤路径进行的,因此根据上述视点位置的确定方法,由当前视点 P_i 可知下一个视点 P_{i+1} 的位置矢量 $\vec{p}_{i+1} = [x_{i+1} \ y_{i+1} \ z_{i+1}]$,从而得到向量 $\vec{d}_i = \vec{p}_{i+1} - \vec{p}_i = [d_{xi} \ d_{yi} \ d_{zi}]$,其单位矢量即为待求的视点方向 $-\vec{z}_i = \vec{d}_i / \|\vec{d}_i\|$ 。 $-\vec{z}_e$ 与 $-\vec{z}_i$ 的叉积即为旋转轴:

$$[0098] \quad \vec{r}_i = \frac{-\vec{z}_e \times -\vec{z}_i}{\|-\vec{z}_e \times -\vec{z}_i\|} \quad (6)$$

[0099] 即 \vec{r}_i 垂直于 $-\vec{z}_e$ 与 $-\vec{z}_i$ 所决定的平面,如附图7所示,视点的初始方向 $-\vec{z}_e$ 绕旋转轴 \vec{r}_i 旋转 ϕ_i 角,即得到当前的视点方向 $-\vec{z}_i$,即由当前视点 P_i 指向下一个视点 P_{i+1} 的方向,旋转角为:

$$[0100] \quad \phi_i = \arccos(-\vec{z}_e \cdot -\vec{z}_i) = -(\vec{d}_{zi} / \|\vec{d}_i\|) \quad (7)$$

[0101] 由向量叉积的计算公式可知, \vec{r}_i 的 z 分量为0,表示 \vec{r}_i 在 $x-y$ 平面内,所以 \vec{r}_i 也可由 y 轴的单位矢量 \vec{y}_e 在 $x-y$ 平面内旋转 ε_i 得到:

$$[0102] \quad \vec{r}_i = \vec{y}_e R_z(\varepsilon_i) \quad (8)$$

[0103] 其中 $R_z(\varepsilon_i)$ 表示绕 z 轴的旋转矩阵, \vec{y}_e 是VRML中默认的向上的方向。

[0104] 在漫游路径的终点,即对于视点集合 $\{P_0, P_1, \dots, P_{n-1}\}$ 中的一点 P_i ,当 $i = n-1$ 时,由于不存在 P_{i+1} ,故不可用前述方法计算旋转轴和旋转角,此时: $\vec{r}_{n-1} = \vec{r}_{n-2}$, $\phi_{n-1} = \phi_{n-2}$ 。

[0105] (6.2)VRML中IVUS像素数据的显示

[0106] 本发明对虚拟场景中插入的IVUS像素数据采用半透明的显示方式,即一帧IVUS图像中各像素的透明度值不是同一个常数,而是取决于像素在图像中的位置和其灰度值。超声图像中除了血管壁和斑块以外,其它结构在虚拟内镜场景中都应该是不可见的,此时利用前面对超声图像的二维分割结果,将表示管腔和外膜以外回声信号的像素设置为全透明,允许漫游路径无阻挡地穿越这些区域。而对于管壁和斑块这些感兴趣区域,其透明度值取决于像素的灰度值,例如,亮回声信号表示可能存在的斑块,因此其不透明度值应设置为较高的数值;图像中的暗区可能表示其它血管的管腔或者没有产生回声的其它结构,其不透明度值应设为较低的数值。

[0107] (6.3)交互式的用户图形接口

[0108] 本发明在VRML环境中设计开发出一个简明清晰、方便灵活的用户控制面板,使其能够完成以下功能:①用户可随时开启和关闭控制面板,并且开启时,以尽量不遮挡目标场景为原则。②虚拟观察者沿漫游路径前进时,在某个视点处,用户可在不同的显示模式之间进行切换,例如:按照正确的方向和位置显示在该点获取的IVUS图像;或者仅显示该点处的管腔表面(可同时开启或关闭半透明的IVUS帧);或者显示完成了彩色编码的管腔表面,其中彩色编码表示量化测量结果等。同时,用户可以随时进入或退出虚拟内镜的观察模式,显示重建后血管段的整体外观,或者长轴纵切面图像。③可调整漫游的速度和方向,虚拟观察者可在管腔内的任意位置停留。

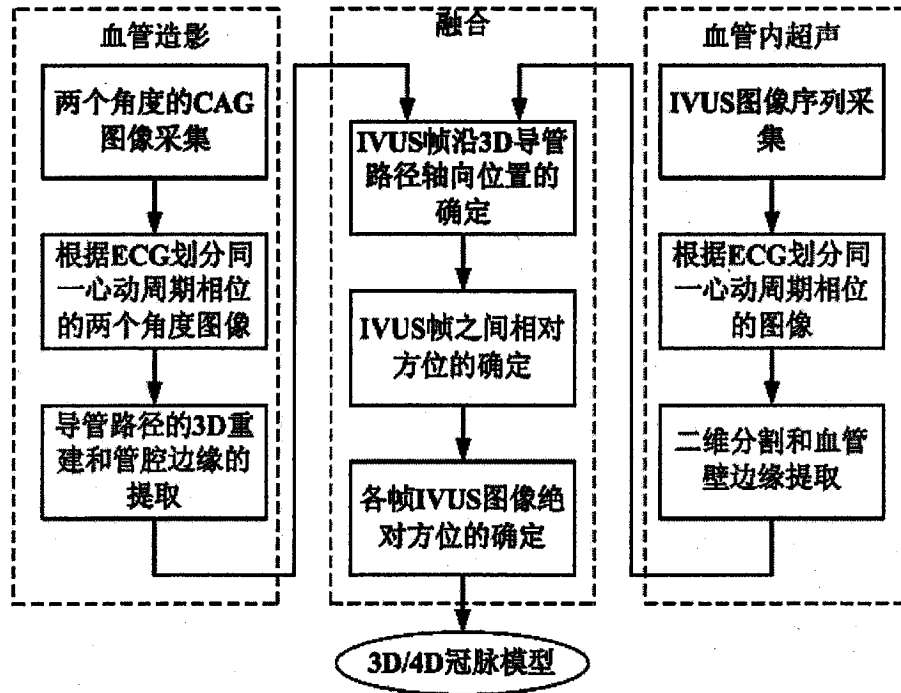


图 1

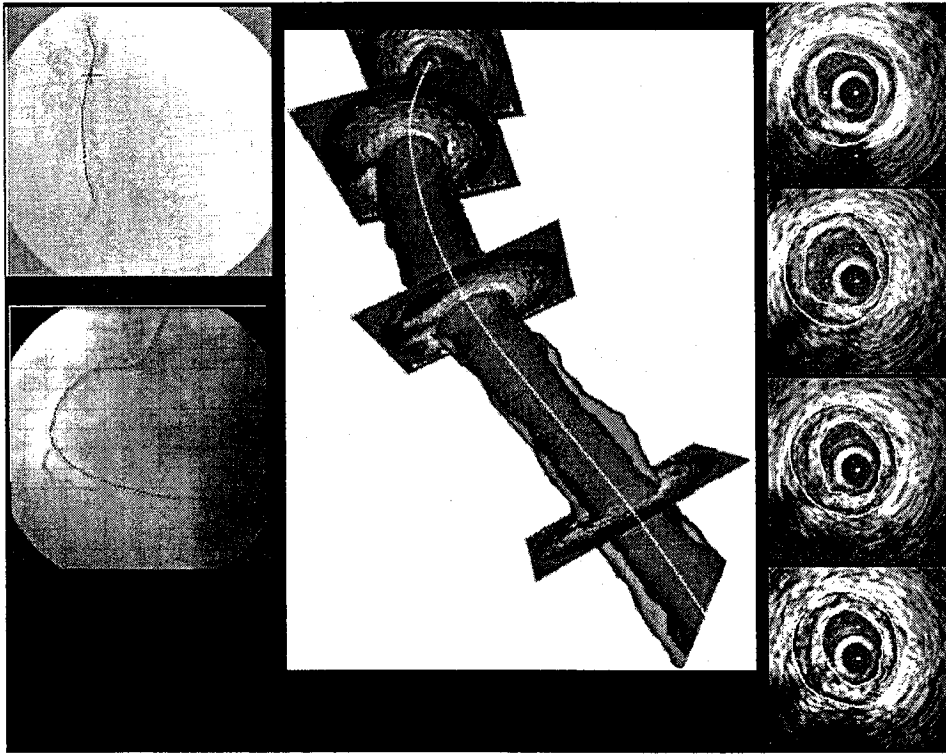


图 2

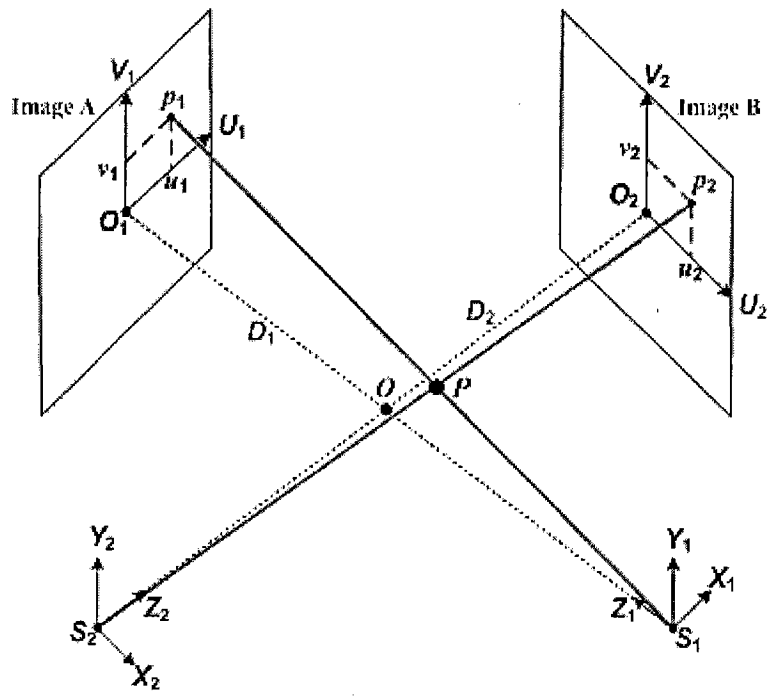


图 3

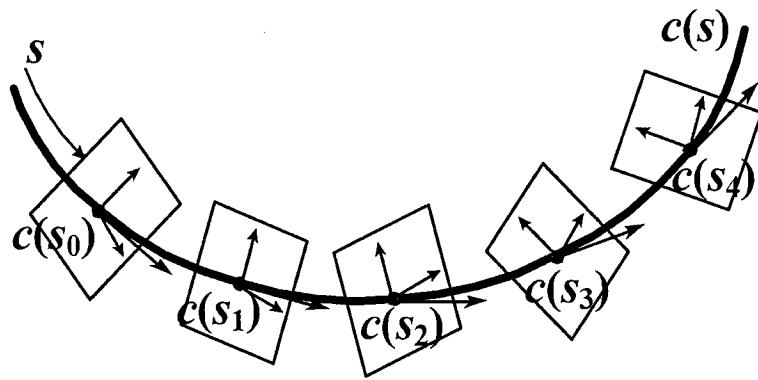


图 4

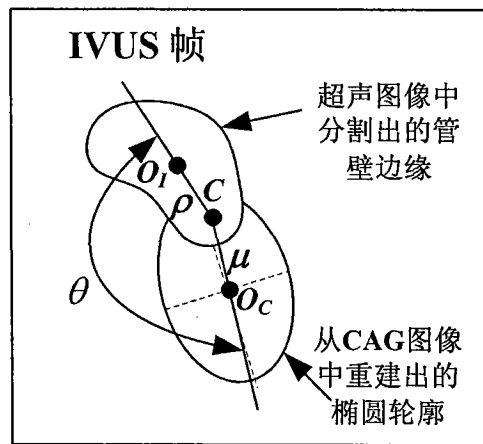


图 5

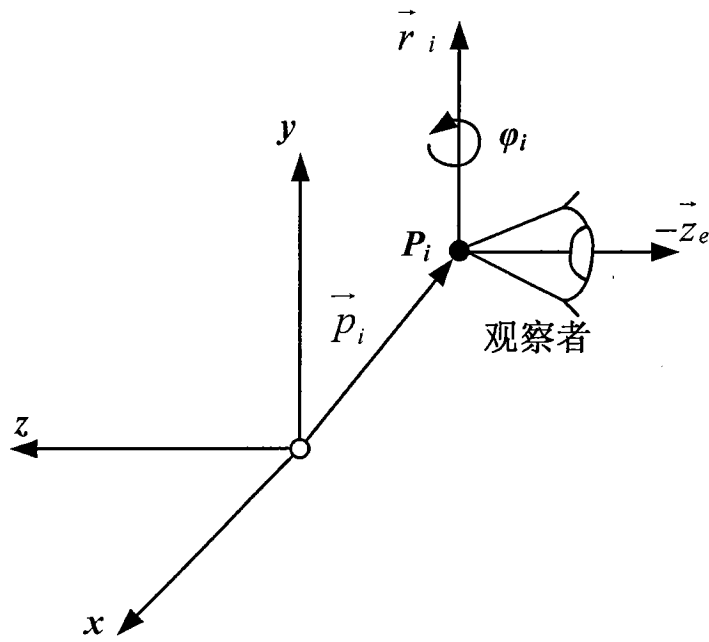


图 6

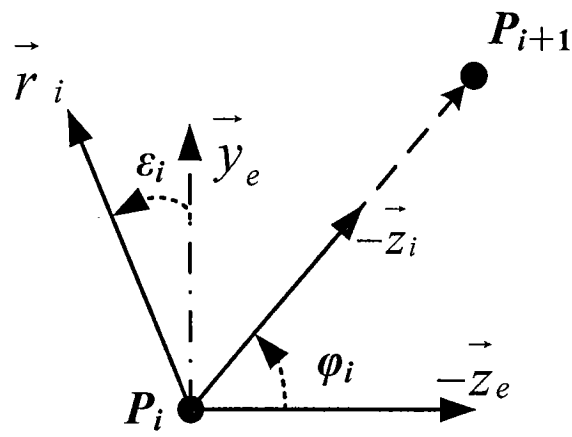


图 7

专利名称(译)	一种交互式冠状动脉虚拟血管镜的实现方法		
公开(公告)号	CN101422352B	公开(公告)日	2011-07-13
申请号	CN200810080002.0	申请日	2008-12-10
[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(保定)		
当前申请(专利权)人(译)	华北电力大学(保定)		
[标]发明人	孙正		
发明人	孙正		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/00 G06T15/00		
审查员(译)	黄曦		
其他公开文献	CN101422352A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种交互式冠状动脉虚拟血管镜的实现方法，属医学成像技术领域。目的是解决冠状动脉可视化诊治问题。技术方案是：它是通过将由近似正交的X射线冠状动脉造影图像获得的管腔三维几何形态信息与由血管内超声获得的管腔横截面数据相融合，得到血管的三维模型，然后运用虚拟现实建模语言交互地描述血管模型，实现内镜漫游模式的冠状动脉可视化。本发明实现了对三维血管模型的交互式访问和显示，为冠状动脉粥样硬化病变的发展、冠心病的可视化诊治、对介入治疗效果评价等的研究，以及医务人员的培训提供了一个理想的平台。

