



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104427927 A

(43) 申请公布日 2015. 03. 18

(21) 申请号 201380034379. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 06. 20

A61B 5/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 5/06(2006. 01)

61/665, 387 2012. 06. 28 US

A61B 17/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 12. 26

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/055064 2013. 06. 20

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/001977 EN 2014. 01. 03

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 H·埃尔哈瓦林 A·波波维奇

R·曼茨克 R·陈

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

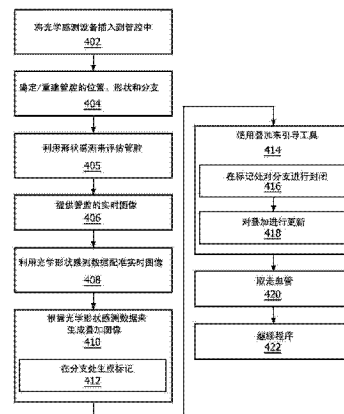
权利要求书3页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

用于血管可视化和监测的由光纤传感器引导的导航

(57) 摘要

一种用于将管腔的分支可视化的方法包括将光纤形状感测设备插入(402)到管腔中,并且基于由所述管腔中的流量在所述光纤形状感测设备中引起的应变来确定(404)所述管腔中的变化。在对所述管腔的绘制上指示(410)分支的位置。将仪器引导(414)到在所述绘制上指示的分支的所述位置。



1. 一种用于将具有分支的管腔可视化的方法,包括:
将光纤形状感测设备插入 (402) 到管腔中;
确定 (404) 根据所述光纤形状感测设备中引起的应变而感测到的源于分支的所述管腔中的变化;
在对所述管腔的绘制上指示 (410) 所述分支的位置;并且
将仪器引导 (414) 到在所述绘制上指示的所述分支的所述位置。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述管腔包括血管,并且插入 (402) 所述光纤形状感测设备包括将所述光纤形状感测设备定位到所述血管中。
3. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,确定 (404) 所述管腔中的变化包括采用用于检测沿所述管腔的长度的流量的变化从而检测所述分支的统计学方法。
4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,在对所述管腔的绘制上指示 (410) 分支的位置包括:
提供 (406) 所述管腔的图像;
基于形状感测数据来生成 (410) 在所述管腔的所述图像上的叠加;并且
使用所述叠加来指示 (412) 所述管腔的所述图像上的所述分支的所述位置。
5. 根据权利要求 4 所述的方法,还包括对由所述叠加指示的所述管腔中的所述分支进行封闭 (416)。
6. 根据权利要求 5 所述的方法,还包括使用所述形状感测数据来更新 (418) 所述叠加,以指示所述分支是否已经被封闭。
7. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述管腔包括针对搭桥程序要被取走 (420) 的具有分支的血管。
8. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述管腔包括由于周围组织而不可见的分支,并且在所述管腔的绘制上指示分支的位置的所述步骤包括在由于周围组织而不可见的所述分支的位置处提供 (412) 标记以展现它们的位置。
9. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述管腔包括血管,并且所述方法还包括使用所述光纤形状感测设备来评估 (405) 所述血管,以确定适合于血管再生程序的所述血管的部分。
10. 一种用于将具有分支的管腔可视化的方法,包括:
将光纤形状感测设备插入 (402) 到管腔中;
基于由所述光纤形状感测设备测得的应变引起的波动造成的所述管腔中的流量的变化来确定 (404) 所述管腔的位置和来自所述管腔的分支的位置;
对所述管腔的部分进行成像 (406) 以提供实时图像;
将所述实时图像与由所述光纤形状感测设备测得的所述管腔的所述位置配准 (408);
并且
生成 (410) 指示所述管腔的所述位置和所述实时图像上的分支的所述位置的叠加图像。
11. 根据权利要求 10 所述的方法,其中,所述管腔包括血管,并且插入 (402) 所述光纤形状感测设备包括将所述光纤形状感测设备定位到所述血管中。
12. 根据权利要求 10 所述的方法,其中,确定 (404) 所述管腔的位置和来自所述管腔的

分支的位置包括采用用于检测沿所述管腔的长度的流量的变化从而检测所述分支的统计学方法。

13. 根据权利要求10所述的方法,其中,对所述管腔的部分进行成像(406)以提供实时图像包括通过端口插入观测仪器以对所述管腔的所述部分进行成像。

14. 根据权利要求10所述的方法,还包括对由所述叠加指示的所述管腔中的所述分支进行封闭(416)。

15. 根据权利要求14所述的方法,其中,对所述管腔中的所述分支进行封闭(416)包括对血管的分支进行烧灼或装订。

16. 根据权利要求14所述的方法,还包括使用所述形状感测数据来更新(418)所述叠加,以指示所述分支是否已经被封闭。

17. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述管腔包括针对搭桥程序要被取走(420)的具有分支的血管。

18. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述管腔包括由于周围组织而不可见的分支,并且生成叠加图像的所述步骤包括在所述分支的位置处提供(412)所述叠加上的标记以将所述分支绘制为可见的。

19. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述管腔包括血管,并且所述方法还包括使用所述光纤形状感测设备来评估(405)所述血管,以确定适合于血管再生程序的所述血管的部分。

20. 根据权利要求10所述的方法,还包括通过机器人来将工具引导(414)到在所述叠加中指示的所述分支的所述位置中的至少一个。

21. 一种用于监测血管的系统,包括:

处理器(114);

被耦合到所述处理器的存储器(116);

感测和解释模块(115),其被存储在所述存储器中并且被配置为解释来自被插入血管中的光纤形状感测设备(104)的光纤形状感测数据,其中,所述形状感测数据确定所述血管的分支;

图像生成模块(148),其被存储在所述存储器中并且被配置为基于指示所述血管的形状和来自所述血管的所述分支的位置的所述光纤形状感测数据来生成叠加图像(134);以及

显示器(118),其被配置为在对所述血管的绘制(142)上绘制所述叠加图像以提供用于将所述血管的所述分支可视化的引导。

22. 根据权利要求21所述的系统,其中,所述光纤形状感测设备(104)基于由所述光纤形状感测设备测得的应变引起的波动造成的所述血管中的流量的变化来确定所述血管的位置和分支的位置。

23. 根据权利要求21所述的系统,其中,所述绘制(142)包括使用内窥镜收集的所述血管的图像,并且所述叠加图像(134)被与所述血管的所述图像配准。

24. 根据权利要求23所述的系统,还包括被配置为根据所述叠加图像来引导一个或多个工具的机器人(164)。

25. 根据权利要求24所述的系统,其中,所述机器人(164)根据所述叠加图像使用视觉

伺服方法而被引导。

26. 根据权利要求 24 所述的系统,其中,所述一个或多个工具包括用来对所述血管的所述分支进行封闭的工具(166)。

27. 根据权利要求 26 所述的系统,其中,所述叠加图像(134)被更新以指示哪些分支已经被封闭。

28. 根据权利要求 21 所述的系统,还包括用于检测沿所述管腔的长度的流量的变化从而检测所述分支的统计学方法(140)。

29. 根据权利要求 21 所述的系统,其中,所述叠加图像(134)包括在所述分支的位置处的标记(304、308)以识别所述分支的位置。

用于血管可视化和监测的由光纤传感器引导的导航

技术领域

[0001] 本公开涉及医学仪器,并且更具体地涉及用于识别并且访问管腔的分支的医学应用中的形状感测光纤。

背景技术

[0002] 冠状动脉搭桥移植术 (CABG) 是用于阻塞的冠状动脉的血管再生的手术程序。在常规手术中,患者的胸骨被打开并且心脏被充分暴露。该程序的重要部分是移除来自患者的身体的血管,接着所述血管被用来绕过冠状动脉中的一个或多个动脉粥样硬化狭窄。最常用的血管是被定位在胸中的乳内动脉 (IMA)。其他使用的血管包括隐静脉 (腿) 和桡动脉 (臂)。

[0003] 微创 (MI) 搭桥手术通过小端口 (例如,具有对于完全内窥镜程序而言大约 5mm 并且对于 MI 直接搭桥手术而言大约在 50-60mm 之间的开口大小) 来执行的。在 MI 心脏搭桥手术期间,对用于搭桥中的替换的血管的直接访问不是可用的,并且使用插入到端口中的长仪器来移除血管。在 MI 手术期间,手术助手可以掌握内窥镜,或者可以使用机器人引导来掌握内窥镜。在机器人引导的情况下,视觉伺服可以被用来将机器人移动到特定位置。视觉伺服包括选择内窥镜图像上的点,其中,机器人移动以将点维持在图像的中心。

[0004] 心脏血管再生中使用的血管通常嵌入在脂肪和筋膜中,并且为了移除它们,需要将它们小心地从周围的组织切除。此外,血管存在许多小分支,所述小分支必须被使用装订 (staple) 或烧灼 (cauterization) 来切断和封闭,以避免在已经执行搭桥后通过血管的泄露。这是程序的非常苛刻的部分并且通常是最耗时的,特别是在 MI 手术期间。通过经由胸腔端口插入的内窥镜排他性地提供在该部分期间的视觉。在这些约束下,通常可能错过分支,导致分支在没有被以适当的方式来装订或烧灼的情况下被无意地切断。这可以导致血液通过这些旁支泄露,通常需要重复的血管再生和另外的手术。

发明内容

[0005] 根据本发明的原理,一种用于可视化、访问和 / 或监测管腔的分支的方法包括:将光纤形状感测设备插入到管腔中,并且基于由所述光纤形状感测设备中的所述管腔中的流量的变化引起的应变来确定所述管腔中的分支。在对所述管腔的绘制上指示分支的位置。将仪器引导到所述绘制上指示的所述分支的位置。

[0006] 在另一个实施例中,一种用于可视化、访问和 / 或监测具有分支的管腔中的流量的方法包括:将光纤形状感测设备插入到管腔中;基于由所述光纤形状感测设备测量的应变引起的波动造成的所述管腔中的流量的变化来确定所述管腔的位置和来自所述管腔的分支的位置;对所述管腔的部分进行成像以提供实时图像;利用由所述光纤形状感测设备测量的所述管腔的所述位置来对所述实时图像进行配准;并且生成指示所述实时图像上的所述管腔的所述位置和所述分支的位置的叠加图像。

[0007] 一种用于监测血管的系统包括:处理器、被耦合到所述处理器的存储器、以及感测

和解释模块,所述感测和解释模块被存储在所述存储器中并且被配置为解释来自被插入血管中的光纤形状感测设备的光纤形状感测数据,其中,所述形状感测数据确定所述血管的分支。图像生成模块被存储在所述存储器中并且被配置为基于指示所述血管的形状和来自所述血管的所述分支的位置的所述光纤形状感测数据来生成叠加图像。显示器被配置为通过绘制所述血管来绘制所述叠加图像,以提供用于找到并且操作所述血管的所述分支的引导。

[0008] 通过结合附图来阅读以下对本公开的图示的实施例的详细说明,本公开的这些和其他目的、特征和优势将变得显而易见。

附图说明

[0009] 本公开将参考以下附图来详细展示以下对优选实施例的说明,其中:

[0010] 图 1 是示出了根据一个实施例的形状感测系统的方框 / 流程图,所述形状感测系统被用于生成用于引导手术工具或装置的叠加;

[0011] 图 2 是示出了根据一个说明性实施例的插入到患者的血管中的形状感测系统和通过端口插入到患者中的内窥镜的图;

[0012] 图 3A 是示出了使用内窥镜通过创口取下的乳内动脉 (IMA) 的图像;

[0013] 图 3B 是示出了根据一个说明性实施例的具有对其配准的叠加图像的图 3A 的乳内动脉 (IMA) 的图像;并且

[0014] 图 4 是示出了根据说明性实施例的用于使用光学形状感测数据来访问管腔分支的方法的流程图。

具体实施方式

[0015] 根据本发明的原理,提供了采用光纤形状感测和定位 (FOSSL) 技术来改进和简化冠状动脉搭桥移植术 (CABG) 或其他手术程序的系统和方法。FOSSL 技术或光纤形状感测使光纤对应变和温度敏感。可以间接地 (在流量的情况下,使用例如指示剂稀释的温度梯度) 测量诸如流量、炎症、组织压力 / 肿胀、组织接触等的替代变量。当嵌入在血管中时,光纤可以提供血管系统的 3D 形状和动态以及流量信息来帮助检测分支和分叉。

[0016] 在一个实施例中,使用插入到待取下的血管 (例如,左乳内动脉 (LIMA)) 中的管腔内设置的形状感测光纤设备来执行。获得对血管的形状和流量信息 (如从 (一个或多个) 形状感测光纤获得) 的三维 (3D) 重建,这允许用于定位旁支的计算。可以在形状感测坐标系与机器人内窥镜坐标系之间进行配准以在内窥镜图像上利用基于形状传感器的 3D 重建数据来叠加待取下的血管和它的分支。可以执行基于在内窥镜图像上选择的点或者基于 3D 形状传感器的重建的点的机器人内窥镜的视觉伺服。

[0017] 应当理解,将根据用于执行搭桥手术或其他移植程序的医学仪器来描述本发明;然而,本发明的教导宽泛得多并且适用于任何内部程序。在一些实施例中,本发明的原理被用在跟踪或分析复杂的生物或机械系统中。具体而言,本发明的原理适用于生物系统的内部跟踪程序,诸如肺、胃肠道、排泄器官、血管等的身体的所有区域中的程序。附图中描绘的元件可以以硬件和软件的各种组合来实现并且可以提供可以被组合在单个元件或多个元件中的功能。

[0018] 可以通过专用硬件以及能够与合适的软件相关联地执行软件的硬件来提供附图中示出的各个元件的功能。当由处理器提供功能时,可以通过单个专用处理器、由单个共享处理器或由其中一些可以被共享的多个独立处理器来提供功能。此外,术语“处理器”或“控制器”的明确使用不应被解释为排他性地指代能够运行软件的硬件,并且可以暗含地包括但不限于数字信号处理器(“DSP”)硬件、用于存储软件的只读存储器(“ROM”)、随机存取存储器(“RAM”)、非易失性存储设备等。

[0019] 此外,在本文中记载本发明的原理、方面和实施例以及其具体范例的所有陈述旨在包括其结构等价方案和功能等价方案两者。此外,旨在使这样的等价方案包括当前已知的等价方案以及将来发展出的等价方案二者(即,发展出的执行相同的功能的任何元件,而不论其结构如何)。因此,例如,本领域技术人员应当意识到,本文提出的方框图表示实现本发明的原理的说明性系统部件和/或电路的概念性视图。类似地,应当意识到,任何流程图、流程图等表示各个过程,这些过程可以基本被表示在计算机可读存储媒体中并且因此由计算机或处理器来执行,不论是否明确示出了这样的计算机或处理器。。

[0020] 另外,本发明的实施例可以采取计算机程序产品的形式,能从提供由计算机或任何指令执行系统使用或与其结合使用的程序代码的计算机可用或计算机可读存储介质访问所述计算机程序产品。出于这种说明的目的,计算机可用或计算机可读存储介质可以是包括、存储、传送、传播或输送程序以由指令执行系统、装置或设备使用或与其结合的任何装置。介质可以是电子、磁性、光学、电磁、红外或半导体系统(或装置或设备)或传播介质。计算机可读介质的范例包括半导体或固态存储器、磁带、可移动计算机磁盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、刚性磁盘和光盘。光盘的当前范例包括光盘-只读存储器(CD-ROM)、读/写光盘(CD-R/W)、蓝光光盘(Blu-Ray™)和DVD。

[0021] 现在参考附图,其中,相似的附图标记表示相同或相似的元件,并且首先参考图1,根据一个实施例,说明性地示出了用于使用形状感测使能设备来监测诸如血管的管腔的系统100。系统100可以包括工作站或控制台112,从工作站或控制台112来监督和/或管理程序。工作站112优选地包括用于存储程序和应用的一个或多个处理器114和存储器116。存储器116可以存储光学感测和解释模块115,光学感测和解释模块115被配置为解释来自形状感测设备或系统104的光学反馈信号。光学感测模块115被配置为使用光学信号反馈(和任何其他反馈,例如电磁(EM)跟踪)来重建与医学设备或仪器102和/或它的周围区域相关联的变形、倾斜和其他变化。医学设备102可以包括导管、导丝、探头、内窥镜、机器人、电极、过滤器设备、球囊设备或者其他医学部件等。

[0022] 光学感测模块115可以包括用于评估形状感测数据以提供形状感测设备或系统104的几何关系和状态的模型和/或统计学方法140。统计学方法140可以包括适于评估形状感测数据以确定被评估的结构流量和其他特性的已知算法。设备102上的形状感测系统104包括被以设定的(一个或多个)图案耦合到设备102的一个或多个光纤126。光纤126通过线缆127连接到工作站112。线缆127可以根据需要包括光纤、电气连接、其他仪器等。

[0023] 具有光纤的形状感测系统104可以是基于光纤布拉格光栅传感器的。光纤布拉格光栅(FBG)是反射特定波长的光并且透射所有其他光的光纤的短段。这是通过将折射率的周期性变化添加在生成波长特异的介质镜的纤芯中来实现的。光纤布拉格光栅因此可以被

用作用来阻挡特定波长的线内光纤,或者被用作波长特异的反射器。

[0024] 光纤布拉格光栅运行后面的基本原理是界面中的每一个处的菲涅尔 (Fresnel) 反射,在所述界面中的每一个处折射率被改变。对于一些波长,具有各种周期的反射光是同相的,以使得存在被反射的相长干涉,并且因此存在被透射的相消干涉。布拉格波长对于应变以及温度是敏感的。这意味着布拉格光栅可以被用作光纤传感器中的感测元件。在 FBG 传感器中,被测量(例如,应变)导致布拉格波长的偏移。

[0025] 该技术的一个优势在于,各种传感器元件可以分布在光纤的长度上。将三个或更多个芯与各种传感器(计量表)沿嵌入结构中的光纤的长度合并允许这样的结构的三维形态被精确地确定(典型地,具有优于 1mm 的准确度)。沿光纤的长度,大量 FBG 传感器(例如,3 或更多个光纤感测芯)可以被定位在各种位置处。根据每个 FBG 的应变测量结果,在该位置处可以推断结构的弯曲度。根据大量被测位置,整个三维形态被确定。

[0026] 作为光纤布拉格光栅的备选,可以利用常规光纤中的固有的反向散射。一个这样的方法是在标准单模通信光纤中使用瑞利散射。瑞利散射作为纤芯中的折射率的随机波动的结果而发生。这些随机波动可以被建模为具有沿光栅长度的幅值和相位的随机变化的布拉格光栅。通过在单个长度的多芯光纤内延伸的三个或更多个芯中使用该效果,可以跟随感兴趣表面的 3D 形状和动态。

[0027] 设备 102 可以被插入到管腔(例如,血管 131)中。例如,血管 131 可以包括待取走的血管,例如乳内动脉 (IMA)、隐静脉、桡动脉或任何其他适合的血管。端口和/或切口可以被用来访问管腔的内部并且插入包括具有(一个或多个)感测光纤 126 的形状感测设备 104 的设备 102。形状感测设备 104 收集血管 131 的位置数据。这包括对源于血流量的运动和源于血流量的温度波动的监测。可以在时间上监测和/或累加由血流量引起的变化或波动以提供分支 162 的图。光学感测模块 115 中的统计学方法或模型 140 可以间接地计算血管 131 上的分支 162 的位置。

[0028] 在一个实施例中,内窥镜或机器人驱动的内窥镜 150 包括安装在其上以用于将内部图像发送到显示器 118 的照相机 156。内窥镜 150 和/或照相机 156 可以通过患者 160 上提供的端口 158 或切口来插入。内窥镜 150 或照相机 156 包括坐标系 152。形状感测设备 104 还具有其它自身的坐标系 138。可以对这些坐标系 138 和 152 进行配准,以使得来自形状感测设备的数据反馈可以被用来对内窥镜或机器人驱动的内窥镜 150 进行导航。

[0029] 在一个范例中,由配准模块 136 执行或结合配准模块 136 执行的配准方法可以被用来将来自设备 104 的感测光纤 126 的信息配准到内窥镜图像 142 上。在这种情况下,在已经校准了照相机 156 之后,光纤坐标系 138 被配准到内窥镜照相机 156 的坐标系 152。这样做的一种方式是将内窥镜 150 指向 3D 体模并且接着使用 3D 重建方法(本领域中存在许多已知的)来重建体模的表面。感测光纤 126 接着可以被用来“刷”遍重建它自身的 3D 形状的同一体模表面。接着可以由配准模块 136 使用诸如迭代最近点 (ICP) 的方法来对两个形状进行配准,所述迭代最近点方法被用来使两群点之间的差异最小化。ICP 通常被用来根据不同的扫描重建 2D 或 3D 表面,以对解剖模型等进行共同配准。ICP 将绘制两个坐标系之间的变换矩阵。也预期其他配准方法。

[0030] 在程序期间,装备有形状感测设备 104 的设备 102 被插入到血管 131 中并且累加感测设备 104 已经在血管 131 内的位置数据。记录动态变化。可以使用温度差、血管运动、

血管僵硬度等间接地测量动态变化。根据本发明的原理,如将要描述的,由形状感测设备 104 获得的形状感测数据将使得对于外科医生来说更容易以其他方式将从血管 131 延伸的隐藏的分支可视化。

[0031] 工作站 112 包括用于利用血管 131 的感测数据叠加来查看患者 160 的内部图像的显示器 118。叠加图像 134 可以由图像生成模块 148 来生成,图像生成模块 148 从光学感测模块 115 得到形状感测数据并且在叠加图像 134 中实时动态地传达数据。使用配准模块 136 来将叠加图像 134 与由照相机 156 得到的内窥镜图像 142 配准。叠加图像 134 可以包括用来为外科医生或机器人指示对于血管 131 而言哪里存在分支 162 的标记或其他指示物。当外科医生切断并且烧灼或装订分支 162 时,基于由形状感测设备 104 收集的血流量数据来更新叠加图像 134。这样,外科医生可以容易地看到是否存在待处理的残留分支 162,或者甚至看到任何之前切断的分支 162 是否仍然在流血并且需要进一步的注意。

[0032] 一旦已经执行了叠加,则外科医生可以选择分支位置,并且机器人 164 可以移动内窥镜 150 以使得分支位置处在显示出的图像的中心(例如,视觉伺服)。在一个实施例中,机器人 164 可以沿血管 131 移动内窥镜 150 并且注意每个分支 162 并且确保对每个分支 162 的封闭是完全的。在另一个实施例中,内窥镜 150 可以首先沿动脉的一侧移动并且接着沿另一侧移动。在另一个实施例中,由光学形状感测设备 104 感测到的分支的数量可以在显示器 118 上被显示在内窥镜图像 142 中(例如,封闭分支的数量(或计数)可以被显示在图像中)。由于流量测量结果是连续的,所以可以随着外科医生对旁支进行封闭来更新数量。

[0033] 此外,内科医生可以选择 3D 术前图像(例如,CT 扫描)上的分支位置,并且机器人 164 可以移动内窥镜 150 以使得分支处在内窥镜图像 142 的中心。在这种情况下,内科医生将选择来自光纤传感器(所述传感器将包括来自流量测量结果的分支位置)的血管 131 的 3D 表示或叠加图像 134 上的位置,并且内窥镜 150 将移动以使得分支处在图像的中心。这样,即使分支不是直接可见的,外科医生也知道它被定位在脂肪和筋膜下面并且可以利用工具来找到它。

[0034] 在另一个实施例中,可以使用例如成像系统 110 来从诸如 X 射线冠状血管造影或 CT 扫描的术前图像获得期望的移植血管长度和形状。可以通过采用系统 100 的成像系统 110 或通过收集不同位置处的术前图像或使用不同系统来提前收集术前图像。在取走期间,使用形状感测设备 104 的光纤传感器测量结果可以被用来在给出了预定的血管移植愿望列表的情况下找到理想的被取下血管段。可以利用包括在引导线或其他设备(102)中的设备 104 来对直径进行询问。这在具有形状感测设备 104 的设备 102 在血管 131 中被调遣的同时采集点云。云中的点的空间范围将提供针对被取下血管直径的估计。

[0035] 在又一个实施例中,形状感测使能设备 102(例如,引导线)可以发射可检测的(可见或近红外(IR)的)辐射,可以利用内窥镜照相机(例如,CCD 照相机)156 来检测所述辐射,例如这可以针对被应用到取走的动脉样本的光学相干断层摄影(OCT)回位(pull-back)中的离体跟踪而被执行。OCT 是从光学散射媒体(例如,生物组织)内捕获微米分辨率的三维图像的光学信号采集和处理方法。这样,设备 102 的末端位置可以通过取走血管组织可见的,指示设备 102 在调遣期间的位置和最终的位置。这可以被用作配准不同的坐标空间、取走约束或指示“禁”区以防止对取走的组织的损伤的额外方式。

[0036] 系统 100 也可以包括其他设备和工具或与其他设备和工具仪器一起被采用。例如,烧灼工具 166 可以包括(一个或多个)集成形状感测光纤 168。工具 166 可以包括血管内柔性延长射频(RF)或激光烧灼设备,所述烧灼设备可以沿血管长度在单个位置处或者以空间分布方式来行动。基于来自集成光纤 168 的流量/形状测量结果,烧灼歧管(可部署的球囊、过滤器、网格或齿)可以(半)自动地符合血管 131 的管腔的形状,以用于对 RF 的靶向递送或局限于旁支 162 的光凝治疗,而同时保持主血管管腔张开。

[0037] 在另一个实施中,(一个或多个)形状感测光纤 170 可以与提供关于血管解剖结构和生理机能的额外反馈的微型血管内成像探头 172 集成。该探头 172 可以包括对血液对比度极度敏感的光声传感器 174、超声传感器、用于对来自其他组织的脂肪和血液进行组织光谱检查和辨别的红外传感器等。形状和流量感测光纤反馈可以被用来对用于旁支烧灼的机器人控制的腔内设备(未示出)的运动进行致动。

[0038] 显示器 118 可以允许用户与工作站 112 以及它的部件和功能或系统 100 内的任何其他元件交互。这是由接口 120 来进一步促进的,接口 120 可以包括键盘、鼠标、游戏手柄、触觉设备、或者用来允许来自工作站 112 的用户反馈和与工作站 112 的交互的任何其他外围设备或控制器。

[0039] 参考图 2,示出了患者 160 的胸腔 218 的图图示了根据一个实施例的示范性设置。患者被以不具有肉的形式描绘,以使得可以看到内部特征。胸骨 208 下面是心脏 202。左乳内动脉(LIMA)206 和静脉 205 被示为在肋骨 204 之下延伸并且具有许多分支 210,在许多实例中分支 210 在肋骨 204 下面延伸。需要从将在心脏搭桥中使用的胸壁移除 LIMA 206。

[0040] 光纤形状感测设备 216 被插入在 LIMA 206 中以在微创心脏搭桥手术期间帮助血管取下。形状感测设备 216 被引入到将被移除并被用于搭桥移植的血管 206 中。应当理解,本发明的原理也可以被应用到心脏搭桥或其他搭桥手术中的其他常用血管。在 LIMA 206 的情况下,可以使用复合手术-腔内方法来引入设备 216。设备 216 可以包括可以被通过微创(MI)手术中的(一个或多个)端口引入的导管,并且动脉中的小切口可以被用来将设备 216 推到动脉 206 中。

[0041] 一旦设备 216 就绪,则设备 216 将提供关于血管 206 的 3D 形状的信息以及设备 216 中的(一个或多个)光纤中的每个点处的流量信息。分支 210 的存在将从主血管 206 移除流量的部分,并且因此可以使用设备 216 的光纤传感器而被准确地检测出来。具体而言,光纤能够具有沿它们的长度的分布体积流量感测。

[0042] 在没有分支点的单个血管中,沿长度的体积流率在稳定状态的条件下是沿血管中线连续且均一的。在旁支存在的情况下,体积流率将沿光纤传感器的长度下降。用于变化检测的统计学方法可以被应用到沿传感器长度的分布体积流量测量以识别在每个旁支位置的上游和下游的段。这样,如以上描述的,将获得对血管的 3D 重建以及分支的位置。

[0043] 例如,内窥镜 214 可以被插入到端口 212 中以提供血管 206 的图像。形状感测数据可以被叠加在显示图像中以描绘分支 210,从而使得外科医生能够找到并且评估每个分支 210。由于该信息是动态的,也可能在 LIMA 取下发生时评估对动脉的烧灼的质量。因此,外科医生可以实时地知道分支 210 是否已经被完全封闭。

[0044] 血管 206 的流量和 3D 形状信息通过配准程序被叠加到内窥镜图像上。这样,当外科医生使用插入到端口(例如,212)中的长仪器来进行将血管从胸壁取下时,在内窥镜图

像上查看血管的形状和分支 210 的位置以帮助血管取下并且确保所有分支 210 都被适当地切断并封闭。

[0045] 存在可以使用的、用来将血管叠加在内窥镜图像上的若干配准方法。例如，可以通过叠加来自其他成像模态的结构和 3D 模型来采用用于未校准内窥镜视频中的经增加的现实性的方法。这将采用根据形状感测信息来构建 LIMA 血管的 3D 图像，并且将分支的位置指示在流量减少的位置处。该经重建的 3D 血管接着将被叠加到内窥镜图像上。

[0046] 由于内窥镜 214 可以与机器人系统 220 机械地耦合（在图 2 中代表性示出），因此，在本领域已知的，可以通过内窥镜校准程序来导出机器人坐标系中的内窥镜图像的相对位置。作为可以在手术期间引入 workflow 问题的校准的备选，可以使用未校准方法来对机器人系统 220 进行转向。

[0047] 参考图 3A，LIMA 302 的内窥镜视图被示为利用白箭头来指示。它的分支中的一些隐藏在筋膜 310 之下。在心脏搭桥手术期间，诸如 LIMA 302 的血管从患者的身体被移除并且被用来绕过冠状动脉中的动脉粥样硬化狭窄。该程序的重要步骤是取下要被在搭桥移植中使用的血管，所述血管通常被定位在胸、腿或臂中。血管需要在取下期间被保护好以确保搭桥之后的足够的血流量。在微创心脏搭桥中，对这些血管的直接访问是不可用的，并且它们被使用插入到端口中的长仪器来移除。这些血管需要使许多分支被切断并且被装订，从而阻止搭桥发生时的潜在泄露。由于这些血管通常被嵌入在脂肪和筋膜 310 中，所以分支可能经常被错过，并且它们因此在未被装订或阻塞的情况下被无意地切断。

[0048] 参考图 3B，LIMA 302 的另一内窥镜视图被示为利用白箭头来指示。LIMA 302 的叠加图像 306 包括标记 304 和 308 以指示分支。使用机器人引导或人工引导，具有标记 304 和 308 的叠加图像 306 被用来对分支进行可视化或靶向，所述分支将从组织的视图以其他方式被埋入或阻塞。使用来自插入 LIMA 302 内的形状感测设备的形状感测反馈来生成叠加图像 306。

[0049] 尽管本文中描述的实施例旨在用于微创冠状动脉搭桥移植，但是预期内窥镜手术在血管上被执行或被用于从患者的身体移除血管的其他应用和状况。此外，本发明的原理可以被用在身体的其他部分中的其他手术程序中或机械系统中，包括但不限于训练模型、引擎、管道系统等。

[0050] 参考图 4，根据说明性实施例示出了用于将具有分支的管腔可视化的方法。尽管具有分支的管腔可以包括血管，但是应当理解，具有分支的管腔也可以包括其他结构。例如，具有分支的管腔可以包括其他活组织（例如，支气管）或机械结构（例如，管道等）。按照图 4 描述的说明性实施例将指代手术程序，并且具体是取下血管。在方框 402 中，在适当的准备之后，光纤形状感测设备被插入到血管的管腔等之中。光纤形状感测设备被定位到待取走的血管中。

[0051] 在方框 404 中，基于管腔中的流量的变化来确定管腔的位置和来自管腔的分支的位置。这些变化是由光纤形状感测设备测得的应变引起的波动造成的。在一个实施例中，管腔的几何结构和 / 或形状被重建为包括分支的三维结构。统计学方法可以被用于检测沿管腔的长度的流量的变化，从而检测分支。

[0052] 在一个实施例中，在方框 405 中可以使用光纤形状感测设备来评估血管以确定适合于血管再生程序的血管的部分。也可以采用血管的其他标准或其他的管腔选择。

[0053] 在方框 406 中,对管腔的至少部分进行成像以提供实时图像。可以使用具有照相机的观测仪器(例如,内窥镜)或其他成像设备来提供成像。观测仪器可以通过端口被插入到患者中以收集图像。可以以机器人的方式来控制观测仪器。在方框 408 中,将实时图像与由光纤形状感测设备(形状感测数据)测得的管腔的位置配准。在方框 410 中,在实时图像上生成指示管腔的位置和分支的位置的叠加图像。可以在显示器上对此进行绘制。在一个实施例中,管腔包括针对搭桥程序要被取走的具有分支的血管。管腔可以包括由于周围组织而不可见的分支。在方框 412 中,叠加图像在分支的位置处提供叠加上的标记,以将分支绘制为可见的。

[0054] 在方框 414 中,工具可以被机器人引导到如叠加中指示的分支的位置中的至少一个。一旦被引导到分支位置,则可以执行多个不同的程序或操作。机器人引导可以采用视觉伺服方法来使内窥镜图像处在叠加图像的中心。机器人引导或人类引导也可以采用用于跟踪管腔的其他技术。在一个范例中,在方框 416 中,对如由叠加指示的管腔中的分支进行封闭。这可以包括对血管的分支进行烧灼、装订等。由于叠加图像由包括分支位置信息的形状感测数据来驱动,因此在方框 418 中可以使用形状感测数据来更新叠加以指示分支是否已经被封闭。在方框 420 中,血管被取走并且为搭桥或其他手术程序中的血管再生做准备。在方框 422 中,继续程序,例如用来完成取下或其他任务。

[0055] 在解释权利要求书时,应当理解:

[0056] a) 词语“包括”不排除给定的权利要求中列出的那些之外的其他元件或动作的存在;

[0057] b) 在元件前面的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在;

[0058] c) 权利要求书中的任何附图标记均不对它们的范围进行限制;

[0059] d) 可以由同一项目或硬件或软件实现的结构或功能来表示若干“单元”;并且

[0060] e) 除非明确地指出,否则不特意要求动作的具体顺序。

[0061] 已经描述了用于血管可视化和监测的由光纤传感器引导的导航的优选实施例(所述优选实施例旨在是说明性的而不是限制性的),注意到,本领域技术人员鉴于以上教导可以做出修改和变型。因此应当理解,可以在本文中如权利要求书概括的那样公开的实施例的范围内,在所公开的公开内容的特定实施例中做出变化。因此已经描述了专利法所要求的细节和特性,在权利要求书中阐述了由专利证书要求并且期望被保护的内容。

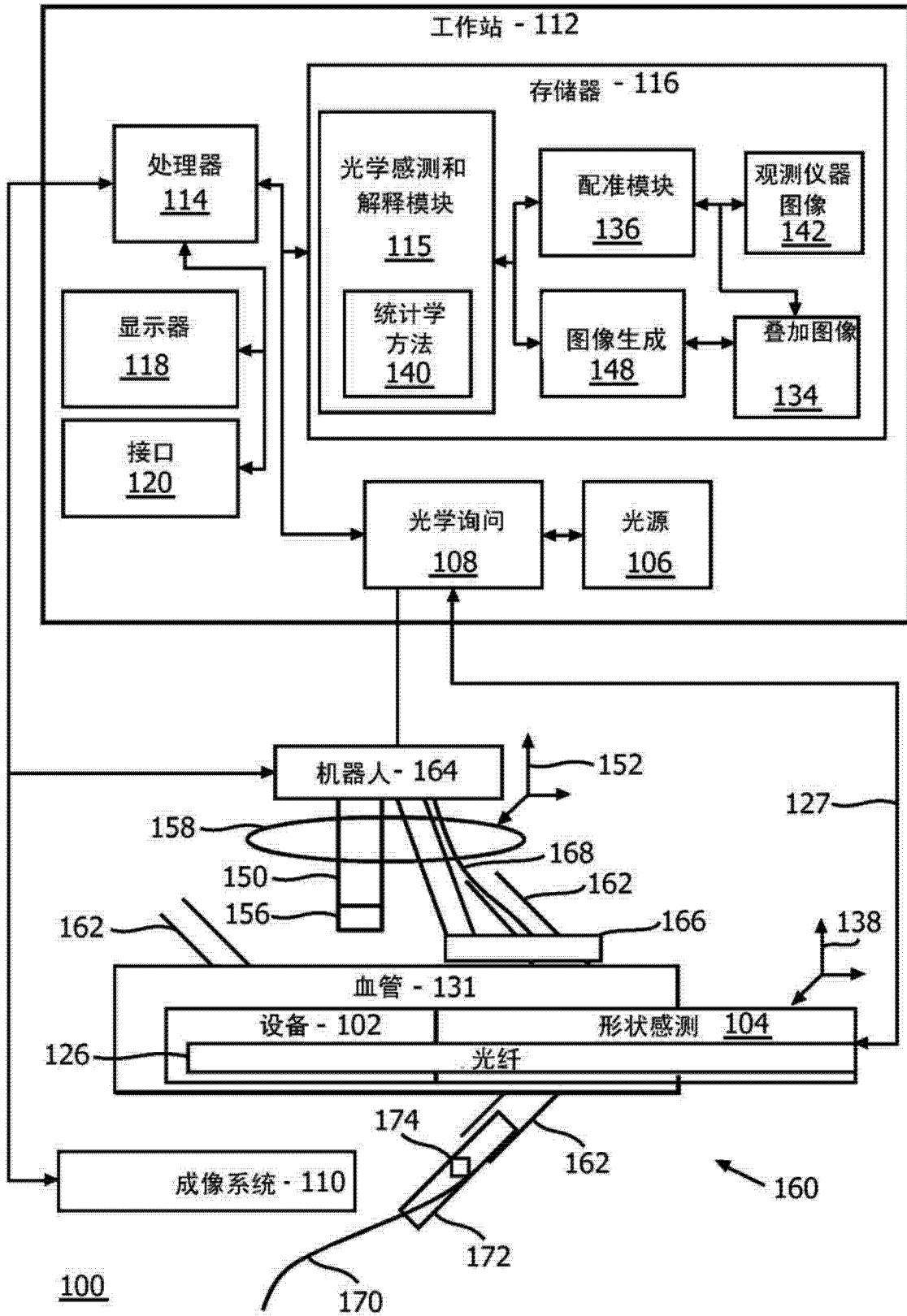


图 1

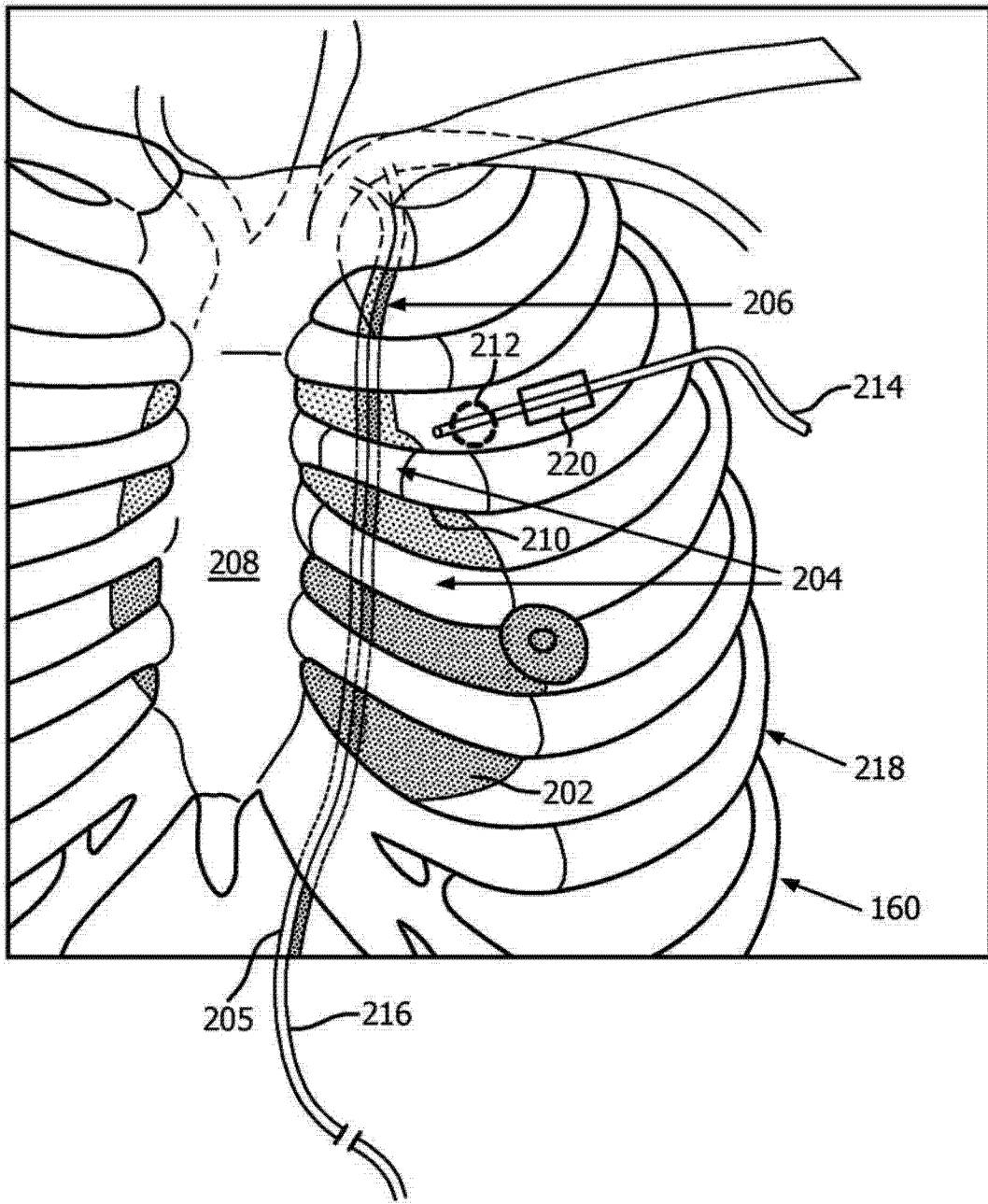


图 2

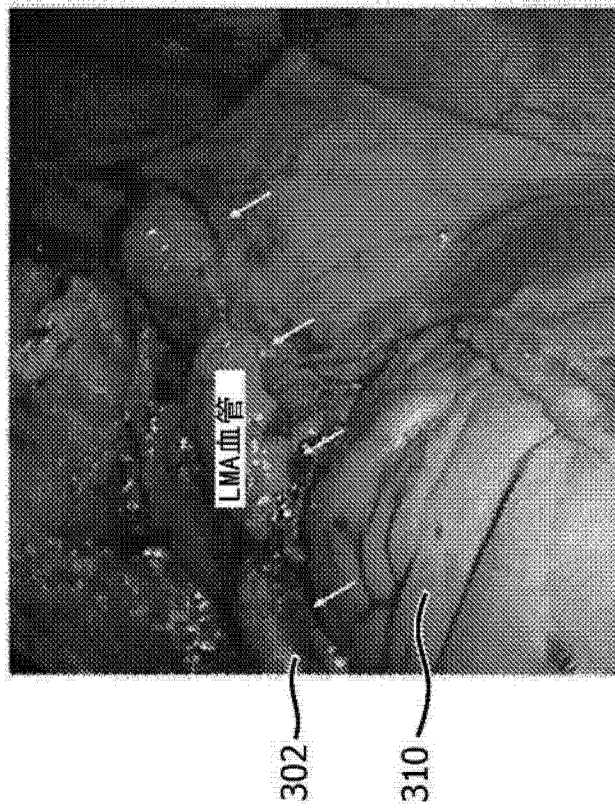


图 3A

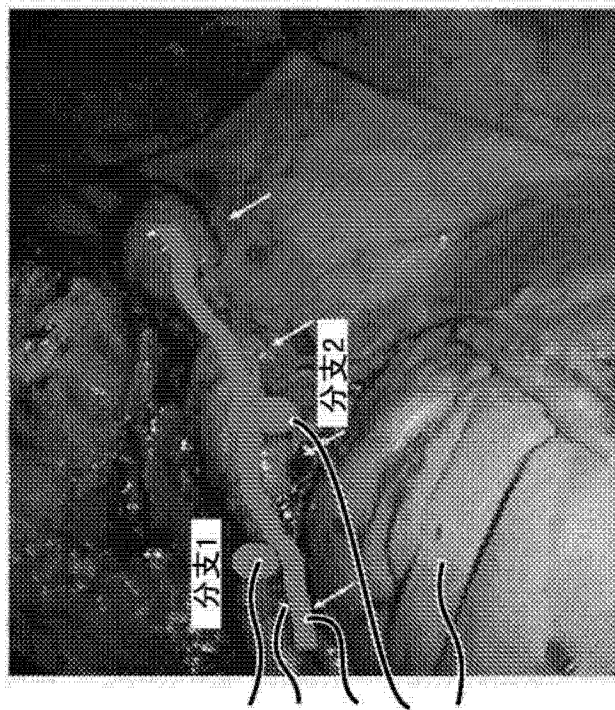


图 3B

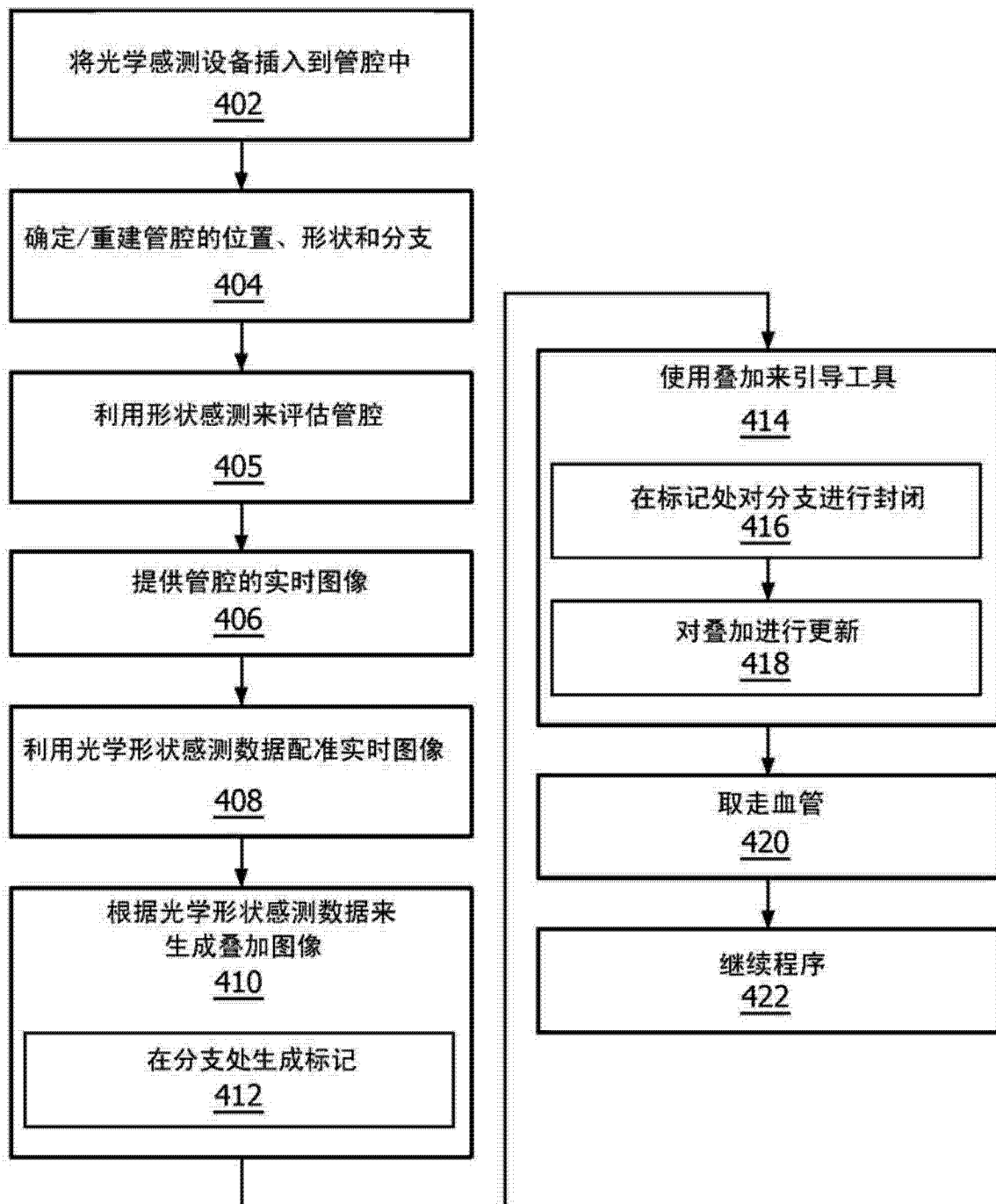


图 4

专利名称(译)	用于血管可视化和监测的由光纤传感器引导的导航		
公开(公告)号	CN104427927A	公开(公告)日	2015-03-18
申请号	CN201380034379.1	申请日	2013-06-20
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	H·埃尔哈瓦林 A·波波维奇 R·曼茨克 R·陈		
发明人	H·埃尔哈瓦林 A·波波维奇 R·曼茨克 R·陈		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/06 A61B17/00		
CPC分类号	A61B5/489 A61B2019/5291 A61B5/066 A61B2019/5261 A61B5/6847 A61B5/065 A61B2017/00778 A61B5/0084 A61B19/2203 A61B5/6876 A61B34/30 A61B2034/2061 A61B2090/365 A61B34/20 A61B2034/303 A61B1/00009 A61B17/068 A61B5/0026 A61B5/0036 A61B5/02007 A61B5/0261 A61B5/1076 A61B5/1079 A61B5/4836 A61B5/7264 A61B17/00008 A61B17/0057		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/665387 2012-06-28 US		
其他公开文献	CN104427927B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于将管腔的分支可视化的方法包括将光纤形状感测设备插入(402)到管腔中，并且基于由所述管腔中的流量在所述光纤形状感测设备中引起的应变来确定(404)所述管腔中的变化。在对所述管腔的绘制上指示(410)分支的位置。将仪器引导(414)到在所述绘制上指示的分支的所述位置。

