



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107019513 A

(43)申请公布日 2017.08.08

(21)申请号 201710353472.9

(22)申请日 2017.05.18

(71)申请人 山东大学齐鲁医院

地址 250012 山东省济南市历下区文化西路107号

申请人 山东大学

(72)发明人 张鹏飞 苏海军 冯建钦 丁毅寿
张昱昕

(74)专利代理机构 济南金迪知识产权代理有限公司 37219

代理人 杨树云

(51)Int.Cl.

A61B 5/06(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

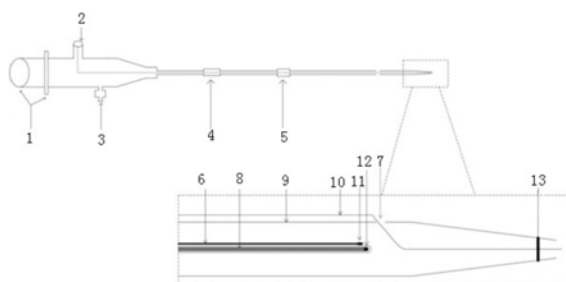
权利要求书3页 说明书9页 附图6页

(54)发明名称

基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统及其工作方法

(57)摘要

本发明涉及基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统及其工作方法,包括电磁定位追踪模块、复合血管内成像导管模块、定位信息处理与复合图像呈递模块,复合血管内成像导管模块用于获取血管内图像,电磁定位追踪模块用于获取复合血管内成像导管模块在血管内的运动轨迹,并传输至定位信息处理与复合图像呈递模块,进行血管内图像与定位信息的校正融合,在虚拟内窥环境下呈递血管空间信息。为血管病变的诊治提供更为精准的依据。



1. 基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统, 其特征在于, 包括电磁定位追踪模块、复合血管内成像导管模块、定位信息处理与复合图像呈递模块, 所述电磁定位追踪模块、复合血管内成像导管模块分别连接所述定位信息处理与复合图像呈递模块;

所述复合血管内成像导管模块用于获取血管内图像, 所述电磁定位追踪模块用于获取所述复合血管内成像导管模块在血管内的运动轨迹, 并传输至所述定位信息处理与复合图像呈递模块, 进行血管内图像与定位信息的校正融合, 在虚拟内窥环境下呈递血管空间信息。

2. 根据权利要求1所述的基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统, 其特征在于, 所述复合血管内成像导管模块包括传感器线圈单元、血管内成像探头单元、步进电机单元, 所述传感器线圈单元、所述血管内成像探头单元并联, 在所述步进电机单元的驱动下使得所述传感器线圈单元、所述血管内成像探头单元同步进退;

所述血管内成像探头单元为血管内成像导管, 所述血管内成像导管顶端设有血管内成像探头;

所述传感器线圈单元用于获取5个自由度的位置信息, 包括表征所述血管内成像探头三维空间绝对坐标 $A=(x, y, z)$ 、成像面的旋转四元数 $Q=(w, a, b, c)$, $c=0$, w, a, b 表示成像面2个自由度的旋转信息, 即左、右偏转和上、下俯仰; 成像面即获取的血管内图像所在平面;

所述血管内成像探头单元用于获取血管内图像。

3. 根据权利要求2所述的基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统, 其特征在于, 所述传感器线圈单元、所述血管内成像探头单元平行隔离设置。

4. 根据权利要求2或3所述的基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统, 其特征在于, 所述传感器线圈单元为传感器线圈, 所述传感器线圈尾端连接绝缘导线一端, 所述绝缘导线另一端穿出传感器绝缘导线穿出口连接所述电磁定位追踪模块, 薄壁软管封装所述传感器线圈、所述绝缘导线;

所述血管内成像探头单元外封装有封装管;

所述传感器线圈、所述绝缘导线、所述血管内成像导管外部封装有外封装管;

在外封装管内所述薄壁软管粘贴所述封装管, 使所述薄壁软管与所述封装管的平行隔离。

5. 根据权利要求4所述的基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统, 其特征在于, 所述传感器线圈顶端与所述血管内成像探头的纵向距离 s 的取值范围为 $0\text{mm}<s<0.3\text{mm}$, 所述传感器线圈的直径为 $0.1\text{--}0.3\text{mm}$, 所述传感器线圈的长度为 $5\text{--}15\text{mm}$; 所述绝缘导线的外径为 $0.05\text{--}0.1\text{mm}$;

进一步优选的, 所述传感器线圈顶端与所述血管内成像探头的纵向距离为 0.1mm ; 所述传感器线圈的直径为 0.2mm , 所述传感器线圈的长度为 10mm ; 所述绝缘导线的外径为 0.08mm 。

6. 根据权利要求2所述的基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统, 其特征在于, 所述血管内成像探头单元为声学、光学、光声学模态以及该三种模态组合的多模态血管内成像导管。

7. 根据权利要求4所述的基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统, 其特

征在于,所述电磁定位追踪模块包括磁场发射接收单元、传感器接口单元、系统控制单元和数据输入单元,所述磁场发射接收单元、所述传感器接口单元、所述数据输入单元分别连接所述系统控制单元;所述绝缘导线另一端穿出传感器绝缘导线穿出口连接所述传感器接口单元;

当所述传感器线圈单元进入所述磁场发射接收单元发射的磁场范围时,实时接收所述传感器线圈单元输出的对应其在空间坐标系下的5个自由度的位置信息,并传输至所述数据输入单元;实时接收所述血管内成像探头单元获取的图像,并传输至所述数据输入单元。

8. 根据权利要求2所述的基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统,其特征在于,所述定位信息处理与复合图像呈递模块包括定位信息处理单元、呈递单元,定位信息处理单元接收传感器线圈单元输出的对应其在空间坐标系下的5个自由度的位置信息,所述呈递单元接收所述血管内成像探头单元获取的图像,进行斑块和感兴趣分割,与血管三维曲线融合,显示虚拟内窥环境。

9. 权利要求2所述的基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统的工作方法,其特征在于,包括:

(1) 连续回撤成像并实时采集数据:由所述步进电机单元带动所述传感器线圈单元、血管内成像探头单元按照预设的速度连续或定点回撤,与此同时,所述复合血管内成像导管模块实时获取血管内图像,所述电磁定位追踪模块实时采集所述复合血管内成像导管模块在血管内的空间的定位信息,并将实时采集的数据传输至所述定位信息处理与复合图像呈递模块;定位信息包括表征所述血管内成像探头单元的三维空间绝对坐标 A 、成像面的旋转四元数 Q ;

(2) 定位信息与血管内图像预处理:所述定位信息处理与复合图像呈递模块对步骤(1)接收的定位信息依次进行降噪处理、偏移校正,获得所述血管内成像探头单元的三维空间绝对坐标 A_n 、所述成像面旋转四元数 Q_n , n 为整数, $0 < n \leq N$, N 为成像面的总数;人机交互对血管内图像依次进行血管边界分割、斑块边界分割和感兴趣区的划分,获得所述血管内成像探头相对于所在图像的局部像素坐标 A'_n ,所标记感兴趣点局部像素坐标 B'_{nm} , m 为整数, $0 < m \leq M_n$, M_n 为第 n 个成像面上所标记的感兴趣点总数;读取血管内图像单位像素距离转化系数 $k=0.0175\text{mm}$;

(3) 真实血管空间形态三维重建:根据经过步骤(2)处理得到的所述血管内成像探头单元的空间定位信息,生成成像面的血管内成像探头的三维空间轨迹;利用步骤(2)读取的所述血管内图像单位像素距离转化系数 k 和所述血管内成像探头相对于所在图像的局部像素坐标 A'_n ,将各感兴趣点的局部像素坐标转化为相对于所述血管内成像探头局部空间坐标;利用所接收的成像面旋转四元数 Q_n ,依次进行成像面的旋转变换,经各感兴趣点的空间绝对坐标融合,获得真实血管空间形态和感兴趣区域的真实空间构型;

(4) 基于真实空间形态呈递虚拟内窥环境:利用虚拟内窥环境,采用自动导航和交互式导航两种方式呈递观察分割的血管边界、斑块及感兴趣区,进行参数测量和计算,包括基于真实血管三维形态的任意感兴趣区长度、面积及体积。

10. 根据权利要求9所述的基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统的工作方法,其特征在于,所述步骤(3),真实血管空间形态三维重建,包括步骤如下:

A、根据经过步骤(2)处理得到的所述血管内成像探头单元的空间定位信息 A_n ,生成成像

面的血管内成像探头的三维空间轨迹;

B、利用所述复合血管内成像导管模块呈递的像素距离转化系数 k 和步骤(2)所定位的成像探头局部像素坐标 A'_n ,将所标记感兴趣点的局部像素坐标 B'_{nm} 转化为相对于成像探头的局部空间坐标 $k(B'_{nm}-A'_n)$;

C、利用步骤(2)处理后得到的表征所述血管内成像探头单元旋转信息的四元数 Q_n ,分别计算成像面旋转矩阵 M_n ;经旋转变换和平移变换,将步骤B所述的相对于成像探头的局部坐标 $k(B'_{nm}-A'_n)$ 转化为空间绝对坐标 B_{nm} ,转化公式为 $B_{nm}=A_n+kM_n(B'_{nm}-A'_n)$;

D、利用所述定位信息处理与复合图像呈递模块,将步骤C获取的各感兴趣点空间绝对坐标 B_{nm} 融合,经插值处理后获得真实血管空间形态和感兴趣区域的真实空间构型。

基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统及其工作方法

技术领域

[0001] 本发明涉及基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统及其工作方法，属于血管内介入成像和诊断技术领域。

背景技术

[0002] 根据我国2008年中国卫生事业发展情况统计公报显示，心血管疾病同样是我国城乡居民第一位死亡原因，平均每10秒死亡1人，这一死亡速度是美国人心血管病死亡速度的3倍（每34秒死亡1人）！心血管疾病的高发病率和死亡率，已成为制约我国社会和经济发展的的重要因素。近年研究发现，在大多数急性心脑血管事件患者中，动脉粥样硬化（AS）斑块破裂和血栓形成是主要的发病机制。AS斑块是发生于动脉管壁的病变，斑块从稳定变为不稳定的过程涉及到炎症、凝血等多个环节，单纯显示动脉管腔的诊断技术已不能满足临床的需要。

[0003] 血管内成像技术弥补了传统的冠状动脉造影单纯显示管腔的不足，根据成像源（声学、光学、光声）模态的不同，其可显示管壁内的斑块形态、负荷程度乃至斑块的组成。但由于二维血管横截面图像仅能提供局限部位血管病变信息，血管内成像的图像三维重建和可视化已成为目前的研究热点。

[0004] 目前，血管内成像系统虽可借助系统配备的回撤装置实现对一段血管的观察，但其三维重建和可视化是把一系列的图像按采集顺序叠加起来形成一个直管模型的血管段。这种方法没有考虑在图像获取过程中血管自身的弯曲形态。另一种方法为利用多角度CAG提取血管骨架并顺序叠加血管内成像的图像，但基于多角度CAG图像的重建，一般假设管腔横截面为椭圆，事实上，狭窄的动脉管腔形状复杂多样，狭窄多呈偏心型和不规则型，影响DSA图像与血管内成像图像的配准。且这些重建方法忽略了导管回撤过程中的离平面运动造成图像法平面的翘曲，影响重建后图像显示，尤其是虚拟内窥环境的呈递。

[0005] 中国专利文献CN103284760A公开了一种基于导管路径的扩展超声血管成像方法及装置，包括一台三维超声仪，一套电磁定位设备，一条介入导管和计算机，三维超声仪通过超声探头扫描血管获取三维图像，电磁定位设备包括一个磁场发生器和两个6自由度定位传感器，磁场发生器定义空间坐标系，一个6自由度定位传感器安装在超声探头上获得超声图像的空间坐标，另一个6自由度定位传感器嵌入在导管前端不可弯曲部分获得导管前端的坐标，三维超声仪与电磁定位装置均与计算机相连接，将获得的三维超声图像与导管路径通过计算机重建在同一坐标系下。但是，该专利存在以下缺陷：该专利所述方法利用的体表三维超声仪，仅能获取浅表器官的图像，无法实现深部血管，如冠状动脉、颅内血管的成像，且不能提供内窥式图像；并且，成像时需要借助CT或MRI、介入导管首先获取血管骨架，再进行超声成像，最后实现图像匹配的多步骤、多模态成像。该专利实际操作需要分开进行，即术前利用体表超声进行三维重建，术中利用介入导管获得路径并匹配，操作复杂。

[0006] 中国专利文献CN104161548A公开了一种治疗动脉闭塞病变的器具,包括血管超声导管、治疗微导管和治疗导丝;血管超声导管与治疗微导管并联为一体;治疗导丝一部分位于治疗微导管内,另一部分从侧壁出口穿出治疗微导管。该专利采用了血管内超声导管和治疗微导管并联一体的双腔结构,提高对导引导丝进入血管真腔的成功率,并利用治疗导丝对血栓进行抽吸,目的在于对于闭塞性病变(CTO)进行开通治疗,其导管的操作为人工调整行进方向。

发明内容

[0007] 针对现有技术的不足,本发明提供了基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统;本发明能够提供成像导管5个自由度的空间运动信息,并与血管内图像匹配,为血管病变的诊治提供更为精准的依据。

[0008] 本发明还提供了上述血管内虚拟内窥镜成像系统的工作方法;利用该方法,可以获得准确的血管内成像序列图像的空间配准重建和虚拟内窥环境的呈递。

[0009] 本发明的技术方案为:

[0010] 基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统,包括电磁定位追踪模块、复合血管内成像导管模块、定位信息处理与复合图像呈递模块,所述电磁定位追踪模块、复合血管内成像导管模块分别连接所述定位信息处理与复合图像呈递模块;

[0011] 所述复合血管内成像导管模块用于获取血管内图像,所述电磁定位追踪模块用于获取所述复合血管内成像导管模块在血管内的运动轨迹,并传输至所述定位信息处理与复合图像呈递模块,进行血管内图像与定位信息的校正融合,在虚拟内窥环境下呈递血管空间信息。为血管病变的诊治提供更为精准的依据。

[0012] 所述复合血管内成像导管模块包括传感器线圈单元、血管内成像探头单元、步进电机单元,所述传感器线圈单元、所述血管内成像探头单元并联,在所述步进电机单元的驱动下使得所述传感器线圈单元、所述血管内成像探头单元同步进退;实现导管抗折、柔顺性和在血管内的推送性;

[0013] 所述血管内成像探头单元为血管内成像导管,所述血管内成像导管顶端设有血管内成像探头;

[0014] 所述传感器线圈单元用于获取5个自由度的位置信息,包括表征所述血管内成像探头三维空间绝对坐标 $A=(x,y,z)$ 、成像面的旋转四元数 $Q=(w,a,b,c)$, $c=0$, w,a,b 表示成像面2个自由度的旋转信息,即左、右偏转和上、下俯仰;成像面即获取的血管内图像所在平面;

[0015] 所述血管内成像探头单元用于获取血管内图像。

[0016] 根据本发明优选的,所述传感器线圈单元、所述血管内成像探头单元平行隔离设置。以保障血管内成像探头单元的正常工作。

[0017] 根据本发明优选的,所述传感器线圈单元为传感器线圈,所述传感器线圈尾端连接绝缘导线一端,所述绝缘导线另一端穿出传感器绝缘导线穿出口连接所述电磁定位追踪模块,薄壁软管封装所述传感器线圈、所述绝缘导线;

[0018] 所述血管内成像探头单元外封装有封装管;

[0019] 所述传感器线圈、所述绝缘导线、所述血管内成像导管外部封装有外封装管;

[0020] 在外封装管内所述薄壁软管粘贴所述封装管,使所述薄壁软管与所述封装管的平行隔离。

[0021] 依靠薄壁软管与封装管间牢固的粘贴,使传感器线圈单元与血管内成像探头单元成为一整体,同步前进与后退,并具有相同的翘曲、左右和上下运动。

[0022] 所述外封装管由两段组成,近头端的一段柔软,具有抗折性,并有亲水涂层,适于血管腔内操作,近尾端一段较短,刚性较大,没有亲水涂层,充分保护其内部的绝缘导线。所述外封装管两段内部均有亲水涂层,便于所述传感器线圈、所述血管内成像导管、所述绝缘导线在其腔内前后运动,所述血管内成像导管尾端穿过复合导管接口单元后连接血管内成像设备。

[0023] 步进电机单元用于带动传感器线圈、绝缘导线与血管内成像导管的整体回撤、复位,所述步进电机单元包括步进电机、轨道滑槽、卡口支架,外封装管尾端处有一环形膨出,卡口支架前端中部为一凹槽,用于容纳环形膨出,使外封装管固定,由于步进电机与复合导管接口单元相连,故而可拉动传感器线圈单元、血管内成像探头单元,依靠二者间的偶联使二者在外封装管内运动。

[0024] 根据本发明优选的,所述传感器线圈顶端与所述血管内成像探头的纵向距离 s 的取值范围为 $0\text{mm} < s < 0.3\text{mm}$,所述传感器线圈的直径为 $0.1\text{--}0.3\text{mm}$,所述传感器线圈的长度为 $5\text{--}15\text{mm}$;所述绝缘导线的外径为 $0.05\text{--}0.1\text{mm}$;

[0025] 进一步优选的,所述传感器线圈顶端与所述血管内成像探头的纵向距离为 0.1mm ;所述传感器线圈的直径为 0.2mm ,所述传感器线圈的长度为 10mm ;所述绝缘导线的外径为 0.08mm 。

[0026] 作为血管内应用的器械,直径越小越好,这取决于传感器线圈和血管内成像导管的直径。传感器线圈过长会影响线圈的柔韧性、封装的可操作性、增加成本,过短会影响定位精度,传感器线圈的长度为 $5\text{--}15\text{mm}$ 在保证线圈的柔韧性、可操作性基础上保证了定位精度,取值为 10mm 时各项指标最优,是在保证测试定位精度最优的前提下保留的最小尺寸。

[0027] 传感器线圈顶端与血管内成像探头的纵向距离的选择是校正所成图像的坐标必须的参数,该距离如果是零,即线圈与探头在一个平面上,会干扰成像,造成图像的部分缺失;如果该距离过大,则难以保证线圈所处位置与探头所处位置的一致性,无法通过线圈提供的信息校正探头所成图像的坐标。经仿真测算,选取 0.1mm 时,效果最优。

[0028] 根据本发明优选的,所述血管内成像探头单元为声学、光学、光声学模态以及该三种模态组合的多模态血管内成像导管。例如血管内超声、光学干涉断层显像、光声成像、近红外成像等。

[0029] 根据本发明优选的,所述电磁定位追踪模块包括磁场发射接收单元(型号:Aurora Field Generator)、传感器接口单元(型号:Aurora Sensor Interface Unit)、系统控制单元和数据输入单元(型号:Aurora System Control Unit),所述磁场发射接收单元、所述传感器接口单元、所述数据输入单元分别连接所述系统控制单元;所述绝缘导线另一端穿出传感器绝缘导线穿出口连接所述传感器接口单元;

[0030] 当所述传感器线圈单元进入所述磁场发射接收单元发射的磁场范围时,实时接收所述传感器线圈单元输出的对应其在空间坐标系下的5个自由度的位置信息,并传输至所述数据输入单元;实时接收所述血管内成像探头单元获取的图像,并传输至所述数据输入

单元。

[0031] 所述磁场发射接收单元的磁场空间为边长为50cm的正方体,位置精度不低于0.25mm,每秒生成40个位置数据。

[0032] 根据本发明优选的,所述定位信息处理与复合图像呈递模块包括定位信息处理单元、呈递单元,定位信息处理单元接收传感器线圈单元输出的对应其在空间坐标系下的5个自由度的位置信息,所述呈递单元接收所述血管内成像探头单元获取的图像,进行斑块和感兴趣分割,与血管三维曲线融合,显示虚拟内窥环境。

[0033] 上述基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统的工作方法,包括:

[0034] (1) 连续回撤成像并实时采集数据:由所述步进电机单元带动所述传感器线圈单元、血管内成像探头单元按照预设的速度连续或定点回撤,与此同时,所述复合血管内成像导管模块实时获取血管内图像,所述电磁定位追踪模块实时采集所述复合血管内成像导管模块在血管内的空间的定位信息,并将实时采集的数据传输至所述定位信息处理与复合图像呈递模块;定位信息包括表征所述血管内成像探头单元的三维空间绝对坐标A、成像面的旋转四元数Q;

[0035] (2) 定位信息与血管内图像预处理:所述定位信息处理与复合图像呈递模块对步骤(1)接收的定位信息依次进行降噪处理、偏移校正,获得所述血管内成像探头单元的三维空间绝对坐标 A_n 、所述成像面旋转四元数 Q_n , n 为整数, $0 < n \leq N$, N 为成像面的总数;人机交互对血管内图像依次进行血管边界分割、斑块边界分割和感兴趣区的划分,获得所述血管内成像探头相对于所在图像的局部像素坐标 A'_n ,所标记感兴趣点局部像素坐标 B'_{nm} , m 为整数, $0 < m \leq M_n$, M_n 为第 n 个成像面上所标记的感兴趣点总数;读取所述血管内图像单位像素距离转化系数 $k=0.0175\text{mm};$;

[0036] (3) 真实血管空间形态三维重建:根据经过步骤(2)处理得到的所述血管内成像探头单元的空间定位信息,生成成像面的血管内成像探头的三维空间轨迹;利用步骤(2)读取的所述血管内图像单位像素距离转化系数 k 和所述血管内成像探头相对于所在图像的局部像素坐标 A'_n ,将各感兴趣点的局部像素坐标转化为相对于所述血管内成像探头局部空间坐标;利用所接收的成像面旋转四元数 Q_n ,依次进行成像面的旋转变换,经各感兴趣点的空间绝对坐标融合,获得真实血管空间形态和感兴趣区域的真实空间构型;

[0037] (4) 基于真实空间形态呈递虚拟内窥环境:利用虚拟内窥环境,采用自动导航和交互式导航两种方式呈递观察分割的血管边界、斑块及感兴趣区,进行参数测量和计算,包括基于真实血管三维形态的任意感兴趣区长度、面积及体积。例如,斑块厚度、斑块长度、斑块面积、斑块体积、管腔面积、管腔体积、内弹力膜面积、内弹力膜体积。

[0038] 根据本发明优选的,所述步骤(3),真实血管空间形态三维重建,包括步骤如下:

[0039] A、根据经过步骤(2)处理得到的所述血管内成像探头单元的空间定位信息 A_n ,生成成像面的血管内成像探头的三维空间轨迹;

[0040] B、利用所述复合血管内成像导管模块呈递的像素距离转化系数 k 和步骤(2)所定位的成像探头局部像素坐标 A'_n ,将所标记感兴趣点的局部像素坐标 B'_{nm} 转化为相对于成像探头的局部空间坐标 $k(B'_{nm}-A'_n)$;

[0041] C、利用步骤(2)处理后得到的表征所述血管内成像探头单元旋转信息的四元数 Q_n ,分别计算成像面旋转矩阵 M_n ;经旋转变换和平移变换,将步骤B所述的相对于成像探头的

局部坐标 $k(B'_{nm}-A_n')$ 转化为空间绝对坐标 B_{nm} ,转化公式为 $B_{nm}=A_n+kM_n(B'_{nm}-A_n')$;

[0042] D、利用所述定位信息处理与复合图像呈递模块,将步骤C获取的各感兴趣点空间绝对坐标 B_{nm} 融合,经插值处理后获得真实血管空间形态和感兴趣区域的真实空间构型。

[0043] 根据本发明优选的,所述步骤(4),利用虚拟内窥环境,采用自动导航和交互式导航两种方式呈递观察分割的血管边界、斑块及感兴趣区,进行参数测量和计算,包括步骤如下:

[0044] a、采用不同光照方式、材质和分层透明化技术,利用面绘制方法绘制步骤(3)所分割的血管边界、斑块及感兴趣区;

[0045] b、利用步骤(3)所获得的成像面的血管内成像探头的三维空间绝对坐标 A_n 生成虚拟内窥自动漫游路径,通过设定不同的步进速度和观察视角,以动画录像方式自动漫游血管内部三维结构,快速发现异常部位;

[0046] c、利用鼠标和键盘控制虚拟摄像机漫游路径和观察视角,采用交互导航方式近距离观察感兴趣区;

[0047] d、同步显示漫游路径概览图,实时定位虚拟摄像机观察位置和方向;

[0048] e、利用三个轴向的正交切面实现鼠标三维点坐标拾取,进行参数测量和计算。

[0049] 本发明的有益效果为:

[0050] 1、本发明将传感器线圈单元与血管内成像探头单元并联为一体,传感器线圈单元经绝缘、固定和封装与血管内成像探头单元偶联,形成二者共进退的导管结构,其目的在于形成真实空间形态的三维血管信息重建。

[0051] 2、本发明的电磁定位精度高,且具有5个自由度,解决了因导管位置移动造成的离平面(out-of-plane)伪像和导管回撤过程中的离平面运动造成图像法平面的翘曲。

[0052] 3、本发明的复合血管内成像探头尺寸微型化,可血管腔内使用;由步进电机驱动,可根据可调节的预设速度进行回撤和复位,多次重复检测,并可标示回撤的距离,对回撤路线中某一点定位检测。

[0053] 4、本发明可同步实现血管内窥式图像和三维空间信息获取,呈现血管真实空间形态,并利用虚拟内窥式呈递便捷地实现一段血管病变的多视角观察和介入治疗定位。根据真实空间信息,可更加准确显示血管壁和斑块形态信息和斑块体积定量;可实现弹性信息、斑块组织成分、荧光活性等成像模态功能信息的空间展示。

附图说明

[0054] 图1为本发明基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统应用环境示意图;

[0055] 图2为本发明血管内虚拟内窥镜成像系统的工作方法流程图;

[0056] 图3为本发明复合血管内成像导管模块结构示意图及局部放大图;

[0057] 图4为本发明电磁定位追踪模块结构示意图;

[0058] 图5为本发明电磁定位空间绝对坐标示意图;

[0059] 图6为实施例3中获取的表征所述血管内成像探头单元的三维空间轨迹示意图;

[0060] 图7为实施例3中获取的血管内图像的示意图;

[0061] 图8为对图7中的血管内图像血管边界、斑块边界分割和感兴趣区的划分后的示意

图;

[0062] 图9为血管内超声图像和电磁定位信息融合示意图;

[0063] 图10为融合、重建后真实三维血管构型示意图;

[0064] 图11为虚拟内窥呈递和路径导航示意图。

[0065] 1、复合导管接口单元;2、传感器绝缘导线穿出口;3、外封装管空腔接口;4、环形膨出;5、外封装管柔软段和刚性段融合处;6、传感器线圈单元;7、指引导丝穿出口;8、血管内成像探头单元;9、外封装管;10、指引导丝;11、传感器线圈;12、血管内成像探头;13、不透X线标记物;14、定位信息处理与复合图像呈递模块;15、系统控制单元;16、磁场发射接收单元;17、传感器接口单元。

具体实施方式

[0066] 下面结合说明书附图和实施例对本发明作进一步限定,但不限于此。

[0067] 实施例1

[0068] 基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统,包括电磁定位追踪模块、复合血管内成像导管模块、定位信息处理与复合图像呈递模块14,电磁定位追踪模块、复合血管内成像导管模块分别连接定位信息处理与复合图像呈递模块14;

[0069] 复合血管内成像导管模块用于获取血管内图像,电磁定位追踪模块用于获取复合血管内成像导管模块在血管内的运动轨迹,并传输至定位信息处理与复合图像呈递模块14,进行血管内图像与定位信息的校正融合,在虚拟内窥环境下呈递血管空间信息。为血管病变的诊治提供更为精准的依据。

[0070] 如图1所示,血管内虚拟内窥镜成像系统应用环境示意图,包括:DSA系统台、血管内成像设备(本实施例以血管内超声为例)、生命检测设备、显示屏、手术机械台、术者操作区域等。

[0071] 实施例2

[0072] 根据实施例1所述的基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统,其区别在于,如图3所示,复合血管内成像导管模块包括传感器线圈单元6、血管内成像探头单元8、步进电机单元,传感器线圈单元6、血管内成像探头单元8并联,在步进电机单元的驱动下使得传感器线圈单元6、血管内成像探头单元8同步进退;实现导管抗折、柔顺性和在血管内的推送性;

[0073] 血管内成像探头单元8为血管内成像导管,血管内成像导管顶端设有血管内成像探头12;

[0074] 传感器线圈单元6用于获取5个自由度的位置信息,包括表征血管内成像探头12相对于磁场发射接收单元16的三维空间绝对坐标 $A=(x,y,z)$ 、成像面的旋转四元数 $Q=(w,a,b,c)$, $c=0$, w,a,b 表示成像面2个自由度的旋转信息,即左、右偏转和上、下俯仰;成像面即获取的血管内图像所在平面;血管内成像探头12相对于磁场发射接收单元16的三维空间绝对坐标系如图5所示。

[0075] 血管内成像探头单元8用于获取血管内图像。

[0076] 传感器线圈单元6、血管内成像探头单元8平行隔离设置。以保障血管内成像探头单元8的正常工作。

[0077] 传感器线圈单元6为传感器线圈11,传感器线圈11尾端连接绝缘导线一端,绝缘导线另一端穿出传感器绝缘导线穿出口2连接电磁定位追踪模块,薄壁软管封装传感器线圈11、绝缘导线;

[0078] 血管内成像探头单元8外封装有封装管;

[0079] 传感器线圈11、绝缘导线、血管内成像导管外部封装有外封装管9;

[0080] 在外封装管9内薄壁软管粘贴封装管,使薄壁软管与封装管的平行隔离。

[0081] 依靠薄壁软管与封装管间牢固的粘贴,使传感器线圈单元6与血管内成像探头单元8成为一整体,同步前进与后退,并具有相同的翘曲、左右和上下运动。

[0082] 外封装管9由两段组成,近头端的为柔软段,具有抗折性,并有亲水涂层,适于血管腔内操作,近尾端一段为刚性段较短,刚性较大,没有亲水涂层,充分保护其内部的绝缘导线。外封装管柔软段和刚性段融合处5将外封装管9柔软段和刚性段融合,外封装管9两段内部均有亲水涂层,便于传感器线圈11、血管内成像导管、绝缘导线在其腔内前后运动,血管内成像导管尾端穿过复合导管接口单元1后连接血管内成像设备。

[0083] 步进电机单元用于带动传感器线圈11、绝缘导线与血管内成像导管的整体回撤、复位,步进电机单元包括步进电机、轨道滑槽、卡口支架,外封装管9尾端处有一环形膨出4,卡口支架前端中部为一凹槽,用于容纳环形膨出4,使外封装管9固定,由于步进电机与复合导管接口单元1相连,故而可拉动传感器线圈单元6、血管内成像探头单元8,依靠二者间的偶联使二者在外封装管9内运动。

[0084] 传感器线圈11顶端与血管内成像探头12的纵向距离为0.1mm,传感器线圈11的直径为0.2mm,传感器线圈11的长度为10mm;绝缘导线的外径为0.08mm。

[0085] 作为血管内应用的器械,直径越小越好,这取决于传感器线圈11和血管内成像导管的直径。传感器线圈11过长会影响线圈的柔韧性、封装的可操作性、增加成本,过短会影响定位精度,传感器线圈11的长度为5-15mm在保证线圈的柔韧性、可操作性基础上保证了定位精度,取值为10mm时各项指标最优,是在保证测试定位精度最优的前提下保留的最小尺寸。

[0086] 传感器线圈11顶端与血管内成像探头12的纵向距离的选择是校正所成图像的坐标必须的参数,该距离如果是零,即传感器线圈11与血管内成像探头12在一个平面上,会干扰成像,造成图像的部分缺失;如果该距离过大,则难以保证传感器线圈11所处位置与血管内成像探头12所处位置的一致性,无法通过传感器线圈11提供的信息校正血管内成像探头12所成图像的坐标。经仿真测算,选取0.1mm时,效果最优。

[0087] 血管内成像探头单元8为声学、光学、光声学模态以及该三种模态组合的多模态血管内成像导管。例如血管内超声、光学干涉断层显像、光声成像、近红外成像等。

[0088] 如图4所示,电磁定位追踪模块包括型号为Aurora Field Generator的磁场发射接收单元16、型号为Aurora Sensor Interface Unit的传感器接口单元17、系统控制单元15和型号为Aurora System Control Unit的数据输入单元,磁场发射接收单元16、传感器接口单元17、数据输入单元分别连接系统控制单元15;绝缘导线另一端穿出传感器绝缘导线穿出口2连接传感器接口单元17;

[0089] 当传感器线圈单元6进入磁场发射接收单元16发射的磁场范围时,实时接收传感器线圈单元6输出的对应其在空间坐标系下的5个自由度的位置信息,并传输至数据输入单

元;实时接收血管内成像探头单元8获取的图像,并传输至数据输入单元。

[0090] 磁场发射接收单元16的磁场空间为边长为50cm的正方体,位置精度不低于0.25mm,每秒生成40个位置数据。

[0091] 定位信息处理与复合图像呈递模块14包括定位信息处理单元、呈递单元,定位信息处理单元接收传感器线圈单元6输出的对应其在空间坐标系下的5个自由度的位置信息,呈递单元接收血管内成像探头单元8获取的图像,进行斑块和感兴趣分割,与血管三维曲线融合,显示虚拟内窥环境。

[0092] 实施例3

[0093] 实施例2所述基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统的工作方法,如图2所示,本实施例以腹主动脉检查为例进行描述,包括:

[0094] (1) 成功穿刺股动脉,置入鞘管,通过引导丝穿出口7逆行放入引导丝10到达胸、腹主动脉交界处,经外封装管空腔接口3冲洗血管内成像探头单元8,本实施例的血管内成像探头单元8为血管内超声导管,沿引导丝10,根据复合导管头端的不透X线标记物13在X线下的位置,将复合血管内成像导管送达腹主动脉,将环形膨出4固定于步进电机单元卡口支架,将复合导管接口单元1分别与传感器接口单元17和血管内成像设备连接,启动磁场发射接收单元16与系统控制单元15,同时启动步进电机单元;

[0095] (2) 连续回撤成像并实时采集数据:由步进电机单元带动传感器线圈单元6、血管内成像探头单元8按照预设的速度连续或定点回撤,与此同时,复合血管内成像导管模块实时获取血管内图像,如图7所示,电磁定位追踪模块实时采集所述复合血管内成像导管模块在血管内的空间的定位信息,并将实时采集的数据传输至所述定位信息处理与复合图像呈递模块14;定位信息包括表征所述血管内成像探头单元8的三维空间绝对坐标 $A=(x,y,z)$ 、成像面的旋转四元数 $Q=(w,a,b,c)$;如表1所示:

[0096] 表1

[0097]

x	y	z	w	a	b	c
205.523	204.469	178.424	0.680	-0.022	-0.733	0.000
205.519	203.606	177.797	0.681	-0.021	-0.732	0.000
205.539	202.769	177.214	0.682	-0.020	-0.731	0.000
205.575	201.957	176.672	0.680	-0.021	-0.733	0.000
205.620	201.170	176.172	0.680	-0.020	-0.733	0.000
205.666	200.404	175.710	0.680	-0.020	-0.733	0.000
205.705	199.660	175.287	0.681	-0.020	-0.732	0.000
205.730	198.937	174.901	0.679	-0.023	-0.733	0.000
205.734	198.231	174.550	0.678	-0.022	-0.734	0.000
205.708	197.544	174.233	0.679	-0.021	-0.733	0.000
205.646	196.872	173.950	0.679	-0.022	-0.734	0.000
205.543	196.215	173.697	0.679	-0.024	-0.734	0.000
205.413	195.570	173.463	0.679	-0.025	-0.734	0.000
205.274	194.933	173.238	0.680	-0.025	-0.733	0.000

205.142	194.302	173.009	0.679	-0.025	-0.734	0.000
205.036	193.675	172.764	0.679	-0.025	-0.733	0.000
204.965	193.046	172.495	0.679	-0.026	-0.733	0.000
204.915	192.408	172.212	0.682	-0.025	-0.731	0.000
204.862	191.755	171.926	0.681	-0.026	-0.732	0.000
204.784	191.079	171.650	0.681	-0.026	-0.732	0.000

[0098] (3) 定位信息与血管内图像预处理:所述定位信息处理与复合图像呈递模块14对步骤(2)接收的定位信息依次进行降噪处理、偏移校正,获得所述血管内成像探头单元8的三维空间绝对坐标 A_n 、所述成像面旋转四元数 Q_n , n 为整数, $0 < n \leq N$, N 为成像面的总数;人机交互对血管内图像(图7)依次进行血管边界分割、斑块边界分割和感兴趣区的划分,如图8所示,获得所述血管内成像探头12相对于所在图像的局部像素坐标 A_n' ,所标记感兴趣点局部像素坐标 B'_{nm} , m 为整数, $0 < m \leq M_n$, M_n 为第 n 个成像面上所标记的感兴趣点总数;读取所述血管内图像单位像素距离转化系数 $k=0.0175\text{mm}$;

[0099] (4) 真实血管空间形态三维重建:根据经过步骤(3)处理得到的所述血管内成像探头单元8的空间定位信息,生成成像面的血管内成像探头12的三维空间轨迹,如图6所示,利用步骤(3)读取的所述血管内图像单位像素距离转化系数 k 和所述血管内成像探头12相对于所在图像的局部像素坐标 A_n' ,将各感兴趣点的局部像素坐标转化为相对于所述血管内成像探头12局部空间坐标 $k(B'_{nm}-A_n')$;分别计算成像面旋转矩阵 M_n ;经旋转变换和平移变换,将步骤B所述的相对于成像探头的局部坐标 $k(B'_{nm}-A_n')$ 转化为空间绝对坐标 B_{nm} ,转化公式为 $B_{nm}=A_n+kM_n(B'_{nm}-A_n')$;利用所述定位信息处理与复合图像呈递模块14,将步骤C获取的各感兴趣点空间绝对坐标 B_{nm} 融合,如图9所示,经插值处理后获得真实血管空间形态和感兴趣区域的真实空间构型,如图10所示;

[0100] (5) 基于真实空间形态呈递虚拟内窥环境:利用虚拟内窥环境,采用自动导航和交互式导航两种方式呈递观察分割的血管边界、斑块及感兴趣区,如图11所示,根据用户要求进行参数测量和计算,例如图10中距离AB(斑块长度)、AB段体积(斑块体积)。

[0101] 本实施例中,利用所述发明通过对超声探头实行标定,同时将超声扫描的实时图像通过与电磁定位信息获得的血管三维轨迹融合,真正实现了血管空间形态结构的准确重建和血管参数的准确测量,为临床提供了更详实的病变信息和诊断依据。

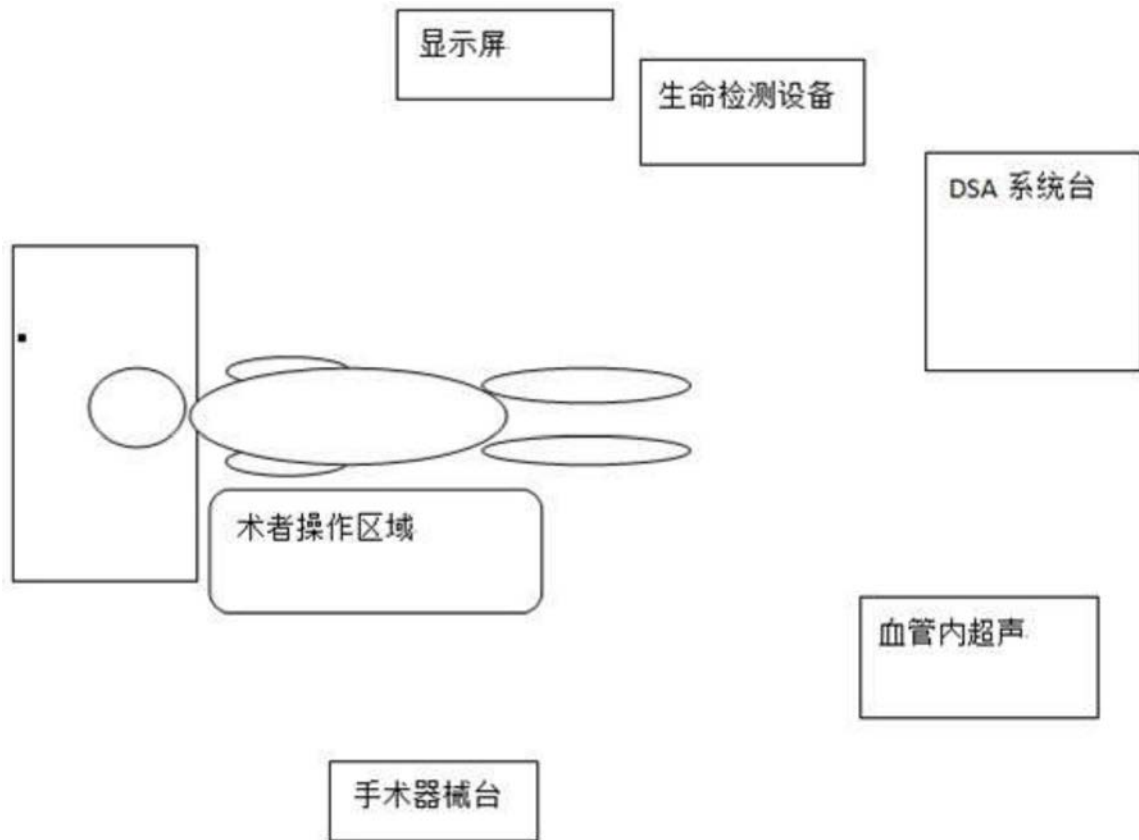


图1

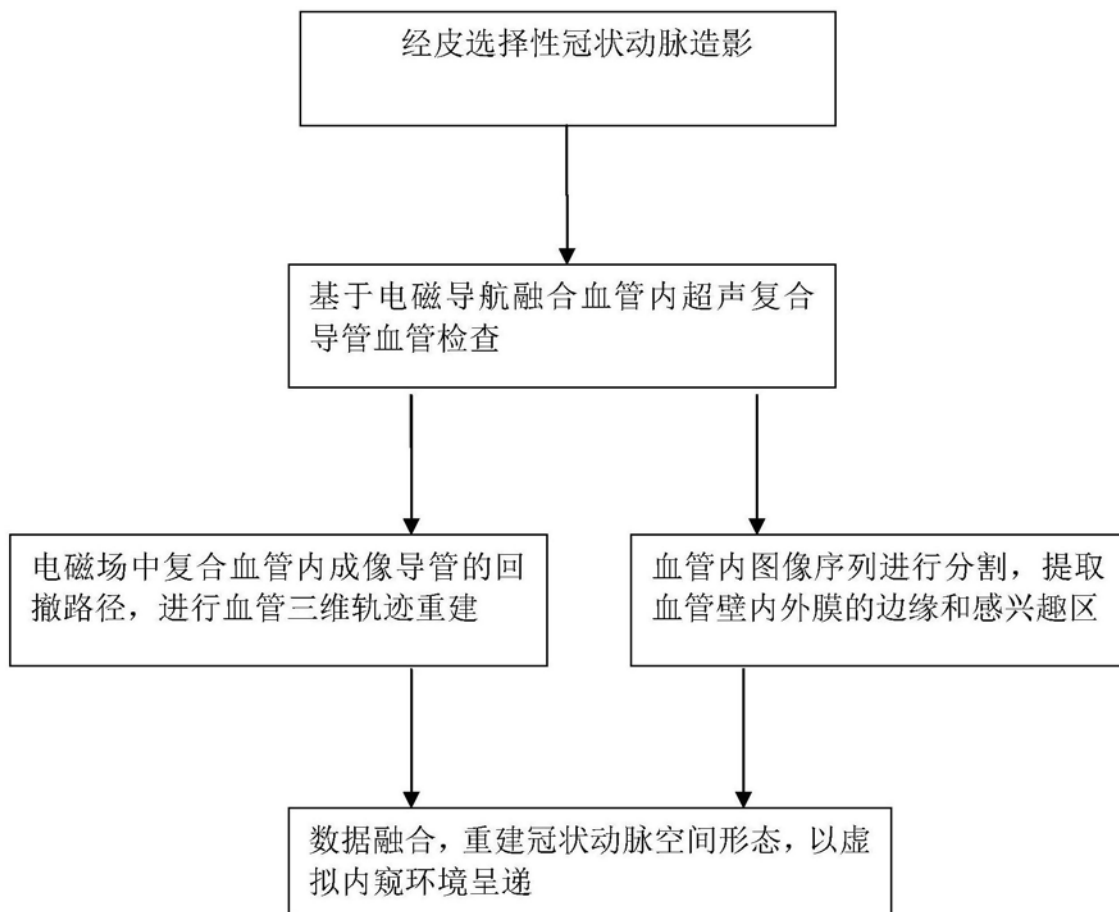


图2

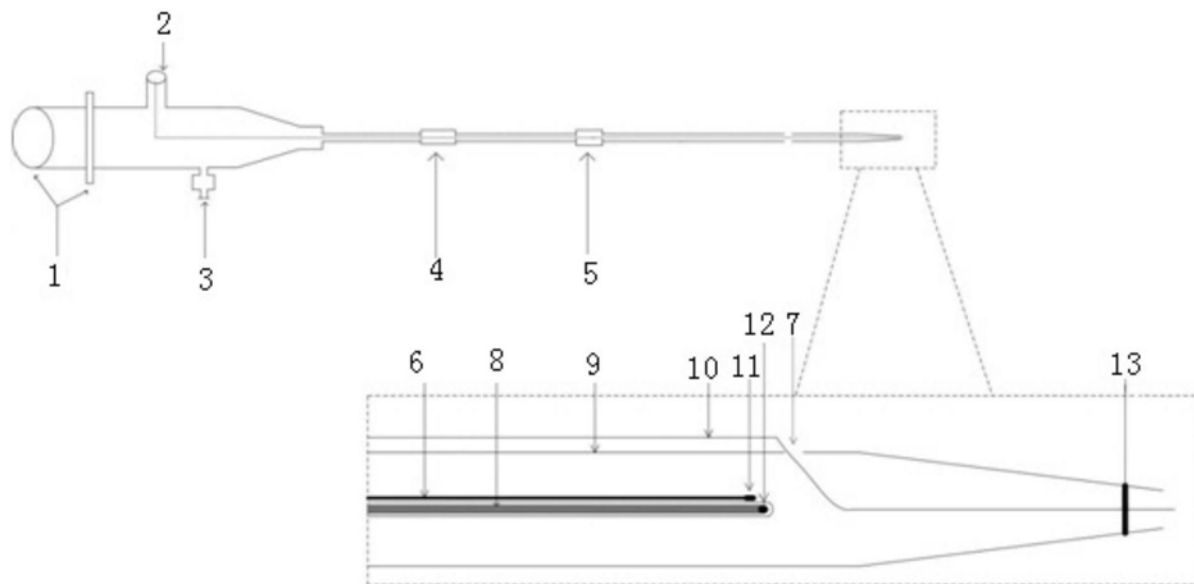


图3

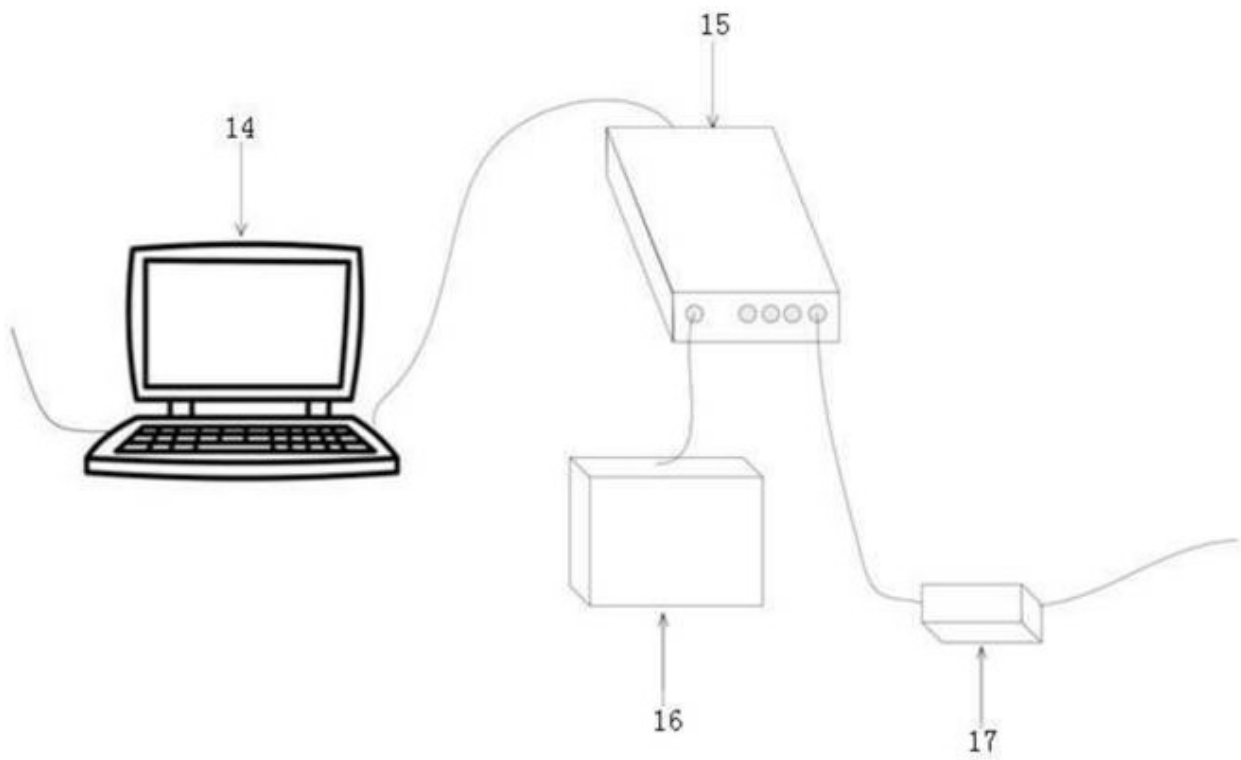


图4

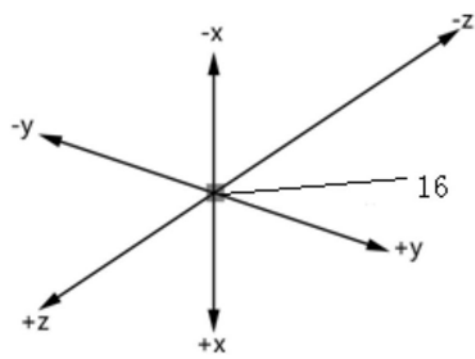


图5

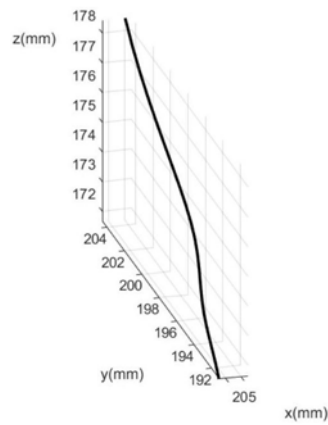


图6

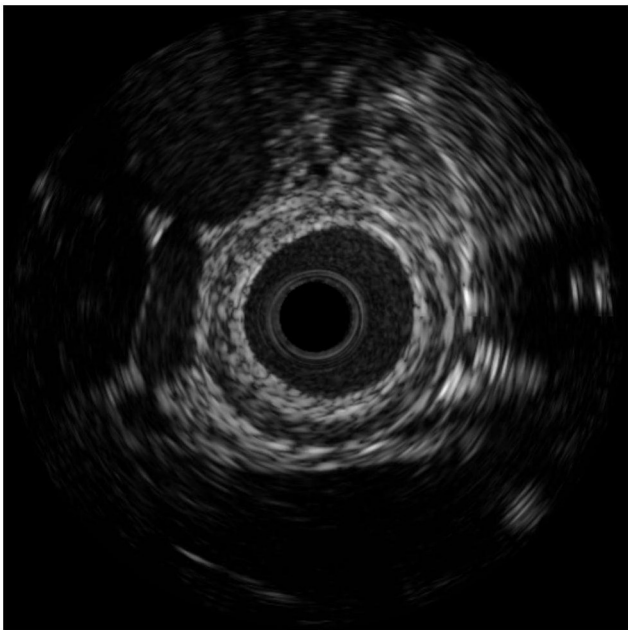


图7

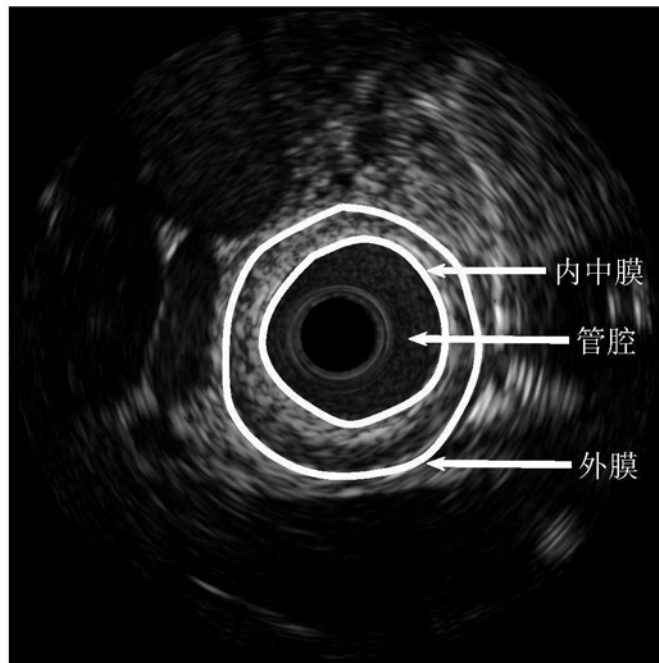


图8

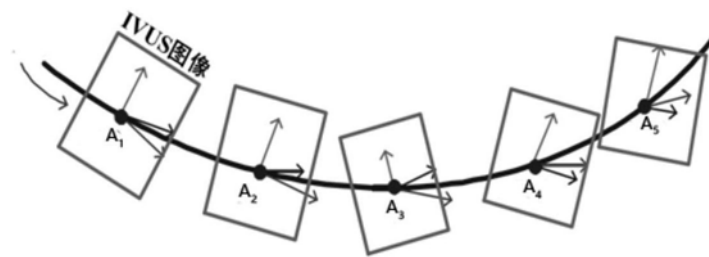


图9

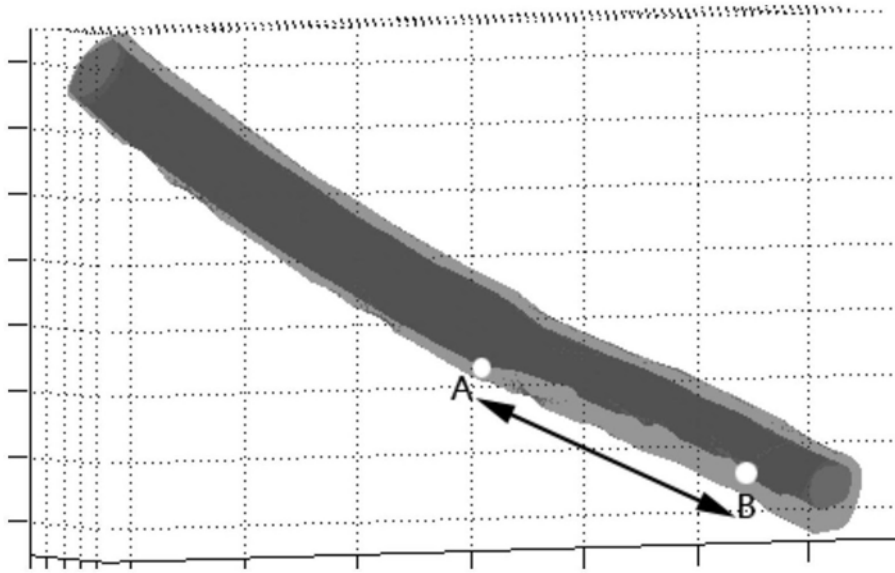


图10

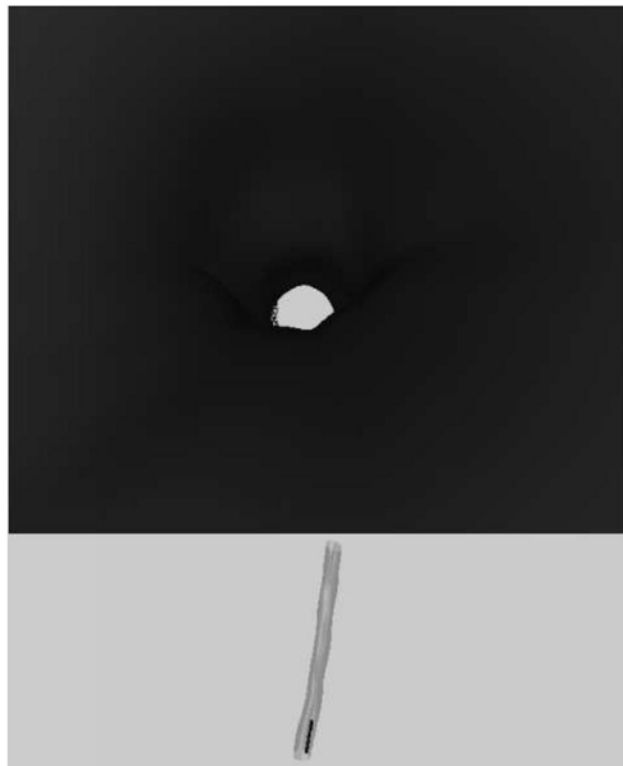


图11

专利名称(译)	基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统及其工作方法		
公开(公告)号	CN107019513A	公开(公告)日	2017-08-08
申请号	CN2017110353472.9	申请日	2017-05-18
[标]申请(专利权)人(译)	山东大学齐鲁医院 山东大学		
申请(专利权)人(译)	山东大学齐鲁医院 山东大学		
当前申请(专利权)人(译)	山东大学齐鲁医院 山东大学		
[标]发明人	张鹏飞 苏海军 冯建钦 丁毅寿 张昱昕		
发明人	张鹏飞 苏海军 冯建钦 丁毅寿 张昱昕		
IPC分类号	A61B5/06 A61B8/08 A61B8/12		
CPC分类号	A61B5/062 A61B5/0035 A61B5/0075 A61B5/0084 A61B5/0095 A61B5/6852 A61B5/7225 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/52 A61B8/5261		
代理人(译)	杨树云		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及基于电磁定位复合导管的血管内虚拟内窥镜成像系统及其工作方法，包括电磁定位追踪模块、复合血管内成像导管模块、定位信息处理与复合图像呈递模块，复合血管内成像导管模块用于获取血管内图像，电磁定位追踪模块用于获取复合血管内成像导管模块在血管内的运动轨迹，并传输至定位信息处理与复合图像呈递模块，进行血管内图像与定位信息的校正融合，在虚拟内窥环境下呈递血管空间信息。为血管病变的诊治提供更为精准的依据。

