



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107690302 B

(45)授权公告日 2019.12.24

(21)申请号 201680032733.0

(22)申请日 2016.04.04

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107690302 A

(43)申请公布日 2018.02.13

(30)优先权数据
62/143,405 2015.04.06 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.12.05

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2016/025891 2016.04.04

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2016/164311 EN 2016.10.13

(73)专利权人 直观外科手术操作公司
地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 F·巴巴格力 C·R·卡尔森
C·Q·登霍欧 V·多文戴姆
T·D·苏珀尔 T·赵

(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245
代理人 徐东升 李尚颖

(51)Int.Cl.
A61B 1/01(2006.01)
A61B 1/267(2006.01)
A61B 34/20(2016.01)

(56)对比文件
WO 2015/017270 A1,2015.02.05,
CN 104135909 A,2014.11.05,
CN 103501678 A,2014.01.08,
CN 101081166 A,2007.12.05,

审查员 孙颖

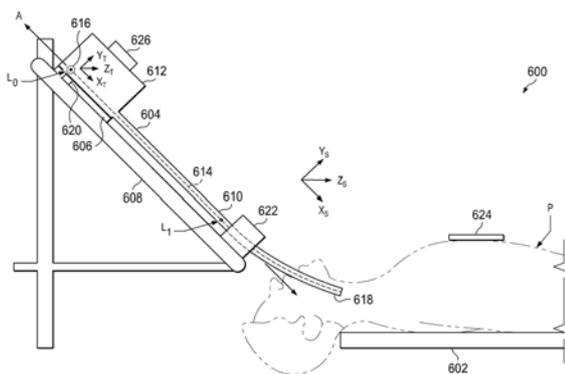
权利要求书2页 说明书13页 附图8页

(54)发明名称

在图像引导的外科手术中的配准补偿的系统和方法

(57)摘要

一种由计算系统执行的方法包括接收医疗器械的细长柔性部分的形状信息。该医疗器械包括可移动地耦连到在手术参考坐标系中具有已知位姿的固定装置的参考部分。该固定装置包括在手术参考坐标系中具有已知约束结构位置的约束结构。该细长柔性部分被耦连到参考部分并且尺寸被设计成穿过约束结构。该方法进一步包括接收在手术参考坐标系中的参考部分方位信息；根据参考部分方位信息和形状信息确定在手术参考坐标系中的估计的约束结构位置；通过比较估计的约束结构位置与已知约束结构位置，确定校正因子；以及基于校正因子修改形状信息。



1. 一种由计算系统执行的方法,所述方法包括:
 - 接收用于医疗器械的细长柔性部分的形状信息,所述医疗器械包括,
 - 参考部分,所述参考部分可移动地耦连到在手术参考坐标系中具有已知位姿的固定装置,所述固定装置包括在所述手术参考坐标系中具有已知约束结构位置的约束结构,其中所述细长柔性部分被耦连到所述参考部分并且其尺寸设计成穿过所述约束结构;
 - 接收在所述手术参考坐标系中的参考部分方位信息;
 - 利用光学跟踪器光学跟踪所述医疗器械上的光学标记;
 - 接收来自所述光学跟踪器的医疗器械方位信息;
 - 根据所述参考部分方位信息和所述形状信息确定在所述手术参考坐标系中的估计的约束结构位置;
 - 通过比较估计的约束结构位置与所述已知的约束结构位置,确定校正因子;以及
 - 基于所述校正因子和所述医疗器械方位信息修改所述形状信息。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述形状信息从在所述医疗器械内延伸的光纤形状传感器接收。
3. 根据权利要求2所述的方法,其中所述光纤形状传感器包括位于所述医疗器械的所述参考部分中的近端。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中所述形状信息包括所述医疗器械的远侧尖端的位姿。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中所述固定装置是固定在所述手术参考坐标系中的远程操作的操纵器的部件。
6. 根据权利要求5所述的方法,其中所述参考部分方位信息基于来自所述远程操作的操纵器的至少一个自由度的传感器数据而被校准。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中所述约束结构被配置为约束所述医疗器械的所述细长柔性部分在所述手术参考坐标系中的所述已知约束结构位置处的运动的至少两个自由度。
8. 根据权利要求7所述的方法,其中所述约束结构包括刚性环。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中所述约束结构被配置为约束所述医疗器械的所述细长柔性部分在所述手术参考坐标系中的所述已知约束结构位置处的运动的至少四个自由度。
10. 根据权利要求9所述的方法,其中所述约束结构包括细长套管。
11. 根据权利要求1所述的方法,其中所述已知约束结构位置是在所述手术参考坐标系中的固定位置。
12. 根据权利要求1所述的方法,所述方法进一步包括接收解剖模型信息;以及将修改的器械形状信息配准到所述解剖模型信息。
13. 根据权利要求1所述的方法,其中确定在所述手术参考坐标系中估计的约束结构位置包括确定形状传感器参考坐标系中的相对于所述参考部分的约束结构位置。
14. 根据权利要求1所述的方法,其中接收在所述手术参考坐标系中的所述参考部分方位信息包括接收校准的参考部分方位信息,所述校准的参考部分方位信息基于当所述医疗器械的所述参考部分沿所述固定装置安置时接收的马达方位测量装置数据。

15. 一种由计算系统执行的方法,所述方法包括:
从医疗器械接收所述医疗器械的形状信息,所述医疗器械包括,
参考部分,所述参考部分可移动地耦连到在手术参考坐标系中具有已知位姿的固定装置,所述固定装置包括约束结构,和
耦连到所述参考部分的细长柔性部分,其中所述细长柔性部分的尺寸设计成穿过在所述手术参考坐标系中的已知位置处的所述固定装置的所述约束结构;
接收解剖模型信息;以及
利用光学跟踪器光学跟踪所述医疗器械上的光学标记;
接收来自所述光学跟踪器的医疗器械部分方位信息;以及
将所述医疗器械的所述形状信息配准到所述解剖模型信息,其中配准包括调整所述医疗器械的所述形状信息,以穿过所述手术参考坐标系中的所述已知位置。
16. 根据权利要求15所述的方法,其中所述形状信息从在所述医疗器械内延伸的光纤形状传感器接收。
17. 根据权利要求16所述的方法,其中所述光纤形状传感器包括位于所述医疗器械的所述参考部分中的近端。
18. 根据权利要求15所述的方法,其中所述形状信息包括所述医疗器械的远侧尖端的位姿。
19. 根据权利要求15所述的方法,其中所述固定装置是固定在所述手术参考坐标系中的远程操作的操纵器的部件。
20. 根据权利要求15所述的方法,其中所述约束结构被配置为约束所述医疗器械的所述细长柔性部分在所述手术参考坐标系中的所述已知位置处的运动的至少两个自由度。
21. 根据权利要求20所述的方法,其中所述约束结构包括刚性环。
22. 根据权利要求15所述的方法,其中所述约束结构被配置为约束所述医疗器械的所述细长柔性部分在所述手术参考坐标系中的所述已知位置处的运动的至少四个自由度。
23. 根据权利要求22所述的方法,其中所述约束结构包括细长套管。
24. 根据权利要求15所述的方法,其中配准包括光学跟踪位于所述医疗器械的所述参考部分上和位于患者解剖体上的标记。
25. 根据权利要求15所述的方法,其中配准包括跟踪位于所述医疗器械的所述参考部分上和位于患者解剖体上的电磁标记。
26. 根据权利要求15所述的方法,其中调整所述医疗器械的所述形状信息包括校正所述医疗器械的所述形状信息的取向,以延伸通过所述手术参考坐标系中的所述已知位置。
27. 根据权利要求15所述的方法,其中所述已知位置是在所述手术参考坐标系中的固定位置。
28. 根据权利要求15所述的方法,所述方法进一步包括显示配准到从所述解剖模型信息产生的第二图像的所述医疗器械的第一图像。

在图像引导的外科手术中的配准补偿的系统和方法

[0001] 相关申请

[0002] 本专利申请要求对2015年4月6日提交的题为“SYSTEMS AND METHODS OF REGISTRATION COMPENSATION IN IMAGE GUIDED SURGERY (在图像引导的外科手术中的配准补偿的系统和方法)”的美国临时专利申请62/143,405的提交日期的优先权和利益,该专利申请通过引用以其整体并入本文。

技术领域

[0003] 本公开涉及用于实行图像引导程序的系统和方法,并且更具体地,涉及用于在图像引导程序期间补偿配准误差的系统和方法。

背景技术

[0004] 微创医疗技术意在减小在医疗程序期间损坏的组织的量,从而减少患者恢复时间、不舒适性和有害的副作用。此类微创技术可以穿过患者解剖体中的自然孔口或穿过一个或更多个手术切口执行。穿过这些自然孔口或切口,临床医生可以插入微创医疗器械(包括手术器械、诊断器械、治疗器械或活体组织检查器械),以到达目标组织位置。为了协助到达目标组织位置,医疗器械的位置和移动可以用患者解剖体的术前或术中图像配准。用配准到图像的图像引导器械,所述器械可以导航解剖系统中的自然或手术产生的通道,诸如肺、结肠、肠、肾、心脏、循环系统等。一些图像引导的器械可以包括光纤形状传感器,其提供关于细长柔性器械的形状和关于器械的远端的位姿的信息。需要用于最小化与将器械的近端配准到术前图像或术中图像相关联的误差的系统和技术,以维持用于器械的远端的位姿估计的准确性。

发明内容

[0005] 本发明的实施例由说明书随附的权利要求概括。

[0006] 在一个实施例中,一种由计算系统执行的方法包括接收医疗器械的细长柔性部分的形状信息。该医疗器械包括可移动地耦连到在手术参考坐标系(surgical reference frame)中具有已知位姿的固定装置的参考部分。该固定装置包括在手术参考坐标系中具有已知约束结构位置的约束结构。该细长柔性部分被耦连到参考部分并且尺寸被设计成穿过约束结构。该方法进一步包括接收在所述手术参考坐标系中的参考部分方位信息;根据参考部分方位信息和形状信息确定在手术参考坐标系中的估计的约束结构位置;通过比较估计的约束结构位置与已知约束结构位置,确定校正因子;以及基于校正因子修改形状信息。

[0007] 在另一个实施例中,一种由计算系统执行的方法包括从医疗器械接收器械的形状信息。该医疗器械包括可移动地耦连到在手术参考坐标系中具有已知位姿的固定装置的参考部分。该固定装置包括约束结构和耦连到参考部分的细长柔性部分。该细长柔性部分的尺寸设计成在手术参考坐标系中的已知位置处穿过固定装置的约束结构。该方法进一步包括接收解剖模型信息和将器械形状信息配准到解剖模型信息。配准包括调整器械形状信

息,以穿过手术参考坐标系中的已知位置。

[0008] 应当理解的是,前述总体描述和以下具体实施方式在本质上是示例性的和解释性的,并且意在提供对本公开的理解,而不限本公开的范围。在那个方面,本公开的附加方面、特征和优点根据以下具体实施方式将对本领域的技术人员是显而易见的。

附图说明

[0009] 当与附图一起阅读时,本公开的各方面从以下具体实施方式最好地理解。强调指出,根据本行业中的标准实践,各种特征件未按比例绘制。事实上,为了便于讨论,各种特征件的尺寸可以任意地增大或减小。此外,本公开可以在各种示例中重复参考标号和/或字母。此重复是为了简单和清楚的目的,并且本身不规定所讨论的各种实施例和/或配置之间的关系。

[0010] 图1是根据本公开的实施例的远程操作的医疗系统。

[0011] 图2示出利用本公开的各方面的医疗器械系统。

[0012] 图3示出具有延伸的医疗工具的图2的医疗器械系统的远端。

[0013] 图4是示出根据本公开的实施例的用于在图像引导的手术程序中提供引导的方法的流程图。

[0014] 图5示出根据本公开的实施例的配准技术的配准显示台。

[0015] 图6示出包括安装在插入组件上的医疗器械的手术坐标空间的侧视图。

[0016] 图7a示出根据可替代实施例的图6的插入组件的一部分,其中两个自由度约束结构被安装在插入组件上。

[0017] 图7b示出图7a的约束结构的横截面视图。

[0018] 图8a示出根据可替代实施例的图6的插入组件的一部分,其中四自由度约束结构被安装在插入组件上。

[0019] 图8b示出图8a的约束结构的横截面视图。

[0020] 图9a是示出用于校正医疗器械与一组解剖模型信息的配准的方法的流程图。

[0021] 图9b是示出用于校正来自形状传感器的形状信息的方法的流程图。

[0022] 图10示出解剖模型信息与形状传感器信息的初始配准。

[0023] 图11示出基于形状传感器穿过约束结构而校正的最后配准。

具体实施方式

[0024] 在本发明的各方面的下列详细描述中,详细阐述许多具体细节,以便提供对公开的实施例的全面理解。然而,对于本领域的技术人员来说将明显的是,本公开的实施例可以在没有这些具体细节的情况下被实践。在其他情况下,众所周知的方法、程序、部件和电路未被详细描述,以便不会不必要地模糊本发明的实施例的各方面。并且为了避免不需要的描述性重复,根据一个说明性实施例描述的一个或多个部件或动作可以被使用或由于从其他说明性实施例可应用而被省略。

[0025] 以下实施例将在各种器械和器械的各部分在三维空间中的状态方面描述各种器械和器械的各部分。如本文所用,术语“方位(position)”指物体或物体的一部分在三维空间中的位置(例如,沿笛卡尔X、Y、Z坐标的三个平移自由度)。如本文所用,术语“取向”指物

体或物体的一部分的旋转放置(三个旋转自由度,例如滚动、俯仰和偏转)。如本文所用,术语“位姿 (pose)”指物体或物体的一部分在至少一个平移自由度的方位和该物体或该物体的一部分在至少一个旋转自由度的取向(多达六个总自由度)。如本文所用,术语“形状”指沿物体测量的一组位姿、方位或取向。

[0026] 参照附图的图1,用于在例如手术程序、诊断程序、治疗程序或活体组织检查程序中使用的远程操作医疗系统通常由参考标号100指示。如图1中所示,远程操作系统100通常包括用于在对患者P执行各种程序时操作医疗器械104的远程操作操纵器组件102。组件102被安装到手术台0或被安装在手术台0附近。主控组件106允许临床医生或外科医生S观看介入部位并控制从动操纵器组件102。

[0027] 主控组件106可以位于外科医生的控制台处,外科医生的控制台通常位于与手术台0相同的房间中。然而,应该理解的是,外科医生S可以位于不同的房间或与患者P完全不同的建筑物中。主控组件106通常包括用于控制操纵器组件102的一个或更多个控制装置。控制装置可以包括任何数量的各种输入装置,诸如操控杆、跟踪球、数据手套、触发式手枪、手操作式控制器、声音识别装置、身体运动或存在传感器等。在一些实施例中,控制装置将被提供有与相关联医疗器械104相同的自由度,从而为外科医生提供远程呈现/远程现场感 (telepresence),或控制装置与器械104一体以便外科医生具有直接控制器械104的强烈感觉的感知。在其他实施例中,控制装置可以具有比相关联医疗器械104更多或更少的自由度,并且仍然为外科医生提供远程呈现。在一些实施例中,控制装置是以六个自由度移动的手动输入装置,并且也可以包括用于致动器械(例如,用于关闭抓取夹爪,将电势应用于电极,输送医药治疗或诸如此类)的可致动手柄。

[0028] 远程操作组件102支撑医疗器械系统104,并且可以包括一个或更多个伺服控制连杆的运动学结构(例如,可以被手动地安置和锁定在适当位置中的一个或更多个连杆,通常称为设置结构)和远程操作操纵器。远程操作组件102包括多个致动器或马达,其响应于来自控制系统(例如,控制系统112)的命令而驱动医疗器械系统104上的输入装置。马达包括驱动系统,当其耦连到医疗器械系统104时可以将医疗器械推进到自然产生或手术产生的解剖孔口中。其他机动化驱动系统可以以多个自由度移动医疗器械的远端,多个自由度可以包括三个线性运动度(例如,沿X、Y、Z笛卡尔轴线的线性运动)和三个旋转运动度(例如,围绕X、Y、Z笛卡尔轴线的旋转)。此外,马达可以用于致动器械的可铰接末端执行器,以便在活体组织检查装置或类似物的夹爪中抓取组织。诸如解析器、编码器、电位器和其他机构的马达方位传感器可以将描述马达轴的旋转和取向的传感器数据提供至远程操作组件。该方位传感器数据可以用于确定由马达操纵的物体的运动。

[0029] 远程操作医疗系统100也包括传感器系统108,其具有一个或更多个子系统用于接收关于远程操作组件的器械的信息。此类子系统可以包括:方位传感器系统(例如,电磁(EM)传感器系统);用于确定导管尖端和/或沿器械系统104的柔性主体的一个或更多个节段的方位、取向、速度、速率、位姿和/或形状的形状传感器系统;使用摄像机监控器械系统和/或患者上的外部光学标记的光学跟踪系统;和/或用于从导管系统的远端捕获图像的可视化 (visualization) 系统。这些系统中的一个或更多个可以用于相对于参考坐标系来定位器械,参考坐标系诸如患者参考坐标系和/或手术环境参考坐标系。

[0030] 可视化系统(例如,图2的可视化系统231)可以包括观察镜组件 (viewing scope

assembly),其记录手术部位的同步或实时图像并将该图像提供至临床医生或外科医生S。同步图像可以例如是由安置在手术部位内的内窥镜捕获的二维或三维图像。在此实施例中,可视化系统包括内窥镜组件,其可以整体地或可移除地耦连到医疗器械104。然而,在可替代实施例中,附连到单独的操纵器组件的单独内窥镜可以与医疗器械一起使用,以对手术部位成像。可视化系统可以被实现为与一个或更多个计算机处理器互动或者另外由一个或更多个计算机处理器执行的硬件、固件、软件或其组合,一个或更多个计算机处理器可以包括控制系统112(在下面描述)的处理器。

[0031] 远程操作医疗系统100也包括用于显示由传感器系统108的子系统产生的手术部位和(一个或更多个)医疗器械系统104的图像或表示的显示系统110。显示器110和操作员输入系统106可以被取向,使得操作员可以通过远程呈现的感知来控制医疗器械系统104和操作员输入系统106。

[0032] 显示系统110也可以显示由可视化系统捕获的手术部位和医疗器械的图像。显示器110和控制装置可以被取向使得成像装置在镜组件和医疗器械中的相对方位类似于外科医生的眼睛和双手的相对方位,所以操作员可以操纵医疗器械104和手控制,就好像在实质真实在场地观看工作空间。通过真实在场(true presence),这意味着图像呈现是模拟正在实际操纵器械104的操作员的观看点的真实透视图像。

[0033] 可替代地或此外,显示器110可以通过使用来自成像技术的图像数据来呈现在术前或术中记录的手术部位的图像,成像技术诸如计算机断层扫描(CT)、磁共振成像(MRI)、荧光透视法、温度记录法、超声波、光学相干断层成像术(OCT)、热成像、阻抗成像、激光成像或纳米管X射线成像等。术前或术中图像信息可以呈现为二维、三维或四维(包括例如基于时间或基于速率的信息)图像,或者呈现为来自术前或术中图像数据组产生的模型的图像。

[0034] 在一些实施例中,经常出于图像引导的手术程序的目的,显示器110可以显示虚拟导航图像,在虚拟导航图像中医疗器械104的实际位置与术前或同步图像/模型配准(即医疗器械104的实际位置动态地参考术前或同步图像/模型),以向临床医生或外科医生S呈现来自器械104的尖端的位置的观看点的内部手术部位的虚拟图像。器械104的尖端的图像或其他图形或字母指示物可以被叠加在虚拟图像上,以协助外科医生控制医疗器械。可替代地,器械104可以在虚拟图像中不可见。

[0035] 在其他实施例中,显示器110可以显示虚拟导航图像,其中医疗器械的实际位置与术前或同步图像配准,以从外部观看点向临床医生或外科医生S呈现医疗器械在手术部位内的虚拟图像。医疗器械的一部分或其他图形或字母指示物的图像可以被叠加在虚拟图像上,以协助外科医生控制器械104。

[0036] 远程操作医疗系统100也包括控制系统112。控制系统112包括至少一个存储器和至少一个计算机处理器(未示出),并且典型地包括多个处理器,用于实现在医疗器械系统104、操作员输入系统106、传感器系统108和显示系统110之间的控制。控制系统112也包括编程指令(例如,存储指令的计算机可读介质),以实现根据本文公开的各方面描述的部分或全部方法,包括用于提供疾病信息至显示系统110的指令。当控制系统112在图1的简化示意图中作为单个块示出时,该系统可以包括两个或更多个数据处理电路,其中处理的一个部分可选地在远程操作组件102上或附近被执行,处理的另一部分在操作员输入系统106和

诸如此类处被执行。可以采用各种集中式或分布式数据处理架构中的任何架构。类似地,编程的指令可以作为许多单独的程序或子例程实现,或者他们可以被集成到如本文所述的远程操作系统的许多其他方面。在一个实施例中,控制系统112支持无线通信协议,诸如蓝牙、IrDA、HomeRF、IEEE 802.11、DECT和无线遥测术。

[0037] 在一些实施例中,控制系统112可以包括从医疗器械系统104接收力和/或转矩反馈的一个或更多个伺服控制器。响应于所述反馈,伺服控制器传送信号至操作员输入系统106。(一个或更多个)伺服控制器也可以传送指示远程操作组件102移动(一个或更多个)医疗器械系统104的信号,其中医疗器械系统104经由身体中的开口延伸到患者身体内的内部手术部位中。任何合适的常规或专门的伺服控制器可以被使用。伺服控制器可以与远程操作组件102分开或者与远程操作组件102集成。在一些实施例中,伺服控制器和远程操作组件作为安置在患者身体附近的远程操作臂推车的一部分提供。

[0038] 控制系统112可以进一步包括虚拟可视化系统,用于当在图像引导的手术程序中使用时向(一个或更多个)医疗器械系统104提供导航协助。使用虚拟可视化系统的虚拟导航是基于对获取的解剖通道的术前或术中数据组的参考。更具体地,虚拟可视化系统对于使用成像技术成像的手术部位的图像进行处理,成像技术诸如计算机断层扫描(CT)、磁共振成像(MRI)、荧光透视法、温度记录法、超声波、光学相干断层成像术(OCT)、热成像、阻抗成像、激光成像或纳米管X射线成像等。软件单独地或与手动输入结合用于将记录的图像转换为部分或整个解剖器官或解剖区域的分段的二维或三维复合表示。图像数据组与复合表示相关联。复合表示和图像数据组描述通道及其连接性的各种位置和形状。用于产生复合表示的图像可以在临床程序期间在术前或在术中记录。在可替代的实施例中,虚拟可视化系统可以使用标准表示(即不是患者专用的)或标准表示和患者专用数据的混合。复合表示和由复合表示产生的任何虚拟图像可以表示在一个或更多个运动阶段期间(例如,在肺的吸气/呼气循环期间)的可变形解剖区域的静态姿势。

[0039] 在虚拟导航程序期间,传感器系统108可以用于计算器械相对于患者解剖体的适当位置。该位置可以用于产生患者解剖体的宏观水平(外部)跟踪图像和患者解剖体的虚拟内部图像两者。使用光纤传感器来配准医疗器械与术前记录的手术图像(诸如来自虚拟可视化系统的那些图像)并且将医疗器械与术前记录的手术图像一起显示的各种系统是已知的。例如,(2011年5月13日提交的)美国专利申请No.13/107,562(公开了“Medical System Providing Dynamic Registration of a Model of an Anatomical Structure for Image-Guided Surgery”)公开了一种此类系统,所述专利申请通过引用以其整体并入本文。

[0040] 远程操作医疗系统100可以进一步包括可选的操作和支撑系统(未示出),诸如照明系统、转向控制系统、冲洗系统和/或抽吸系统。在可替代的实施例中,远程操作系统可以包括一个以上的远程操作组件和/或一个以上的操作员输入系统。操纵器组件的准确数量将取决于手术程序和在手术室内的空间限制等其他因素。操作员输入系统可以被并置,或者它们可以被安置在分开的位置中。多个操作员输入系统允许一个以上的操作员以各种组合来控制一个或更多个操纵器组件。

[0041] 图2示出医疗器械系统200,其可以在利用远程操作医疗系统100执行的图像引导的医疗程序中用作医疗器械系统104。可替代地,医疗器械系统200可以用于非远程操作探

查程序或在涉及传统手动操作医疗器械(诸如内窥镜)的程序中使用。此外或可替代地,医疗器械系统200可以用于收集与患者解剖通道内的位置对应的一组数据点。

[0042] 器械系统200包括耦连到器械主体204的导管系统202。导管系统202包括具有近端217和远端或尖端部分218的细长柔性导管主体216。在一个实施例中,柔性主体216具有大约3mm外直径。其他柔性主体外直径可以是更大的或更小的。导管系统202可以可选地包括用于确定在远端218处的导管尖端和/或沿主体216的一个或多个节段224的方位、取向、速度、速率、位姿和/或形状的形状传感器222。在远端218和近端217之间的主体216的整个长度可以有效地分为节段224。如果器械系统200是远程操作医疗系统100的医疗器械系统104,形状传感器222可以是传感器系统108的部件。如果器械系统200被手动操作或另外用于非远程操作程序,则形状传感器222可以耦连到跟踪系统230,该跟踪系统230询问形状传感器并且处理接收的形状数据。

[0043] 形状传感器222可以包括与柔性导管主体216对准(例如,提供在内部通道(未示出)内或安装在外部)的光纤。在一个实施例中,光纤具有大约200 μ m的直径。在其他实施例中,尺寸可以是更大的或更小的。形状传感器系统222的光纤形成光纤弯曲传感器用于确定导管系统202的形状。在一个可替代示例中,使用包括光纤布拉格光栅(FBG)的光纤,以提供一个或多个尺寸的结构中的应变测量。用于监控光纤在三维中的形状和相对方位的各种系统和方法在以下申请中描述:(2005年7月13日提交的)美国专利申请No.11/180,389(公开了“Fiber optic position and shape sensing device and method relating thereto”);(2004年7月16日提交的)美国专利申请No.12/047,056(其公开了“Fiber-optic shape and relative position sensing”);和(1998年6月17日提交的)美国专利No.6,389,187(公开了“Optical Fibre Bend Sensor”),全部专利申请通过引用以其整体并入本文。在可替代的实施例中的传感器可以采用任何合适的应变感测技术,诸如瑞利散射、拉曼(Raman)散射、布里渊散射和荧光散射。在其他可替代的实施例中,导管的形状可以使用其他技术确定。例如,导管远侧尖端位姿的历史可以用于在间隔时间内重构所述装置的形状。作为另一个示例,针对器械系统沿交替运动(诸如呼吸)的循环的已知点,历史位姿、方位或取向数据可以被存储。此存储数据可以用于开发关于导管的形状信息。可替代地,一系列沿导管安置的诸如EM传感器的方位传感器可以用于形状感测。可替代地,来自程序期间器械系统上的方位传感器(诸如EM传感器)的数据的历史可以用于表示器械的形状,特别是如果解剖通道通常是静态的。可替代地,具有由外部磁场控制的方位或取向的无线装置可以用于形状感测。无线装置的方位的历史可以用于确定导航的通道形状。

[0044] 医疗器械系统可以可选地包括方位传感器系统220。方位传感器系统220可以是具有包括一个或多个导电线圈的传感器220的EM传感器系统的部件,所述一个或多个导电线圈可以经受外部产生的电磁场。EM传感器系统220的每个线圈然后产生具有取决于该线圈相对于外部产生的电磁场的方位和取向的特征的感应电信号。在一个实施例中,EM传感器系统可以被配置和安置,以测量六个自由度,例如,三个方位坐标X、Y、Z和指示基点的俯仰、偏转和滚动的三个取向角度,或测量五个自由度,例如,三个方位坐标X、Y、Z和指示基点的俯仰和偏转的两个取向角度。在(1999年8月11日提交的)美国专利No.6,380,732中提供了EM传感器系统的进一步描述(其公开了“Six-Degree of Freedom Tracking System Having a Passive Transponder on the Object Being Tracked”),其通过引用以其整体

并入本文。在一些实施例中,形状传感器也可以用作方位传感器,因为传感器的形状连同关于形状传感器的基座的位置的信息(在患者的固定坐标系统中)允许计算沿形状传感器(包括远侧尖端)的各个点的位置。

[0045] 医疗器械系统可以可选地包括光学跟踪系统227。光学跟踪系统包括位于器械系统200上的多个标记。标记物可以位于外科使用期间患者解剖体外部的器械主体204上,或可以位于外科使用期间位于患者解剖体内部的导管系统202上。可以通过立体摄像系统在外科程序期间跟踪标记。

[0046] 跟踪系统230可以包括方位传感器系统220、光学跟踪系统227和/或形状传感器系统222,以确定远端218的方位、取向、速度、位姿和/或形状,以及沿着器械200的一个或多个节段224的方位、取向、速度、位姿和/或形状。跟踪系统230可以被实现为硬件、固件、软件或其组合,它们与一个或多个计算机处理器交互或以其他方式执行,该处理器可以包括控制系统112的处理器。

[0047] 柔性导管主体216包括尺寸和形状设计成接收医疗器械226的通道221。医疗器械可以包括例如图像捕获探针、活检器械、激光消融纤维或其他外科工具、诊断工具或治疗工具。医疗工具可以包括具有单个工作构件的末端执行器,诸如手术刀、钝刀片、光纤或电极。其他的末端执行器可以包括,例如,镊子,抓取器,剪刀或施夹钳。电激活末端执行器的示例包括电外科电极、换能器、传感器和诸如此类。在不同的实施例中,医疗工具226可以是图像捕获探针(例如可视化系统231的部件),其包括在柔性导管主体216的远端218处或其附近的用于捕获图像(包括视频图像)的立体或单视场摄像机,该图像被处理以用于显示。图像捕获探针可以包括耦合到摄像机用于传送捕获的图像数据的电缆。可替代地,图像捕获器械可以是耦合到可视化系统的光纤束,诸如纤维内窥镜。图像捕获器械可以是单个或多个谱,该单个或多个谱例如捕获可见光谱、红外线光谱或紫外线光谱中的一个或更多的图像数据。

[0048] 医疗器械226可以容纳电缆、连杆或在器械的近端和远端之间延伸以可控制地弯曲器械的远端的其他致动控制件(未示出)。可转向的器械在(2005年10月4日提交的)美国专利No.7,316,681(公开了“Articulated Surgical Instrument for Performing Minimally Invasive Surgery with Enhanced Dexterity and Sensitivity”)和(2008年9月30日提交的)美国专利申请No.12/286,644(公开了“Passive Preload and Capstan Drive for Surgical Instruments”)中详细描述,这些专利申请通过引用以其整体并入本文。

[0049] 柔性导管主体216也可以容纳电缆、连杆或其他转向控制件(未示出),其他转向控制件在壳体204和远端218之间延伸以可控地弯曲远端218,例如,如由远端的虚线表示219所示的。可转向导管在(2011年10月14日提交的)美国专利申请No.13/274,208(公开了“Catheter with Removable Vision Probe”)中详细描述,其通过引用以其整体并入本文。在其中器械系统200由远程操作组件致动的实施例中,壳体204可以包括驱动输入端,驱动输入端可移除地耦合到远程操作组件的机动化驱动元件并从机动化驱动元件接收动力。在其中器械系统200被手动操作的实施例中,壳体204可以包括夹紧特征件、手动致动器或用于手动地控制器械系统的运动的其他部件。导管系统可以是可转向的,或者可替代地,该系统可以是不可转向的,其中没有用于器械弯曲的操作员控制的集成机构。而且或可替代地,

一个或多个腔被限定在柔性主体216的壁中,其中医疗器械可以通过一个或多个腔被部署并且在目标手术位置处使用。

[0050] 在各种实施例中,医疗器械系统200可以包括柔性支气管器械,诸如支气管镜或支气管导管,用于在肺的检查、诊断、活体检查或治疗中使用。系统200也适合于在包括结肠、肠、肾脏、脑、心脏、呼吸系统和诸如此类的各种解剖系统中的任何解剖系统中经由自然或手术产生的连接通道的其他组织的导航和治疗。

[0051] 来自跟踪系统230的信息可以发送至导航系统232,其中该信息与来自可视化系统231和/或术前获得的模型的信息结合,以在显示系统110上向外科医生或其他操作者提供实时方位信息,用于在器械200的控制中使用。控制系统112可以利用方位信息作为用于安置器械200的反馈。在公开“Medical System Providing Dynamic Registration of a Model of an Anatomical Structure for Image-Guided Surgery”的2011年5月13日提交的美国专利申请No.13/107,562中提供了用于使用光纤传感器配准和显示手术器械与手术图像的各种系统,该申请通过引用以其整体并入本文。

[0052] 在图2的实施例中,器械200在远程操作医疗系统100内远程操作。在可替代的实施例中,远程操作组件102可以通过直接操作员控制件(control)取代。在直接操作替代选择中,各种手柄和操作员接口可以被包括以用于该器械的手持式操作。

[0053] 在可替代的实施例中,该远程操作系统可以包括一个以上的从动操纵器组件和/或一个以上的主控组件。操纵器组件的准确数量将取决于医疗程序和在手术室内的空间约束等其他因素。主控组件可以被并置,或者可以被安置在分开的位置中。多个主控组件允许一个以上的操作员以各种组合来控制一个或多个从动操纵器组件。

[0054] 如图3中更详细所示,用于外科手术、活体组织检查、消融、照明、冲洗或抽吸的这类程序的(一个或多个)医疗工具228可以通过柔性主体216的通道221被部署,并且在解剖体内的目标位置处使用。如果例如工具228是活体组织检查器械,其可以用于从目标解剖位置移除样本组织或采样细胞。医疗工具228也可以与柔性主体216内的图像捕获探针一起使用。可替代地,工具228本身可以是该图像捕获探针。工具228可以从通道221的开口被推进以执行该程序,并且然后当该程序完成时缩回到通道中。医疗工具228可以从导管柔性主体的近端217或从沿柔性主体的另一个可选器械端口(未示出)移除。

[0055] 图4是示出用于在进行图像引导的手术程序中使用的-般方法450的流程图。在过程452处,术前或术中图像数据从成像技术获得,成像技术诸如计算机断层扫描(CT)、磁共振成像(MRI)、荧光透视法、温度记录法、超声波、光学相干断层成像术(OCT)、热成像、阻抗成像、激光成像或纳米管X射线成像。术前或术中图像数据可以对应于二维、三维或四维(包括例如基于时间的信息或基于速率的信息)图像。在过程454处,计算机软件单独地或与手动输入结合用于将记录的图像转换为部分或整个解剖器官或解剖区域的分段的二维或三维复合表示或模型。复合表示和图像数据组描述通道的各种位置和形状及其连接性。更具体地,在分段过程期间,图像被划分成共享诸如颜色、密度、强度和质地等某些特征或计算属性的节段或元素(例如,像素或体素)。此分段过程导致二维或三维重构,二维或三维重构基于获得的图像形成目标解剖体的模型。为了表示模型,分段过程可以描述表示目标解剖体的各组体素,并且然后应用功能,诸如移动立方体功能(marching cube function),以获得包围体素的3D(三维)表面。此外或可替代地,该模型可以包括中心线模型,其包括延伸穿

过建模通道的中心的一组互连线节段或点。在过程456处,解剖模型数据在对患者的图像引导手术程序的过程之前和/或期间被配准到患者解剖体。通常地,配准涉及通过使用刚性和/或非刚性变换测量点与模型的点的匹配。测量点可以通过使用例如解剖体中的界标、光学标记和/或在成像期间扫描的和在程序期间跟踪的电磁线圈而被产生。此外或可替代地,测量点可以通过使用形状传感器信息和迭代最近点(ICP)技术而被产生。

[0056] 图5示出基于解剖模型信息显示人类肺部504的解剖通道502的渲染的显示系统500。在手术环境参考坐标系配准到模型参考坐标系的情况下,导管510的当前形状和远端518的位置可以与模型通道502的渲染同步地被定位和显示。随着导管在通道502内移动,跟踪和显示导管510的移动,为控制导管的移动的使用者提供引导。

[0057] 如上所述,各种定位系统可以用于在图像引导的手术程序期间将器械定位至手术参考坐标系(其与用于静态患者的患者参考坐标系相同或近似相同)。此类定位系统包括EM传感器、基于阻抗的传感器、基于超声波的传感器、基于光纤的传感器和/或基于光学跟踪器的传感器的使用。这些传感器可以位于在医疗程序期间位于患者解剖体内的器械的部件上,或者可以位于在医疗程序期间保留在患者解剖体外部的器械的部件上。一些定位系统具有可以限制其用于在手术环境中定位器械的功用的特征。例如,在EM感测或基于阻抗的感测的情况下,在手术环境中使用的金属物体或某些电子器件可以产生损害所感测的数据的质量的干扰。在基于光学跟踪器的系统的情况下,跟踪摄像机系统可能对于观察解剖体内的标记来说太大,或者如果观察在解剖体外部的标记,可能阻碍临床医生 workflow。

[0058] 光纤形状传感器可特别作为定位传感器使用,因为它们提供关于器械的整体形状(包括远侧尖端的位姿)的数据,而对区域中的金属物体不敏感或不需要阻碍性成像设备。然而,当使用光纤形状传感器时,由于传感器的长度(例如,大约一米),在光纤的近端处的小的方位和取向误差对于传感器的远端可能产生大的累积的方位和取向误差。校正这些误差的系统和方法在下面描述,并且可以用于产生光纤到解剖模型信息的更精确配准。

[0059] 图6示出具有手术坐标系统(coordinate system) X_s 、 Y_s 、 Z_s 的手术环境600,其中患者P被安置在平台602上。从患者总移动被镇静状态、抑制或以其他方式限制的角度而言,患者P可以在手术环境内是静态的。因此,患者参考坐标系可以被视为与手术环境参考坐标系相同或者相对于手术环境参考坐标系固定。包括患者P的呼吸和心脏运动的循环解剖学运动将继续。在手术环境600内,医疗器械604耦连到器械托架(carriage) 606。器械托架606被安装到插入台608。插入台608本身可以被固定在手术环境600内。可替代地,该插入台可以耦连到远程操作系统的操纵器臂。操纵器臂和因此插入台的移动可以通过使用例如用于操纵器臂的基于运动学的关节传感器、光学跟踪、EM跟踪或其他已知跟踪系统在手术环境600内被跟踪。因此,即使插入台本身未被固定,插入台在该环境中的位置也可以是已知的。插入台可以是如在本实施例中所示的线性台,或者可以在手术环境中具有另一个预定的和已知的形状。

[0060] 器械托架606可以是远程操作操纵器组件(例如,组件102)的部件,其耦连到器械604以控制插入运动(即在 X_s 方向上的运动)和可选地控制器械的远端在包括偏转、俯仰、滚动的多个方向上的运动。器械托架606或插入台608可以包括控制器械托架沿插入台的运动的伺服马达(未示出)。

[0061] 医疗器械604可以包括耦连到近侧刚性器械主体612的柔性导管610。刚性器械主

体612相对于器械托架606被耦连和固定,并且因此经由托架可移动地耦连到插入台608。光纤形状传感器614被固定在刚性器械主体612的参考部分616处。在可替代的实施例中,传感器614的参考部分616可以是沿主体612可移动的,但是参考部分的位置可以是已知的(例如,经由跟踪传感器或其他跟踪装置)。用于参考部分616的参考坐标系具有坐标系统 X_T 、 Y_T 、 Z_T 。形状传感器614测量从参考部分616到另一点(诸如导管610的远端618)的形状。医疗器械604可以基本上类似于医疗器械系统200。

[0062] 方位测量装置620提供关于在刚性器械主体612沿插入轴线A在插入台608上移动时的刚性器械主体612的方位的信息。方位测量装置620可以包括解析器、编码器、电位器以及其他机构,它们确定控制器械托架606的运动的马达轴的旋转和取向并因此提供刚性附连的器械主体612的运动的间接测量。可替代地,方位测量装置620可以通过使用例如机械带测量、激光距离传感器或电磁跟踪器或光学跟踪器来直接测量器械主体612的运动。在此实施例中,插入台608是线性的,但是在可替代的实施例中,它可以是弯曲的或具有弯曲部和线性部段的组合。可选地,线性跟踪可以是可折叠的,例如,如在美国临时专利申请No.62/029,917(2014年7月28日提交)(公开了“Guide Apparatus For Delivery Of A Flexible Instrument And Methods Of Use”)中描述的,该专利申请通过引用以其整体并入本文。图6示出沿插入台608在缩回位置中的器械主体612和托架606。在此缩回位置中,参考部分616在轴线A上的方位 L_0 处。在沿插入台608的此方位中,参考部分616的位置的 X_S 分量可以被设置为零或原始值。在器械主体612和托架606的此缩回位置的情况下,导管的远端618可以正好安置在患者P的进入孔口内部。

[0063] 如图6中所示,约束结构622刚性地耦连到插入台608。在可替代的实施例中,该约束结构可以是可移动的,但是该约束结构的位置在手术参考坐标系中可以是已知的(例如,经由跟踪传感器或其他跟踪装置)。因为约束结构622的位置在手术坐标系统600中是固定的或已知的,所以穿过约束结构622的导管610的部分也穿过相同的固定或已知位置。关于约束结构的固定或已知位置的此信息可以用于在手术坐标系统中确定或校正来自传感器614的形状信息的取向,并且因此也产生传感器和导管的远端的位置的更精确估计。

[0064] 如图7a中所示,约束结构622a可以是环形状构件,环形状构件的尺寸被设计成沿轴线A在滑动通道中接收导管610,并且在 $+X_S$ 、 $-X_S$ 方向上具有短长度 L_1 ,从而以两个自由度约束导管的移动。在一个实施例中,该环具有大约2mm的长度 L_1 。在允许绕约束的点的枢转运动的同时约束在 Y_S 、 Z_S 方向上的平移的其他相对短的长度可以是合适的。如图7b中所示,导管610受约束,因为它必须穿过环约束结构622a并因此导管的一个点的 Y_S 和 Z_S 坐标被约束为等于约束结构的中心的 Y_S 和 Z_S 坐标。换句话说,在约束结构622a的位置处,导管610的平移移动被限制在 $+/-Y_S$ 和 $+/-Z_S$ 方向上。由于长度 L_1 是相对短的,穿过约束结构622a的轴的部段在取向上不被约束,并且可以仍然围绕约束的点枢转。可替代地,如图8a中所示,约束结构622b可以是管形状构件,管形状构件的尺寸被设计成在 $+X_S$ 、 $-X_S$ 方向上在滑动通道中接收导管610,并且具有比 L_1 更长的长度 L_2 ,从而以四个自由度约束导管的移动。在一个实施例中,管形状构件具有大约2cm的长度 L_2 。约束在 Y_S 和 Z_S 方向的平移自由度和在俯仰和偏转方向上的旋转自由度的其他长度可以是合适的。如图8b中所示,约束结构622b以如下方式约束导管的轴的部段,即,不仅是约束为等于约束结构的中心线的 Y_S 和 Z_S 坐标的那个部段的 Y_S 和 Z_S 坐标,而且俯仰取向角度和偏转取向角度被约束为与 X_S 方向对准。两个方位和两个取向约

束添加到约束结构,以约束四个自由度。

[0065] 图9a是图示了根据本公开的实施例的用于在手术环境600中在对患者P的图像引导手术程序中为临床医生提供引导的方法700的流程图。在过程702处,形状信息从在器械604内延伸的光纤形状传感器614接收。形状信息描述在近侧参考部分616和远端618之间的器械604的形状。累积的形状信息也描述远端618相对于近侧参考部分616(即在 X_T 、 Y_T 、 Z_T 坐标系中)的方位和取向。来自传感器614的形状信息800可以如图10中所示说明。形状信息也提供关于相对于近侧参考部分616的约束的位置的信息。随着形状传感器沿轴线A移动,来自固定或已知约束的位置的观察形状信息对于近侧参考部分616的不同位置将是相同的(即将呈现相同的已知约束)。

[0066] 在过程704处,接收解剖模型信息。如上所述,解剖模型信息可以从包括CT、MRI和/或荧光透视法的成像技术获得的术前或术中图像数据产生。术前或术中图像数据可以对应于二维、三维或四维图像。分段过程产生二维或三维重构,二维或三维重构基于获得的图像形成解剖体的模型。该模型可以例如被表示为包括延伸穿过建模通道的中心的一组互连线段或点的中心线模型,或者可以被表示为描述建模通道的表面的表面模型。图10示出表示一组解剖通道的中心线模型的解剖模型信息802。

[0067] 在过程706处,器械形状信息800被配准到解剖模型信息802。为了执行在形状信息和解剖模型信息之间的配准,两组信息被配准到手术参考坐标系(其与用于静态患者的患者参考坐标系是相同的)。传感器614的近侧参考部分616相对于耦合到器械托架606的刚性器械主体612是固定的或已知的。器械托架沿在手术参考坐标系中具有固定的或已知的位置的插入台608移动。通过使用例如传感器620跟踪器械托架的移动,可以确定和跟踪近侧参考部分616相对于手术参考坐标系的方位和取向,并且因此可以确定和跟踪近侧参考部分参考坐标系相对于手术参考坐标系的位置和取向。

[0068] 将解剖模型信息802配准到手术参考坐标系可以根据各种方法中的任何方法执行。例如,配准可以通过使用在手术程序期间保持在患者上、在术前或术中成像期间附着到患者的标记624和在传感器614的参考部分616处附着到器械的标记626而被完成。在一个实施例中,标记624可以是具有二维或三维标记的区别配置的光学跟踪器。另一个光学跟踪器可以被安置在传感器614的参考部分616上。基于光学跟踪的配准在【代理案件号No. ISRG06890】中描述,其通过引用以其整体并入本文。在另一个实施例中,标记624、626可以是EM传感器。基于EM传感器的配准例如在(2005年5月16日提交的)美国专利申请No. 11/130,471(公开了“Methods and system for performing 3-D tool tracking by fusion of sensor and/or camera derived data during minimally invasive robotic surgery”)中描述,该专利申请通过引用以其整体并入本文。用于配准的其他方法包括基于由形状传感器收集的解剖点的配准算法的使用并且在【代理案件号No. ISRG06880】中描述,该文献通过引用以其整体并入本文。在此配准之后,近侧参考部分、解剖模型信息和约束结构的位置在手术参考坐标系中是已知的。因此,形状信息和解剖模型信息在手术参考坐标系中配准到彼此。

[0069] 如图10中所示,由于与形状传感器近侧参考部分参考坐标系到模型参考坐标系的配准取向相关联的误差,器械形状信息800到解剖模型信息802的初始配准可能是错误的。当与相对的参考部分参考坐标系的方位和/或取向相关联的小误差形成用于确定传感器的

远端804的位姿的基础时,这些小误差可能被混合和放大。因此,如图10中所示,与形状信息800的近侧参考部分616相关联的小的取向误差可能在定位形状传感器的远端804中产生显著误差。这些误差可以是显著的,因为它们将形状传感器的远端804定位在错误的解剖通道中。

[0070] 在过程708处,器械形状信息800通过补偿与传感器参考部分参考坐标系的取向或方位相关联的误差而被校正。约束结构622提供在器械必须穿过其中的手术参考坐标系中的已知位置。因此,形状传感器信息800必须穿过已知位置,其中自由度约束由约束结构622强制执行。不观察由约束结构施加的已知约束的初始配准可以通过旋转取向和/或平移形状传感器信息800的方位以穿过具有已知位姿的已知位置而被校正,其中已知位姿由约束结构622指示。如图11中所示,形状信息800的取向已经调整,以使形状信息800行进穿过约束结构622的位置。

[0071] 图9b是示出用于校正来自形状传感器的形状信息的方法710的流程图。在过程712处,形状信息从在器械604内延伸的光纤形状传感器614接收。形状信息描述在近侧参考部分616和远端618之间的器械604的形状。累积的形状信息也描述远端618相对于近侧参考部分616(即在 X_T 、 Y_T 、 Z_T 坐标系中)的方位和取向。形状信息也提供关于相对于近侧参考部分616的约束的位置的信息。随着形状传感器沿轴线A移动,在固定或已知约束的位置处的形状信息对于近侧参考部分的不同位置将是相同的。

[0072] 在过程714处,接收或确定在手术参考坐标系中的近侧参考部分616方位信息。在一个实施例中,执行校准程序,以校准近侧参考部分616沿插入路径的相对方位和/或取向。例如,随着托架606从部分616在位置 L_0 处的缩回位置移动到部分616在位置 L_1 处的前进位置,部分616的方位和取向被测量。校准程序针对方位测量装置620的每个变化确定部分616的移动的方向。在此实施例中,其中插入台608将托架606的移动限制为线性路径,校准程序确定直线的方向。根据插入台跟踪的斜率,可以针对方位测量装置620的每个对应测量来确定部分616在手术环境600中的方位和取向。在可替代的实施例中,如果插入台具有弯曲形状或另外具有非线性形状,校准程序可以确定非线性形状,使得针对方位装置的每个测量,部分616在手术环境中的方位和取向可以被确定。例如,导管的远侧尖端可以保持在固定方位中,而器械主体沿非线性插入台行进。随着器械主体沿插入台行进,由形状传感器从部分616收集的方位和取向数据与方位测量装置数据互相关,从而校准部分616沿插入台608的轴线A的移动。

[0073] 在过程716处,约束结构622在手术参考坐标系中的方位和取向可以基于器械形状信息和近侧参考部分616方位信息预测。更具体地,对于方位测量装置620的任何给定测量,基于校准,近侧参考部分616的方位在手术参考坐标系中是已知的。根据形状信息,约束结构622相对于参考部分616的方位和取向也是已知的。因此,对于参考部分616的每个位置,约束结构622在手术参考坐标系中的位置和取向可以通过组合所校准的插入方位信息和形状信息而被预测。

[0074] 在过程718处,约束结构622在手术参考坐标系中的预测方位和取向与约束结构622在手术参考坐标系中的已知方位和取向相比较。确定校正因子,该校正因子包括在约束结构的预测位置和已知位置之间的方位和取向分量。此校正因子被应用于形状传感器信息,以校正形状传感器信息的远端在手术参考坐标系中的方位和取向。可选地,此校正的形

状传感器信息可以用于与解剖模型信息配准,以执行图像引导的手术程序。可选地,定位器械可以与解剖模型一起显示,以在图像引导的外科手术中协助临床医生。

[0075] 虽然本公开的系统和方法已经被描述用于在肺部的连接支气管通道中使用,但是它们也适合于在包括结肠、肠、肾脏、脑、心脏、呼吸系统等各种解剖系统中的任何解剖系统中经由自然产生的或手术产生的连接通道导航和治疗其他组织。

[0076] 在本发明的实施例中的一个或多个元件可以以软件实现,以在诸如控制系统 112 的计算机系统的处理器上执行。当以软件实现时,本发明的实施例的元件实质上是执行必要任务的代码段。程序或代码段可以被存储在处理器可读存储介质或装置中,其可能已经通过体现为传输介质或通信链接上的载波的计算机数据信号的方式被下载。处理器可读存储装置可以包括可以存储信息的任何介质,其包括光学介质、半导体介质和磁介质。处理器可读存储装置示例包括电子电路;半导体装置、半导体存储器装置、只读存储器 (ROM)、闪存存储器、可擦除可编程只读存储器 (EPROM);软盘、CD-ROM、光盘、硬盘或其他存储装置。代码段可以经由诸如网络、以太网等计算机网络下载。

[0077] 注意所呈现的过程和显示可能本质上不与任何特定计算机或其他设备相关。各种这些系统所要求的结构将作为权利要求中的元件出现。此外,本发明的实施例不参考任何特定编程语言描述。将理解的是,各种编程语言可以用于如本文所述地实现本发明的教导。

[0078] 当本发明的某些示例性实施例已经在附图中描述和示出时,应当理解的是,此类实施例对于广泛的发明仅是说明性的和非限制性的,并且由于各种其他修改是本领域的普通技术人员可以想到的,本发明的实施例不限于所示和所述的具体构造和布置。

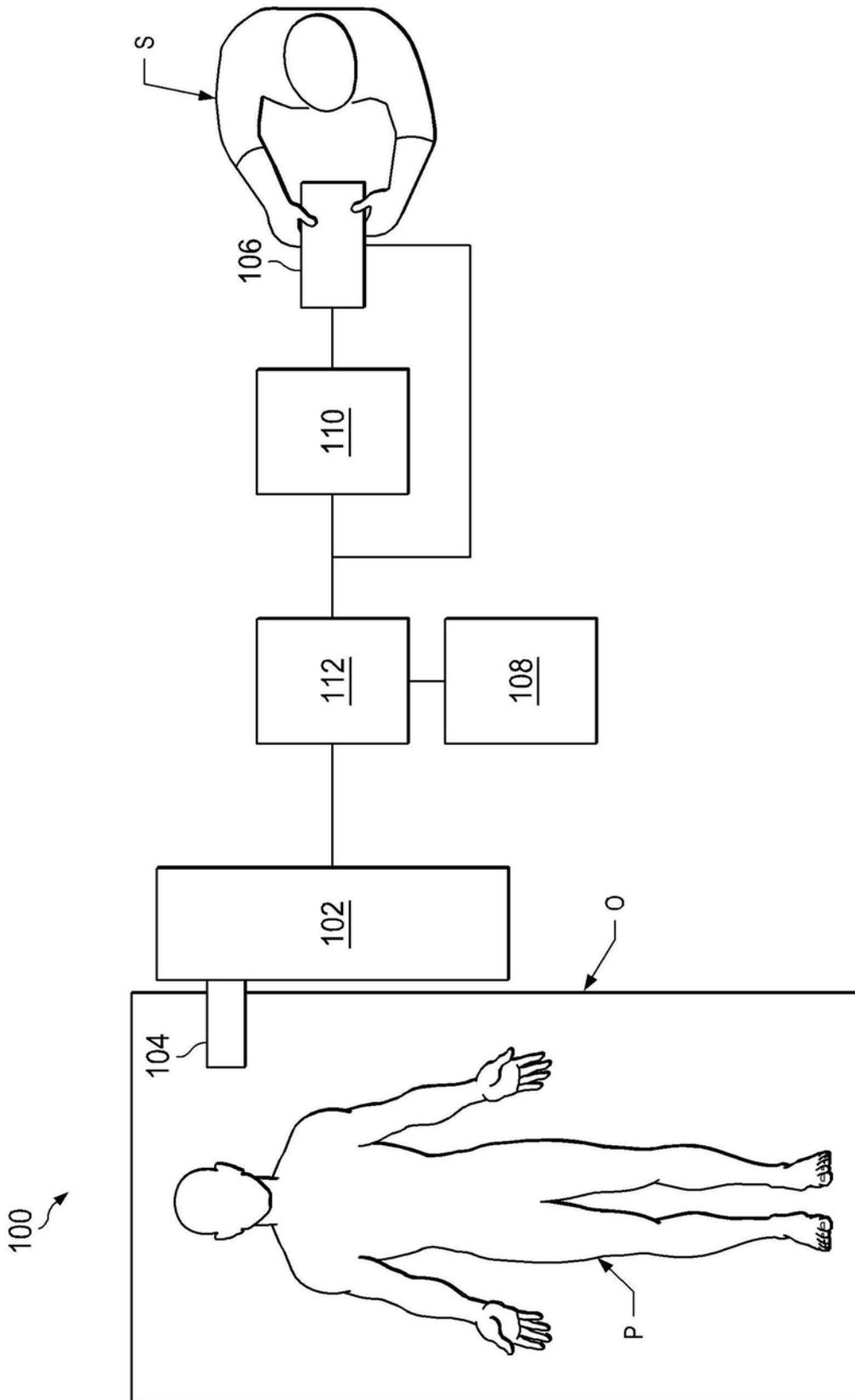


图1

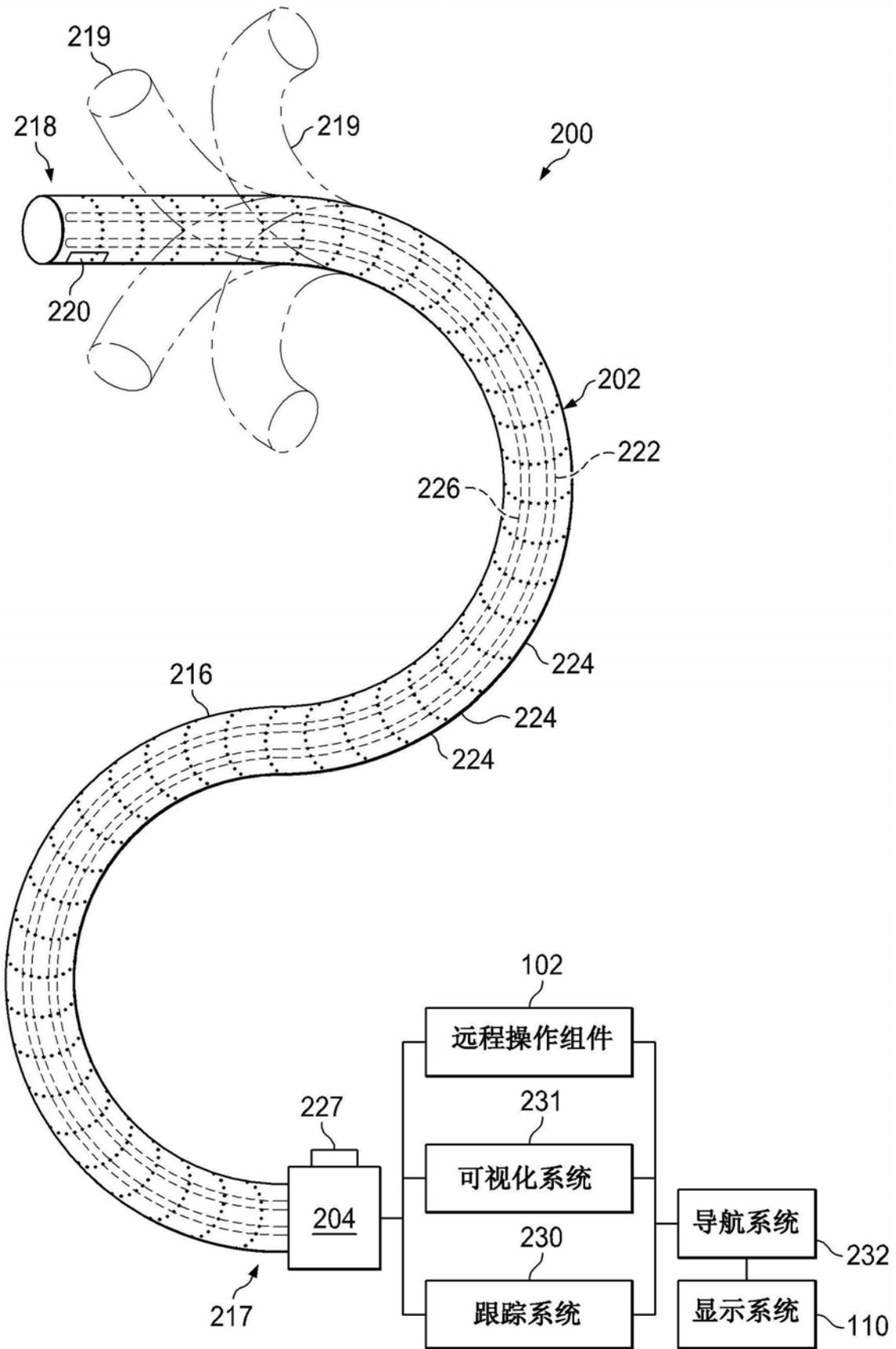


图2

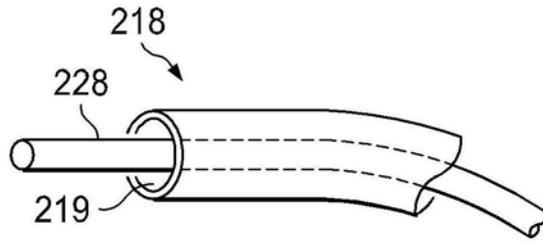


图3

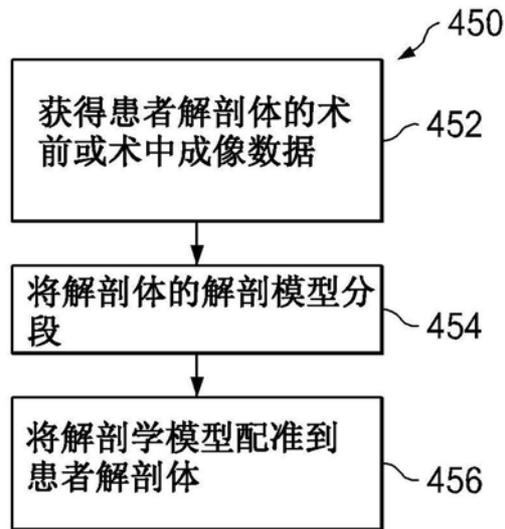


图4

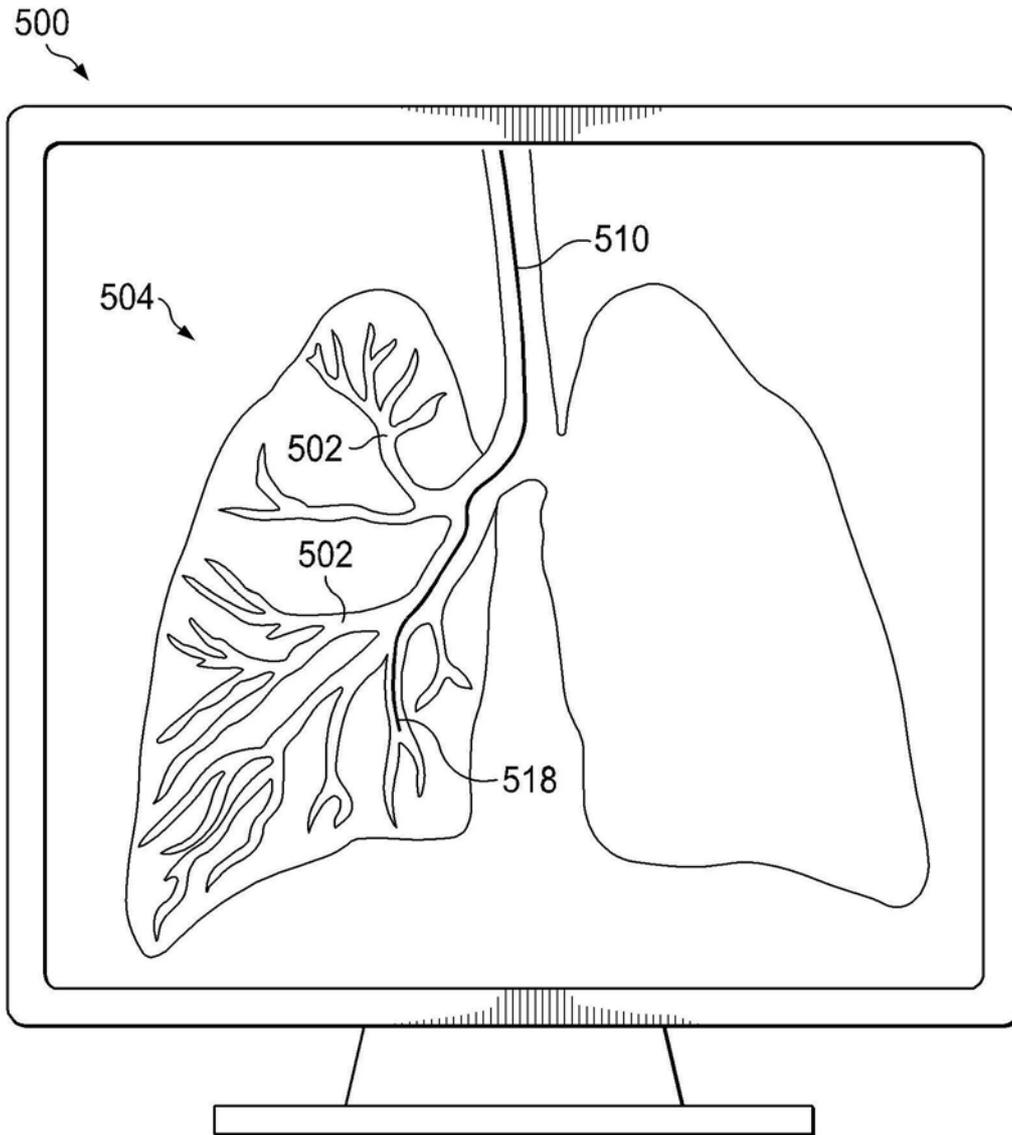


图5

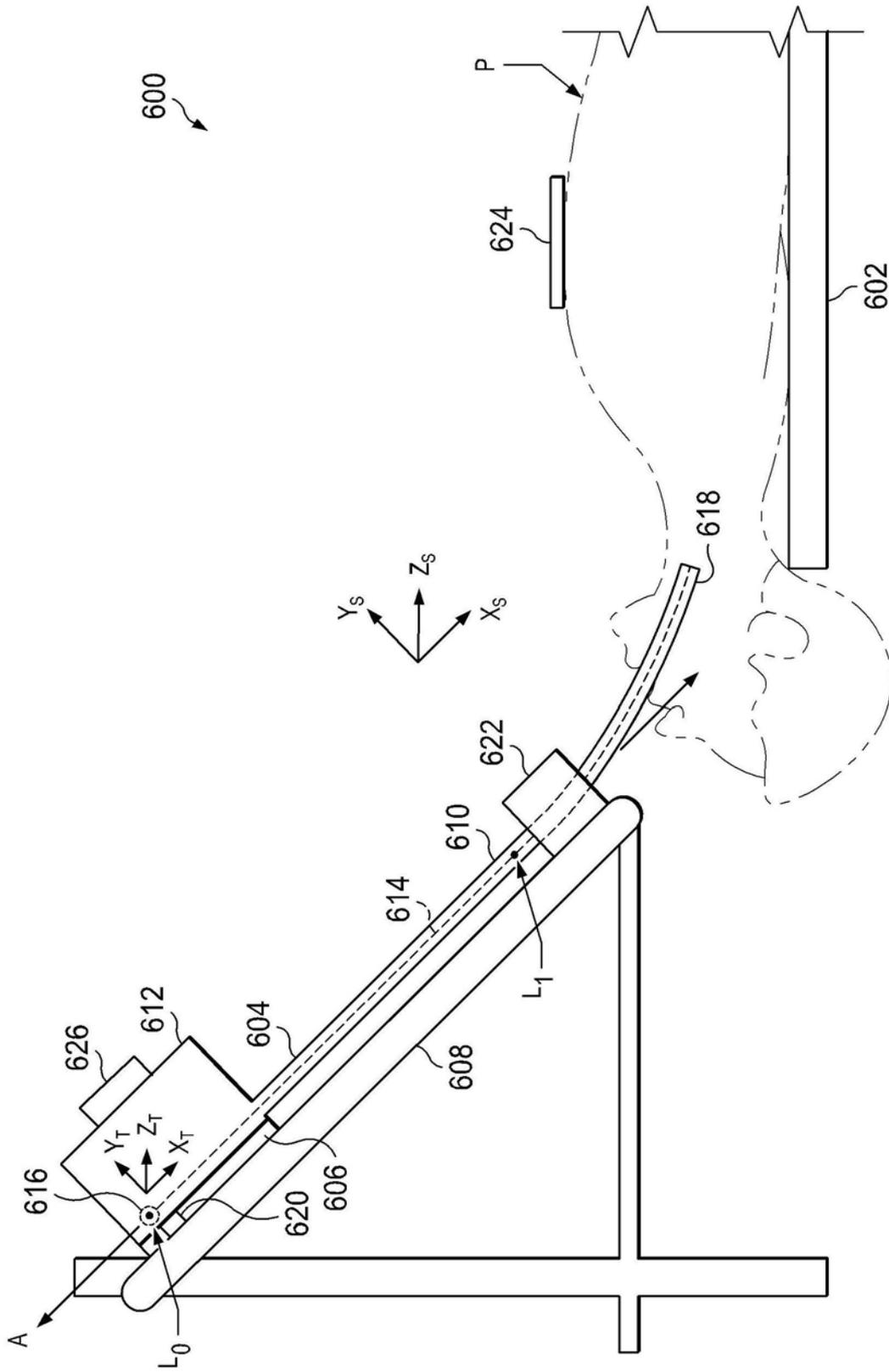


图6

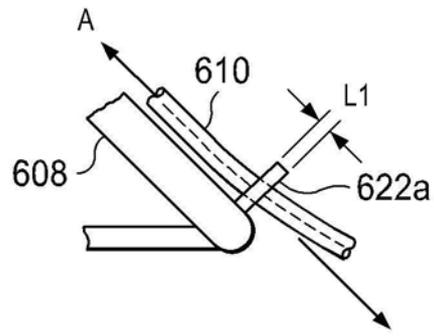


图7a

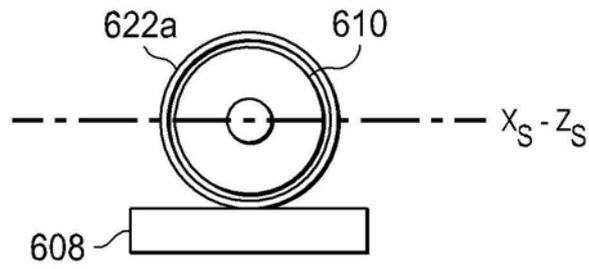


图7b

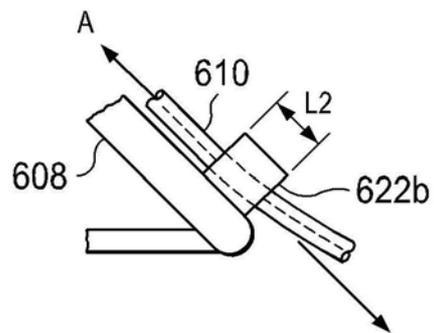


图8a

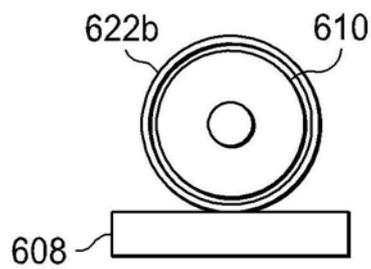


图8b

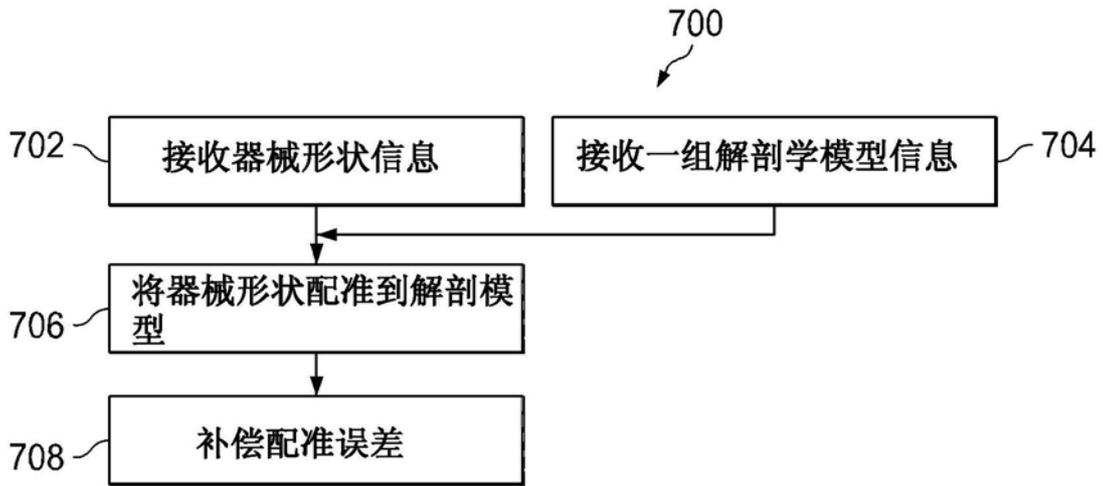


图9a

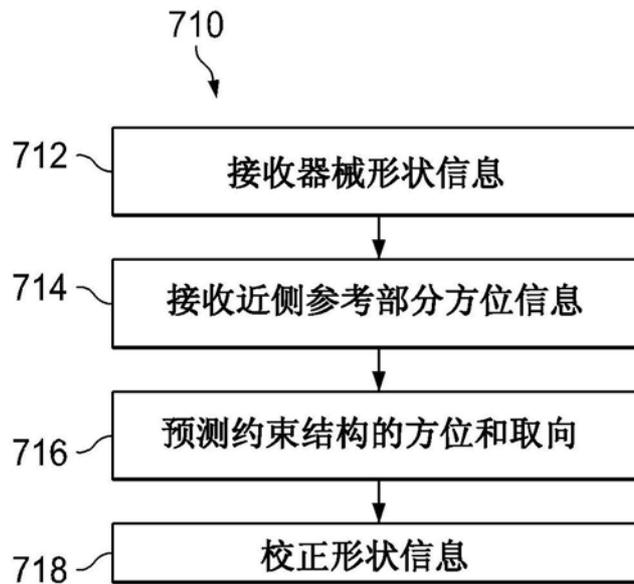


图9b

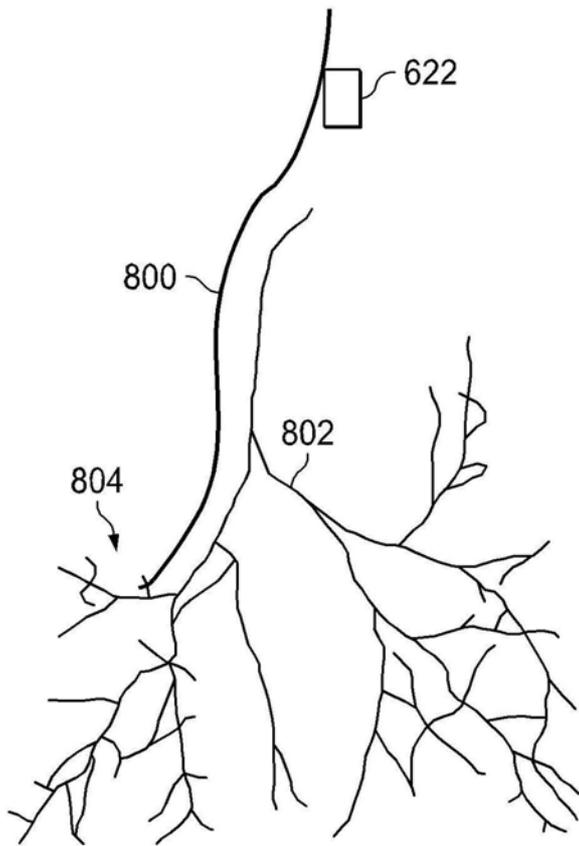


图10

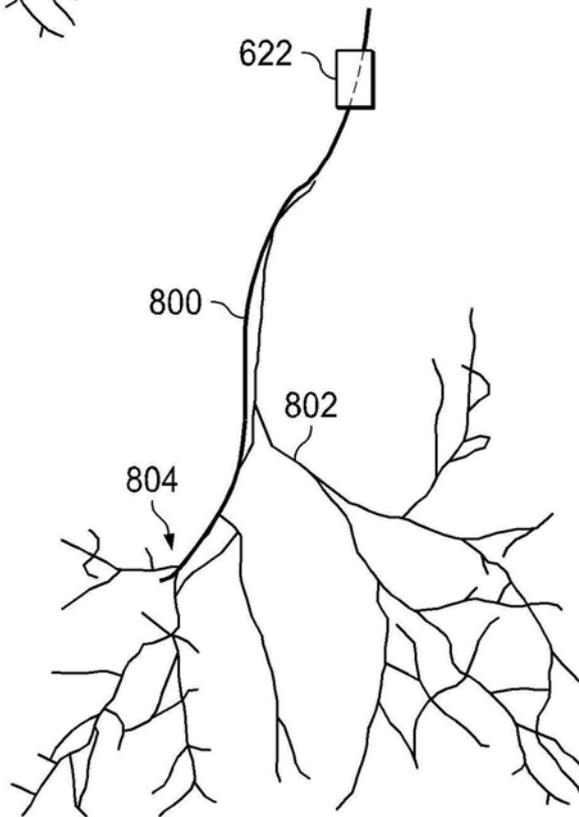


图11