



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110225710 A

(43)申请公布日 2019.09.10

(21)申请号 201880008263.3

(22)申请日 2018.01.31

(30)优先权数据

62/453,380 2017.02.01 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.07.24

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/016295 2018.01.31

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/144636 EN 2018.08.09

(71)申请人 直观外科手术操作公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 赵涛 F·巴巴格力

T·D·苏珀尔

(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 孙尚白

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

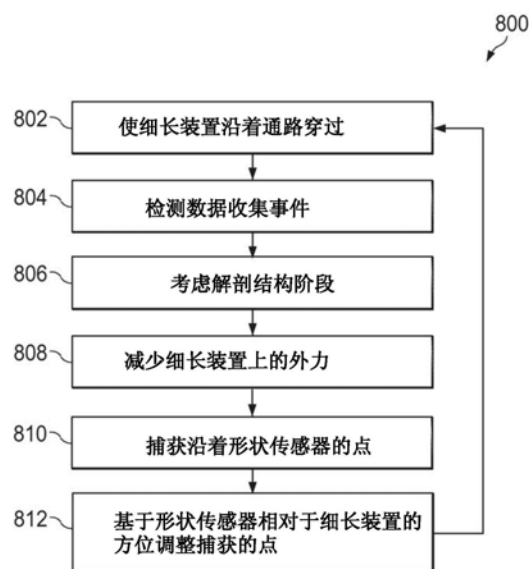
权利要求书3页 说明书20页 附图11页

(54)发明名称

用于图像引导的程序的配准的系统和方法

(57)摘要

用于支持图像引导的程序的系统和方法包括细长装置,该细长装置包括可转向的远端和沿着细长装置的长度定位的形状传感器、以及耦接到细长装置的一个或多个处理器。当细长装置正在穿过患者的一个或多个通路时,一个或多个处理器被配置成检测数据收集事件,并且响应于检测到数据收集事件,使用形状传感器沿着细长装置的长度捕获多个点。在一些实施例中,监测细长装置的插入深度。在一些实施例中,当插入深度超过阈值插入深度、检测到插入深度没有变化达长于阈值时间段的时间段、或者插入深度超过阈值缩回距离时,检测数据收集事件。



1. 一种医疗装置,其包括:
细长装置,其包括可转向远端和沿着所述细长装置的长度定位的形状传感器;以及
一个或多个处理器,其耦接到所述细长装置;
其中当所述细长装置正在穿过患者的一个或多个通路时,所述一个或多个处理器被配置成:
监测所述细长装置的插入运动;
检测数据收集事件,其中所述数据收集事件至少部分地基于所述细长装置的所述插入运动;以及
响应于检测到所述数据收集事件,使用所述形状传感器沿着所述细长装置的所述长度捕获多个点。
2. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中所述形状传感器是光纤形状传感器。
3. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中所述细长装置使用一个或多个致动器穿过所述患者的所述一个或多个通路以使所述细长装置插入、缩回和/或转向。
4. 根据权利要求1所述的医疗装置,其中使用所述形状传感器测量所述细长装置的所述插入运动。
5. 根据权利要求1所述的医疗装置,还包括耦接到所述细长装置的近端的跟踪传感器,其中使用所述跟踪传感器测量所述细长装置的所述插入运动。
6. 根据权利要求1或2-5中任一项所述的医疗装置,其中监测所述细长装置的所述插入运动包括监测所述细长装置的当前插入深度,并且其中当所述细长装置的所述当前插入深度超过阈值插入深度、检测到所述细长装置的所述当前插入深度没有变化达长于阈值时间段的时间段、或者所述细长装置的所述当前插入深度超过阈值缩回距离时,检测所述数据收集事件。
7. 根据权利要求1或2-5中任一项所述的医疗装置,其中监测所述细长装置的所述插入运动包括监测所述细长装置的所述插入运动的方向的变化,并且在所述方向的变化期间检测所述数据收集事件。
8. 根据权利要求1或2-5中任一项所述的医疗装置,其中所述数据收集事件还基于检测所述细长装置的路径变化或由操作者手动触发数据收集中的至少一个。
9. 根据权利要求1或2-5中任一项所述的医疗装置,还包括耦接到所述细长装置的成像装置。
10. 根据权利要求9所述的医疗装置,其中所述数据收集事件还基于检测由所述成像装置捕获的图像中的特征。
11. 根据权利要求1或2-5中任一项所述的医疗装置,其中所述一个或多个处理器还被配置成当检测到所述数据收集事件时确定所述患者的解剖结构阶段,并且利用所确定的解剖结构阶段标记所述多个点中的每一个。
12. 根据权利要求1或2-5中任一项所述的医疗装置,还包括沿着所述细长装置的所述长度定位的一个或多个力或压力传感器,其中所述一个或多个力或压力传感器包括所述形状传感器和应变传感器中的至少一个。
13. 根据权利要求12所述的医疗装置,其中所述一个或多个处理器还被配置成:
使用所述一个或多个力或压力传感器确定所述细长装置上的一个或多个外力;以及

提供指令以在捕获所述多个点之前调整所述细长装置的位置以减小所述细长装置上的所述一个或多个外力。

14. 根据权利要求1或2-5中任一项所述的医疗装置, 其中所述形状传感器位于距所述细长装置的中心线一定距离处, 并且其中所述一个或多个处理器被配置成基于所述形状传感器相对于所述细长装置的所述中心线的方位使所述多个点的方位偏移。

15. 根据权利要求1或2-5中任一项所述的医疗装置, 其中所述一个或多个处理器还被配置成将所述多个点配准到所述患者的所述通路的模型。

16. 根据权利要求1或2-5中任一项所述的医疗装置, 其中所述患者的所述通路对应于肺的气道。

17. 一种方法, 其包括:

使细长装置穿过一个或多个通路, 所述细长装置具有沿着所述细长装置的长度定位的形状传感器;

监测所述细长装置在所述一个或多个通路内的插入运动;

使用一个或多个处理器检测数据收集事件, 其中所述数据收集事件至少部分地基于所述细长装置的所述插入运动; 以及

响应于检测到所述数据收集事件, 由所述一个或多个处理器利用所述形状传感器沿着所述细长装置的所述长度捕捉多个点。

18. 根据权利要求17所述的方法, 其中所述通路对应于患者肺的气道。

19. 根据权利要求17所述的方法, 其中使所述细长装置穿过所述一个或多个通路包括使用一个或多个致动器以控制所述细长装置的插入、缩回或转向中的至少一个。

20. 根据权利要求17所述的方法, 其中使用所述形状传感器、跟踪传感器、内窥镜相机、或外部成像中的至少一个来监测所述细长装置的所述插入运动。

21. 根据权利要求17所述的方法, 其中通过测量所述细长装置在所述通路内的插入深度来监测所述细长装置的所述插入运动。

22. 根据权利要求21所述的方法, 其中检测所述数据收集事件包括确定所述细长装置的所述插入深度超过阈值插入深度、所述细长装置的插入深度没有变化达长于阈值时间段的时间段、或者确定所述细长装置的当前插入深度超过阈值缩回距离。

23. 根据权利要求17所述的方法, 其中监测所述插入运动包括识别所述细长装置的所述插入运动的方向的变化, 并且其中当识别到所述方向的变化时, 检测所述数据收集事件发生。

24. 根据权利要求23所述的方法, 其中识别所述插入运动的所述方向的变化包括通过确定所述细长装置的缩回速度高于速度阈值来检测从所述细长装置的插入到所述细长装置的缩回的转变。

25. 根据权利要求17或18-24中任一项所述的方法, 其中所述数据收集事件还基于以下中的至少一个: 检测所述细长装置的路径的变化、检测相机图像中的关键特征、以及由操作者手动触发数据收集。

26. 根据权利要求17或18-24中任一项所述的方法, 还包括:

当检测到所述数据收集事件时确定患者的解剖结构阶段; 以及

利用所确定的解剖结构阶段标记所述多个点中的每一个。

27. 根据权利要求17或18-24中任一项所述的方法,还包括:
确定患者的解剖结构阶段;以及
延迟捕获所述多个点,直到所述患者的所述解剖结构阶段是预定的解剖结构阶段。
28. 根据权利要求17或18-24中任一项所述的方法,还包括:
确定患者的解剖结构阶段;以及
延迟捕获所述多个点,直到所述患者的所述解剖结构阶段处于解剖结构阶段的预定范围内。
29. 根据权利要求17或18-24中任一项所述的方法,还包括在捕获所述多个点之前减小所述细长装置上的一个或多个外力。
30. 根据权利要求29所述的方法,其中减小所述细长装置上的所述一个或多个外力包括:
使用沿着所述细长装置的所述长度定位的一个或多个力或压力传感器来确定所述一个或多个外力;以及
基于所述一个或多个外力调整所述细长装置的位置;
其中调整所述细长装置的所述位置包括使用一个或多个致动器以使所述细长装置转向、使所述细长装置插入、使所述细长装置缩回、或其任何组合。
31. 根据权利要求29所述的方法,还包括基于以下项目调整所述多个点的方位:
所述一个或多个外力;以及
关于所述一个或多个通路的大小信息。
32. 根据权利要求17或18-24中任一项所述的方法,还包括基于所述形状传感器相对于所述细长装置的中心线的方位使所述多个点的方位偏移。
33. 根据权利要求17或18-24中任一项所述的方法,还包括将所述多个点配准到所述通路的模型。
34. 一种非暂时性机器可读介质,其包括多个机器可读指令,当由与医疗装置相关联的一个或多个处理器执行时,所述多个机器可读指令适于使所述一个或多个处理器执行包括以下操作的方法:
当细长装置正在穿过患者的一个或多个通路时,监测所述细长装置的插入运动,所述细长装置具有可转向远端和沿着所述细长装置的长度定位的形状传感器;
检测数据收集事件,其中所述数据收集事件至少部分地基于所述细长装置的所述插入运动;以及
响应于检测到所述数据收集事件,使用所述形状传感器沿着所述细长装置的所述长度捕获多个点。
35. 根据权利要求34所述的非暂时性机器可读介质,其中监测所述细长装置的所述插入运动包括测量所述细长装置的插入深度、检测所述细长装置的插入深度没有变化达长于阈值时间段的时间段、或检测所述插入运动的方向的变化。
36. 根据权利要求34所述的非暂时性机器可读介质,还包括:
当检测到所述数据收集事件时,确定所述患者的解剖结构阶段;以及
利用所确定的解剖结构阶段标记所述多个点中的每一个,或延迟捕获所述多个点,直到所述患者的所述解剖结构阶段是预定的解剖结构阶段。

用于图像引导的程序的配准的系统和方法

[0001] 相关申请

[0002] 本专利申请要求于2017年2月1日提交的美国临时专利申请第62/453,380号(标题为“Systems and Methods of Registration for Image-Guided Surgery”)的申请日的优先权和权益,该申请的全部内容通过引用并入本文。

技术领域

[0003] 本公开涉及用于执行图像引导的程序的系统和方法,并且更具体地涉及在图像引导的程序期间的配准。

背景技术

[0004] 微创医疗技术意图减少医疗程序期间损伤的组织量,从而减少患者恢复时间、不适和有害副作用。可以通过患者解剖结构的自然孔口或通过一个或多个手术切口进行这种微创技术。通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、诊断、治疗或活检器械)到达目标组织方位。为了帮助到达目标组织方位,医疗器械的方位和移动可以与患者解剖结构的术前或术中图像相关。利用与图像相关的图像引导器械,器械可以在解剖系统中导航自然或手术创建的通路,解剖系统诸如肺、结肠、肠、肾、心脏、循环系统或诸如此类。传统的器械跟踪和参考系统可能需要在术前和手术成像期间使用患者垫,并且可能干扰临床环境或工作流程。需要用于以最小的临床干扰执行图像引导的外科手术的系统和方法。

发明内容

[0005] 随附于说明书的权利要求最佳地概括了本发明的实施例。

[0006] 与一些实施例一致,一种能够捕获患者内的通路(例如肺的气道)的方位数据的医疗装置使用识别沿着其长度的各种点的形状传感器。通过沿着细长装置的长度安装形状传感器并将细长装置插入到通路中到期望的方位,形状传感器可以用于确定沿着细长装置被插入的通路的点的方位。然后,可以将点的方位与来自使用医学成像(例如,x射线、计算机断层成像(CT)、磁共振成像(MRI)等)获得的通路的模型的对应点进行匹配,以便引导操作者将细长装置插入到通路内的目标方位。

[0007] 与一些实施例一致,一种医疗装置包括细长装置,该细长装置包括可转向远端和沿着细长装置的长度定位的形状传感器,以及耦接到细长装置的一个或多个处理器。当细长装置正在穿过患者的一个或多个通路时,一个或多个处理器被配置成检测数据收集事件,并且响应于检测到数据收集事件,使用形状传感器沿着细长装置的长度捕获多个点。

[0008] 与一些实施例一致,一种方法包括细长装置,该细长装置包括可转向远端和沿着细长装置的长度定位的形状传感器,以及耦接到细长装置的一个或多个处理器。当细长装置正在穿过患者的一个或多个通路时,一个或多个处理器被配置成监测细长装置的插入运动、检测数据收集事件、以及响应于检测到数据收集事件,使用形状传感器沿着细长装置的

长度捕获多个点。数据收集事件至少部分地基于细长装置的插入运动。

[0009] 与一些实施例一致，一种非暂时性机器可读介质包括多个机器可读指令，当由与医疗装置相关联的一个或多个处理器执行时，该多个机器可读指令适于使一个或多个处理器执行一种方法。该方法包括当细长装置正在穿过患者的一个或多个通路时监测细长装置的插入运动。细长装置具有可转向远端和沿着细长装置的长度定位的形状传感器。该方法还包括检测数据收集事件，其中数据收集事件至少部分地基于细长装置的插入运动，以及响应于检测到数据收集事件，使用形状传感器沿着细长装置的长度捕获多个点。

[0010] 应理解，以上大致描述和以下详细描述二者本质上是示例性和解释性的，并且旨在提供对本公开的理解而非限制本公开的范围。就此而言，根据下面的详细描述，本公开的附加方面、特征和优点对于本领域技术人员将是明显的。

附图说明

[0011] 图1是示例性远程操作医疗系统。

[0012] 图2A示出了示例性医疗器械系统。

[0013] 图2B示出了具有扩展医疗工具的示例性医疗器械。

[0014] 图3示出了位于人肺的解剖通路内的示例性医疗器械。

[0015] 图4示出了在图像引导的外科手术程序中提供指导的示例性方法的流程图。

[0016] 图5A、图5B和图5C示出了在分段方法中的过程的示例性应用，所述分段方法生成用于配准的人肺的模型。

[0017] 图6A和图6B是包括安装在插入组装件上的医疗器械的患者坐标空间的示例性侧视图。

[0018] 图6C是包括气管内的管的患者的坐标空间中的患者的示例性侧视图。

[0019] 图7示出了为图像引导的外科手术程序提供指导的示例性方法的流程图。

[0020] 图8示出了记录通路方位数据的示例性方法的流程图。

[0021] 图9示出了通过在人肺中穿过气道收集的示例性方位数据。

[0022] 图10示出了由应用示例性配准技术而产生的两组点的示例性后配准对准。

[0023] 通过参考随后的详细描述，将最好地理解本公开的示例及其优点。应认识到，相同的附图标记被用来识别在一个或多个附图中图示的相同的元件，其中的标识是用于图示本公开的实施例的目的，并不是用于限制本公开。

具体实施方式

[0024] 在以下描述中，阐述了描述与本公开一致的一些实施例的特定细节。阐述了很多特定细节，以便提供对实施例的充分理解。然而，对本领域技术人员显而易见的是，可以在没有这些特定细节中的一些或全部的情况下实践一些实施例。本文中公开的特定实施例旨在是说明性的而不是限制性的。本领域技术人员可以实现尽管此处未具体描述但是在本公开的范围和精神内的其他元件。此外，为了避免不必要的重复，结合一个实施例示出并描述的一个或多个特征可以被并入到其他实施例内，除非另外具体描述或如果一个或多个特征将会使实施例不能工作。

[0025] 在一些实例中，公知的方法、程序、部件和电路未被详细描述，从而不会不必要地

混淆实施例的各方面。

[0026] 本公开依据不同器械和器械部分在三维空间中的状态对不同器械和器械部分进行描述。如本文所用,术语“位置”指代对象或对象的一些部分在三维空间中的方位(例如,沿笛卡尔X、Y和Z坐标的三个平移自由度)。如本文所用,术语“取向”指代对象或对象的一些部分的旋转布置(三个旋转自由度,例如,滚转、俯仰和偏航)。如本文所用,术语“姿态”指代对象或对象的一些部分在至少一个平移自由度上的位置和对象或对象的一些部分在至少一个旋转自由度上的取向(多达总共六个自由度)。如本文所用,术语“形状”指代沿着对象测量的一组姿态、位置或取向。

[0027] 本公开主要侧重于其中穿过的通路是肺中的气道的实施例。然而,本领域普通技术人员将理解,这些公开同样适用于包括一个或多个分支点的其它类型的通路。例如,其它合适的解剖通路包括血管、肾盏、淋巴管等。在其它示例中,通路可以对应于非解剖通路,包括下水道隧道、管道、管路、加热通风和空调(HVAC)管道、矿井、洞穴等。

[0028] 图1是示例性远程操作医疗系统100。在一些实施例中,远程操作医疗系统100可以适合于在例如手术、诊断、治疗、或活检程序中使用。如图1所示,医疗系统100通常包括用于操作医疗器械104以对患者P执行各种程序的操纵器组装件102。操纵器组装件102安装于操作台T或安装在操作台T附近。主控(master)组装件106允许操作者O(例如,如图1所示的外科医生、临床医生或医师)观看介入部位并控制操纵器组装件102。

[0029] 主控组装件106可以位于操作者控制台处,所述操作者控制台通常与手术台T位于相同的房间中,诸如在患者P位于其上的外科手术台的一侧。然而,应当理解,操作者O可以与患者P位于不同的房间或完全不同的建筑中。主控组装件106通常包括用于控制操纵器组装件102的一个或多个控制装置。所述控制装置可以包括任意数量的各种输入装置,如操纵杆、跟踪球、数据手套、触发枪、手动操作控制器、语音识别装置、身体运动或存在传感器、和/或类似装置。为了给操作者O提供直接控制器械104的强烈感觉,可以为控制装置提供与关联的医疗器械104相同的自由度。以此方式,控制装置为操作者O提供控制装置与医疗器械104为一体的远程呈现或感知。

[0030] 在一些实施例中,控制装置可以具有比相关联的医疗器械104更多或更少的自由度,并且仍向操作者O提供远程呈现。在一些实施例中,控制装置可以可选地是手动输入装置,其以六个自由度移动并且还可以包括用于致动器械(例如,闭合夹爪、施加电势至电极、递送药物治疗和/或类似作用)的可致动手柄。

[0031] 操纵器组装件102支撑医疗器械104并且可以包括一个或多个非伺服受控连杆的运动学结构(例如,可手动定位并锁定在适当位置的一个或多个连杆,通常被称为组建(set-up)结构)以及远程操作操纵器。操纵器组装件102可以可选地包括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104上的输入的多个致动器或马达。致动器可以可选地包括驱动系统,当该驱动系统耦接到医疗器械104时,该驱动系统可以将医疗器械104推进到自然的或外科手术创建的解剖孔口。其他驱动系统可以以多个自由度移动医疗器械104的远端,所述多个自由度可以包括三个线性运动自由度(例如,沿X、Y、Z笛卡尔轴线的线性运动)和三个旋转运动自由度(例如,围绕X、Y、Z笛卡尔轴线的旋转)。此外,致动器可以被用于致动医疗器械104的可铰接末端执行器,以便将组织抓取在活检设备和/或类似设备的钳口(jaw)中。致动器位置传感器(诸如解算器、编码器、电位计和其他机构)可以为

医疗系统100提供描述马达轴的旋转和取向的传感器数据。这种位置传感器数据可以被用来确定由致动器操纵的对象的运动。

[0032] 远程操作医疗系统100可以包括传感器系统108,该传感器系统108具有用于接收关于操纵器组装件102的器械的信息的一个或多个子系统。这些子系统可以包括:位置/方位传感器系统(例如,电磁(EM)传感器系统);用于确定沿着可以组成医疗器械104的柔性主体的远端和/或一个或多个节段的位置、取向、速度、速率、姿态和/或形状的形状传感器系统;和/或用于从医疗器械104的远端采集图像的可视化系统。

[0033] 远程操作医疗系统100还包括显示系统110,用于显示由传感器系统108的子系统生成的外科手术部位和医疗器械104的图像或表示。显示系统110和主控组装件106可以被取向,使得操作者0能够在远程呈现的感知的情况下控制医疗器械104和主控组装件106。

[0034] 在一些实施例中,医疗器械104可以具有可视化系统(在下面更详细地进行讨论),所述可视化系统可以包括观察视镜(scope)组装件,所述观察视镜组装件记录外科手术部位的并发或实时图像并且通过医疗系统100的一个或多个显示器(诸如显示系统110的一个或多个显示器)为操作者或操作者0提供图像。并发图像可以是例如通过定位在外科手术部位内的内窥镜捕获的二维或三维图像。在一些实施例中,可视化系统包括可以被一体地或可移除地耦接到医疗器械104的内窥镜部件。然而,在一些实施例中,被附接到单独操纵器组装件的单独内窥镜可以与医疗器械104一起被用来对外科手术部位进行成像。可视化系统可以被实施为与一个或多个计算机处理器(其可以包括控制系统112的处理器)交互或以其他方式由该一个或多个计算机处理器执行的硬件、固件、软件或其组合。

[0035] 显示系统110也可以显示通过可视化系统捕获的外科手术部位和医疗器械的图像。在一些示例中,远程操作医疗系统100可以配置医疗器械104和主控组装件106的控制件,使得医疗器械的相对位置类似于操作者0的眼睛和手的相对位置。以此方式,操作者0能够如同以基本真实的存在感观察工作空间那样来操纵医疗器械104和手部控制件。通过真实的存在感,意味着图像的呈现是模拟物理地操纵医疗器械104的操作者的视角的真实透视图像。

[0036] 在一些示例中,显示系统110可以使用来自成像技术(诸如计算机断层扫描(CT)、磁共振成像(MRI)、荧光镜检查、热影像技术、超声、光学相干断层成像术(OCT)、热成像、阻抗成像、激光成像、纳米管X射线成像和/或诸如此类)的图像数据呈现术前或术中记录的外科手术部位的图像。术前或术中图像数据可以被呈现为二维、三维或四维(包括例如基于时间或基于速度的信息)图像,和/或被呈现为来自术前或术中图像数据集产生的模型的图像。

[0037] 在一些实施例中,通常为了成像引导的外科手术程序的目的,显示系统110可以显示虚拟的导航图像,在该虚拟的导航图像中,医疗器械104的实际方位与术前或并发图像/模型配准(即动态参考)。这可以被完成,以从医疗器械104的视角向操作者0呈现内部外科手术部位的虚拟图像。在一些示例中,视角可以是从小器械104的尖端观看。医疗器械104的尖端的图像和/或其他图形或字母数字指示符可以叠加在虚拟图像上以帮助操作者0控制医疗器械104。在一些示例中,医疗器械104可以在虚拟图像中不可见。

[0038] 在一些实施例中,显示系统110可以显示虚拟的导航图像,在该虚拟的导航图像中,医疗器械104的实际方位与术前图像或并发图像配准,以从外部视角向操作者0呈现在

外科手术部位内的医疗器械104的虚拟图像。医疗器械104的一部分的图像或其他图形或字母数字指示符可以叠加在虚拟图像上以帮助操作者0控制医疗器械104。如本文所描述的,数据点的视觉表示可以被渲染到显示系统110。例如,可以以视觉表示将测量的数据点、移动的数据点、配准的数据点以及本文描述的其他数据点显示在显示系统110上。可以通过显示系统110上的多个点或圆斑(dot)或作为渲染的模型(诸如基于一组数据点所创建的网格或线模型)在用户界面上可视地表示数据点。在一些示例中,数据点可以是根据它们表示的数据进行编码的颜色。在一些实施例中,在每个处理操作已经被实现以改变数据点之后,视觉表示可以在显示系统110中被刷新。

[0039] 远程操作医疗系统100还可以包括控制系统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),用于实现医疗器械104、主控组装件106、传感器系统108和显示系统110之间的控制。控制系统112还包括程序化指令(例如,存储这些指令的非暂时性机器可读介质)以实施根据本文公开的各方面描述的方法的一些或全部,包括用于向显示系统110提供信息的指令。虽然控制系统112在图1的简化示意图中被示出为单个框,但该系统可以包括两个或更多个数据处理电路,其中一部分处理可选地在操纵器组装件102上或邻近操纵器组装件102执行,另一部分处理在主控组装件106处执行和/或类似情况。控制系统112的处理器可以执行包括对应于在本文中公开并且在下面更详细地描述的过程的指令的指令。可以利用任何各种各样的集中式或分布式数据处理体系结构。类似地,程序化指令可以被实施为若干独立的程序或子例程,或者它们可以集成到本文所描述的远程操作系统的若干其他方面中。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(数字增强无绳通信)和无线遥测。

[0040] 在一些实施例中,控制系统112可以从医疗器械104接收力和/或扭矩反馈。响应于该反馈,控制系统112可以向主控组装件106传输信号。在一些示例中,控制系统112可以传输命令操纵器组装件102的一个或多个致动器移动医疗器械104的信号。医疗器械104可以经由患者P的身体中的开口延伸到患者P的身体内的内部外科手术部位。可以使用任何合适的常规的和/或专门的致动器。在一些示例中,一个或多个致动器可以与操纵器组装件102分开,或者与操纵器组装件102集成在一起。在一些实施例中,一个或多个致动器和操纵器组装件102作为邻近患者P和操作台T定位的远程操作推车的一部分被提供。

[0041] 控制系统112可以可选地进一步包括虚拟可视化系统,以便当在图像引导的外科手术程序期间控制医疗器械104时为操作者0提供导航帮助。使用虚拟可视化系统的虚拟导航可以基于对获得的解剖通路的术前或术中数据集的参考。虚拟可视化系统处理使用成像技术(诸如计算机断层扫描(CT)、磁共振成像(MRI)、荧光镜检查、热影像技术、超声、光学相干断层成像术(OCT)、热成像、阻抗成像、激光成像、纳米管X射线成像和/或诸如此类)成像的外科手术部位的图像。可以与手动输入结合使用的软件被用来将记录的图像转换为局部或整体解剖器官或解剖区域的分段(segmented)二维或三维复合表示。图像数据集与复合表示相关联。复合表示和图像数据集描述通路的各种方位和形状以及它们的连接性。被用来生成复合表示的图像可以在临床程序期间在术前或术中被记录。在一些实施例中,虚拟可视化系统可以使用标准表示(即,不是患者特定的)或者标准表示与患者特定数据的混合体。复合表示和由该复合表示生成的任何虚拟图像可以表示可变形解剖区域在一个或多个运动阶段期间(例如,在肺的吸气/呼气循环期间)的静态姿势。

[0042] 在虚拟导航程序期间,传感器系统108可以被用来计算医疗器械104相对于患者P的解剖结构的近似方位。该方位能够被用来产生患者P的解剖结构的宏观水平(外部)跟踪图像和患者P的解剖结构的虚拟内部图像两者。该系统可以实施一个或多个电磁(EM)传感器、光纤传感器和/或其他传感器,以配准并显示医疗实施和术前记录的外科手术图像,诸如来自虚拟可视化系统的那些图像,是已知的。例如,美国专利申请号13/107,562(2011年5月13日提交)(公开“Medical System Providing Dynamic Registration of a Model of an Anatomic Structure for Image-Guided Surgery”)公开了一种这样的系统,该申请通过引用以其整体并入本文。远程操作医疗系统100可以进一步包括可选的操作和支持系统(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。在一些实施例中,远程操作医疗系统100可以包括一个以上的非远程操作操纵器组装件、一个以上的远程操作操纵器组装件和/或一个以上的主控组装件。操纵器组装件的准确数目将取决于外科手术程序和手术室内的空间约束、以及其他因素。主控组装件106可以被并置(collocated),或它们可以被定位在分离的方位中。多个主控组装件允许一个以上的操作者以各种组合形式控制一个或多个远程操作操纵器组装件。

[0043] 图2A是示例性医疗器械系统200。在一些实施例中,医疗器械系统200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被用作医疗器械104。在一些示例中,医疗器械系统200可以被用于非远程操作探索性程序或用在涉及传统手动操作的医疗器械(诸如内窥镜)的程序中。可选地,医疗器械系统200可以被用来收集(即测量)对应于患者(诸如患者P)的解剖通路内的方位的一组数据点。

[0044] 医疗器械系统200包括被耦接到驱动单元204的细长装置202(诸如,柔性导管)。细长装置202包括柔性主体216,该柔性主体216具有近端217和远端或尖端部分218。在一些实施例中,柔性主体216具有大约3mm的外直径。其他柔性主体外直径可以更大或更小。

[0045] 医疗器械系统200进一步包括跟踪系统230,跟踪系统230用于使用如下面进一步详细描述的一个或多个传感器和/或成像装置来确定远端218和/或沿着柔性主体216的一个或多个节段224的位置、取向、速度、速率、姿态和/或形状。远端218和近端217之间的柔性主体216的整个长度可以被有效地划分为多个节段224。如果医疗器械系统200与远程操作医疗系统100的医疗器械104一致,跟踪系统230。跟踪系统230可以被可选地实现为与一个或多个计算机处理器交互或以其他方式由一个或多个计算机处理器执行的硬件、固件、软件或其组合,所述一个或多个计算机处理器可以包括图1中的控制系统112的处理器。

[0046] 跟踪系统230可以可选地使用形状传感器222来跟踪远端218和/或一个或多个节段224。形状传感器222可以可选地包括与柔性主体216对齐的光纤(例如,在内部通道(未示出)内提供或外部安装)。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,该尺寸可以更大或更小。形状传感器222的光纤形成用于确定柔性主体216的的形状的光纤弯曲传感器。在一个替代方案中,包括光纤布拉格光栅(FBG)的光纤被用于在一个或多个维度上在结构中提供应变测量。在美国专利申请号11/180,389(2005年7月13日提交)(公开“Fiber optic position and shape sensing device and method relating thereto”);美国专利申请号12/047,056(2004年7月16日提交)(公开“Fiber-optic shape and relative position sensing”);以及美国专利号6,389,187(1998年6月17日提交)(公开“Optical Fiber Bend Sensor”)中描述了用于监测三维中的光纤的形状和相对位置的各种系统和方

法,这些申请或专利通过引用整体并入本文。在一些实施例中,传感器可以采用其他合适的应变感测技术,诸如瑞利散射、拉曼散射、布里渊散射和荧光散射。在一些实施例中,细长装置的形状可以使用其他技术来确定。例如,柔性主体216的远端姿态的历史能够被用来重建柔性主体216在时间间隔内的形状。在一些实施例中,跟踪系统230可以可选地和/或附加地使用位置传感器系统220来跟踪远端218。位置传感器系统220可以是具有位置传感器系统220的EM传感器系统的部件,EM传感器系统包括可以经受外部生成的电磁场的一个或多个传导线圈。然后EM传感器系统220的每个线圈产生感应电信号,所述感应电信号具有取决于线圈相对于外部生成的电磁场的位置和取向的特性。在一些实施例中,位置传感器系统220可以被配置并且被定位为测量六个自由度(例如,三个位置坐标X、Y、Z和指示基点的俯仰、偏航和滚转的三个取向角)或五个自由度(例如,三个位置坐标X、Y、Z和指示基点的俯仰和偏航的两个取向角)。在美国专利号6,380,732(1999年8月11日提交)(公开“Six-Degree of Freedom Tracking System Having a Passive Transponder on the Object Being Tracked”)中提供了位置传感器系统的进一步描述,该专利通过引用整体并入本文。

[0047] 在一些实施例中,跟踪系统230可以替代地和/或附加地依赖于针对器械系统的已知点沿着交替运动(诸如呼吸)的周期所存储的历史姿态、位置或取向数据。该存储的数据可以被用来发展关于柔性主体216的形状信息。在一些示例中,一系列位置传感器(未示出)(诸如与位置传感器220的传感器类似的电磁(EM)传感器)可以沿着柔性主体216进行定位,并且然后被用于形状感测。在一些示例中,在程序期间获取的来自这些传感器中的一个或多个传感器的数据的历史可以被用来表示细长装置202的形状,特别是如果解剖通路是大致静态的。

[0048] 柔性主体216包括被设置尺寸且成形为接收医疗器械226的通道221。图2B是在医疗器械226被延伸的情况下的示例性柔性主体216。在一些实施例中,医疗器械226可以被用于诸如外科手术、活检、消融、辐照、冲洗或抽吸的程序。医疗器械226可以通过柔性主体216的通道221来部署,并且在解剖结构内的目标方位处被使用。医疗器械226可以包括例如图像捕获探针、活检器械、激光消融纤维和/或其他手术、诊断或治疗工具。医疗工具可以包括具有单个工作构件的末端执行器,诸如解剖刀、钝刀片、光纤、电极和/或类似物。其他末端执行器可以包括例如镊子、抓紧器、剪刀、施夹器和/或类似物。其他末端执行器可以进一步包括电激活的末端执行器,诸如电外科电极、换能器、传感器和/或类似物。在各种实施例中,医疗器械226是活检器械,其可以被用来从目标解剖方位移除样本组织或细胞的采样。医疗器械226可以与也在柔性主体216内的图像捕获探针一起使用。在各种实施例中,医疗器械226可以是图像捕获探针,其包括在柔性主体216的远端218处或在该远端218附近具有用于采集图像(包括视频图像)的立体相机或单视场相机的远端部分,该图像被可视化系统231处理以便显示和/或提供给跟踪系统230以支持远端218和/或节段224中的一个或多个的跟踪。图像捕获探针可以包括耦接到相机用于传输所捕获的图像数据的电缆。在一些示例中,图像捕获器械可以是耦接到可视化系统231的光纤束,诸如纤维镜。图像捕获器械可以是单光谱的或多光谱的,例如采集在可见光谱、红外光谱和/或紫外光谱中的一个或多个光谱中的图像数据。可替代地,医疗器械226本身可以是图像捕获探针。医疗器械226可以从通道221的开口被推进以执行程序,并且然后当该程序完成时被缩回到通道内。医疗器械226可以从柔性主体216的近端217或从沿着柔性主体216的另一可选器械端口(未示出)被

移除。

[0049] 医疗器械226可以附加地容纳在其近端和远端之间延伸以可控地弯曲医疗器械226的远端的电缆、联动装置或其他致动控制件(未示出)。在美国专利号7,316,681(2005年10月4日提交)(公开“Articulated Surgical Instrument for Performing Minimally Invasive Surgery with Enhanced Dexterity and Sensitivity”)和美国专利申请号12/286,644(2008年9月30日提交)(公开“Passive Preload and Capstan Drive for Surgical Instruments”)中详细描述了可转向器械,该专利和专利申请通过引用整体并入本文。

[0050] 柔性主体216也可以容纳在驱动单元204与远端218之间延伸以便如例如通过远端218的虚线描绘219示出的那样可控地弯曲远端218的电缆、联动装置或其他转向控制件(未示出)。在一些示例中,至少四个电缆被用来提供控制远端218的俯仰的独立的“上下”转向和控制远端218的偏航的“左右”转向。在美国专利申请号13/274,208(2011年10月14日提交)(公开“Catheter with Removable Vision Probe”)中详细地描述了可转向细长装置,该专利申请通过引用整体并入本文。在医疗器械系统200由远程操作组装件致动的实施例中,驱动单元204可以包括可移除地耦接到远程操作组装件的驱动元件(诸如致动器)并且从该驱动元件接收动力的驱动输入装置。在一些实施例中,医疗器械系统200可以包括夹紧特征件、手动致动器或用于手动控制医疗器械系统200的运动的其他部件。细长装置202可以是可转向的,或可替代地,该系统在没有用于操作者控制远端218的弯曲的集成机构的情况下可以是不可转向的。在一些示例中,一个或多个腔被限定在柔性主体216的壁中,医疗器械能够通过所述一个或多个腔在目标外科手术方位处被部署并且被使用。

[0051] 在一些实施例中,医疗器械系统200可以包括柔性支气管器械,诸如用于在肺的检查、诊断、活检或治疗中使用的支气管镜或支气管导管。医疗器械系统200也适用于在各种解剖系统(包括结肠、肠、肾和肾盂、大脑、心脏、包括脉管系统的循环系统和/或诸如此类)中的任一解剖系统中,经由自然的或外科手术建立的连接通路对其他组织进行导航和治疗。

[0052] 来自跟踪系统230的信息可以被发送给导航系统232,其中它与来自可视化系统231的信息和/或术前获得的模型进行组合以便为操作者提供实时位置信息。在一些示例中,实时位置信息可以被显示在图1的显示系统110上以用于医疗器械系统200的控制。在一些示例中,图1的控制系统116可以将位置信息用作反馈以便定位医疗器械系统200。2011年5月13日提交的公开“Medical System Providing Dynamic Registration of a Model of an Anatomic Structure for Image-Guided Surgery”的美国专利申请号13/107,562中提供了用于利用光纤传感器来配准和显示外科手术器械与外科手术图像的各种系统,该专利申请通过引用整体并入本文。

[0053] 在一些示例中,医疗器械系统200可以在图1的医疗系统100内被远程操作。在一些实施例中,图1的操纵器组装件102可以由直接操作者控制件来替代。在一些示例中,直接操作者控制件可以包括用于器械的手持操作的各种手柄和操作者界面。

[0054] 图3示出了位于人肺201的解剖通路内的细长装置202形式的示例性医疗器械。在一些实施例中,细长装置202可以用于解剖结构的其他通路中。

[0055] 图4是用于图像引导的外科手术程序的示例性方法450的流程图。在过程452处,从

成像技术(诸如计算机断层扫描(CT)、磁共振成像(MRI)、荧光镜检查、热影像技术、超声、光学相干断层扫描(OCT)、热成像、阻抗成像、激光成像、或纳米管X射线成像)获得患者的解剖结构的术前或术中图像数据。术前或术中图像数据可以对应于二维、三维或四维(包括例如基于时间或基于速度的信息)图像。例如,图像数据可以表示图3的人肺201。

[0056] 在过程454处,确定患者的解剖结构的分段模型。使用单独或与手动输入组合的计算机软件将记录的图像转换成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集描述了通路的各种方位和形状及其连接性。更具体地,在分段过程期间,图像被划分为共享诸如颜色、密度、强度和纹理的某些特征或计算属性的节段或元素(例如,像素或体素)。该分段过程导致二维或三维重建,其基于所获得的图像形成目标解剖结构的模型。为了表示模型,分段过程可以划定表示目标解剖结构的体素集并且然后应用函数,诸如行进立方体函数(marching cube function),以生成包围体素的3D表面。在一些示例中,可以通过生成网格、体积或体素图来制作模型。附加地或替代地,该模型可以包括中心线模型,该中心线模型包括一组互连的线段或延伸穿过模型化通路的中心的点。在模型包括含有一组互连线段的中心线模型的情况下,那些线段可以被转换为点云或点集。通过转换线段,可以手动或自动选择对应于互连线段的所需数量的点。

[0057] 在过程456处,该模型配准到患者解剖结构。在一些示例中,配准可以在对患者进行图像引导的外科手术程序的过程之前和/或期间发生。通常,配准涉及通过使用刚性和/或非刚性变换将测量点与模型的点匹配。可以使用解剖结构中的界标、在程序期间扫描和跟踪的电磁线圈、和/或形状传感器系统来生成测量点。可以生成测量点以用于在迭代最近点(ICP)技术中使用,如下面更详细描述。在本公开范围内也可以在配准过程中使用其他点集配准方法。

[0058] 用于与图像引导的外科手术一起使用的其他配准方法通常涉及使用基于电磁或阻抗感测的技术。在外科手术环境中使用的金属物体或某些电子设备可能产生损害感测数据质量的干扰。其他配准方法可能会妨碍临床工作流程。下面描述的系统和方法可以基于ICP或另一点集配准算法,以及点收集器械与例如光纤形状传感器的校准移动来执行配准,从而消除或最小化外科手术环境中的中断。然而,应当理解,在某些程序和/或环境中,可以期望使用诸如电磁感测、阻抗感测、光学跟踪器等技术作为本文所述系统和方法的补充和/或替代。可以使用其他配准技术将一组测量点配准到术前模型或使用另一模态获得的模型。

[0059] 图5A、图5B和图5C示出了在分段方法中的过程的示例性应用,所述分段方法生成用于配准的人肺的模型。在一些实施例中,图5A、图5B和/或图5C的过程可以对应于图4的过程452和/或454的部分。图5A示出了从术前或术中成像数据创建的一组解剖通路的分段模型502。如图所示,通路是人肺的气道。由于自然存在的限制或由操作者设定的限制,分段模型502可以不包括存在于人肺内的所有通路。例如,肺的相对狭窄和/或远侧通路可能没有完全被包括在分段模型502中。分段模型502可以是包括限定肺的内腔或通路的壁的三维模型,例如网格模型。

[0060] 基于分段模型502,可以生成中心线分段模型504,如图5B所示。中心线分段模型504可以包括一组三维直线或一组弧形线,其对应于分段模型502中包含的通路的近似中心。分段模型502的分辨率越高,该组直线或弧形线将越精确地对应于通路的中心。与分段

模型502的数据集相比,用中心线分段模型504表示肺可以提供由一个或多个处理器或处理核更有效地处理的较小数据集,分段模型502表示通路的壁。以这种方式,可以改进使用模型的控制系统的功能。如图5B所示,中心线分段模型504包括若干分支点,其中一些分支点在图5B中被突出显示以便可见。在若干分支点中的每一个处示出分支点A、B、C、D和E。分支点A可以表示模型中气管分成左主支气管和右主支气管的点。右主支气管可以在中心线分段模型504中被识别为位于分支点A和B之间。类似地,次级支气管由分支点B和C以及分支点B和E之间识别。可以在分支点C和D之间定义另一代(generation)通路。这些代的通路中的每一代可以与对应通路的内腔直径的表示相关联。在一些实施例中,中心线模型504可以包括每个通路的平均直径值。平均直径值可以是患者特定的值或从多个患者导出的更通用的值。

[0061] 在一些实施例中,分段模型502可以用于产生中心线分段504或包括点的云、集或集合的另一合适模型,如下所示。当分段模型502包括表示一个或多个通路的内表面的网格时,可以使用包括分段模型502的存储数据文件中所表示的网格的顶点子集。可替代地,可以使用表示分段模型502中的体积或通路的体素的几何中心。此外,各种方法的组合可以用于生成第一点集,例如中心线分段模型504。例如,网格的顶点子集可以与来自模型的体素的几何中心一起使用。

[0062] 在一些实施例中,中心线分段模型504在数据中表示为三维空间中的点的云、集或集合,而不是连续线。图5C示出了作为点集506的中心线分段模型504。该组模型点中的每个点可以包括诸如一组 X_M , Y_M 和 Z_M 的坐标、坐标、或识别三维空间中的每个点的方位的其他坐标。在一些实施例中,每个点可以包括代标识符,其识别点与哪个通路代相关联和/或与中心线分段模型504的该部分相关联的直径或半径值。在一些实施例中,描述与给定点相关联的半径或直径的信息可以作为单独数据集的一部分提供。

[0063] 在生成中心线分段模型504并将其作为图5C中所示的点集506存储之后,可以从数据存储装置中检索中心线分段模型504以用于图像引导的外科手术程序。为了在图像引导的外科手术程序中使用中心线分段模型504,可以配准中心线分段模型504以将中心线分段模型504中的建模通路存在于外科手术环境中的患者的实际解剖结构相关联。在点集配准中使用模型504包括使用来自中心线分段模型504的点集506。

[0064] 图6A和图6B是包括被安装在插入组装件上的医疗器械的患者坐标空间的示例性侧视图。如图6A和图6B所示,外科手术环境600包括患者P被定位在平台602上。从通过镇静、约束和/或其他手段来限制总的患者移动的意义讲,患者P在外科手术环境内可以是静止的。周期性解剖结构运动(包括患者P的呼吸和心脏运动)可以继续,除非告诉患者屏住他或她的呼吸以暂时中止呼吸运动。因此,在一些实施例中,数据可以在呼吸中的特定阶段处进行收集,并且利用该阶段来进行标记和识别。在一些实施例中,在其间收集数据的阶段可以根据从患者P收集的生理信息来推测。在外科手术环境600内,点收集器械604被耦接到器械托架606。在一些实施例中,点收集器械604可以使用EM传感器、形状传感器和/或其他传感器模式。器械托架606被安装到固定于外科手术环境600内的插入台608。可替代地,插入台608可以是可移动的,但是在外科手术环境600内具有已知的方位(例如,经由跟踪传感器或其他跟踪装置来获知)。器械托架606可以是操纵器组装件(例如,操纵器组装件102)的部件,该部件耦接到点收集器械604以控制插入运动(即沿着A轴线的运动)并且可选地控制细

长装置610的远端618沿多个方向的运动(包括偏航、俯仰和滚转)。器械托架606或插入台608可以包括控制器械托架606沿着插入台608的运动的致动器(未示出),诸如伺服马达。

[0065] 细长装置610被耦接到器械主体612。器械主体612相对于器械托架606被耦接并且被固定。在一些实施例中,光纤形状传感器614被固定在器械主体612上的近侧点616处。在一些实施例中,光纤形状传感器614的近侧点616可以是连同器械主体612一起可移动的,但是近侧点616的方位可以是已知的(例如,经由跟踪传感器或其他跟踪装置来获知)。形状传感器614测量从近侧点616到另一点(诸如细长装置610的远端618)的形状。点收集器械604可以基本上类似于医疗器械系统200。

[0066] 当器械主体612在插入台608上沿着插入轴线A移动时,位置测量装置620提供关于器械主体612的位置的信息。位置测量装置620可以包括解算器、编码器、电位计和/或确定控制器械托架606的运动并因此控制器械主体612的运动的致动器的旋转和/或取向的其他传感器。在一些实施例中,插入台608是线性的。在一些实施例中,插入台608可以是弧形的,或者具有弧形和线性区段的组合。

[0067] 图6A示出了沿着插入台608在缩回位置中的器械主体612和器械托架606。在该缩回位置中,近侧点616在轴线A上的位置 L_0 处。在沿着插入台608的该位置中,近侧点616的方位的A分量可以被设置为零和/或另一参考值,以提供描述器械托架606并且因此近侧点616在插入台608上的位置的基本参考。通过器械主体612和器械托架606的该缩回位置,细长装置610的远端618可以被刚好定位在患者P的进入孔口内部。同样在该位置中,位置测量装置620可以被设置为零和/或另一参考值(例如, $I=0$)。在图6B中,器械主体612和器械托架606已经沿着插入台608的线性的轨道推进,并且细长装置610的远端618已经被推进到患者P内。在该推进位置中,近侧点616在轴线A上的位置 L_1 处。在一些示例中,来自控制器械托架606沿着插入台608的移动的一个或多个致动器和/或与器械托架606和/或插入台608相关联的一个或多个位置传感器的编码器和/或其他位置数据被用来确定近侧点616相对于位置 L_0 的位置 L_x 。在一些示例中,位置 L_x 可以进一步被用作细长装置610的远端618被插入到患者P的解剖结构的通路内的距离或插入深度的指示符。

[0068] 图6C是包括气管内(ET)的管622的患者坐标空间中的患者P的示例性侧视图。如图6C所示,细长装置610通过ET管622插入以便访问患者P的解剖结构的一个或多个通路。在一些示例中,关于ET管622中的弯曲或曲率的已知信息可以可选地用于帮助定位远端618相对于近侧点616的位置。在一些示例中,即使不知道ET管622的确切弯曲或曲率,关于ET管622的弯曲或曲率的一般知识也可以帮助ET管622确定远端618相对于近侧点616的位置和/或将使用细长装置610收集的方位数据配准到患者P的解剖结构的通路的模型信息。在一些示例中,ET管622的内表面623可以可选地包括可以由位于细长装置610的远端618处或细长装置610的远端618附近的诸如内窥镜相机的成像装置可检测的独特颜色、标记和/或图案。当远端618进入和/或退出ET管622时,相对于通路的内部颜色和/或图案的独特颜色、标记和/或图案的变化可以帮助为远端618和/或细长装置610提供有用的方位数据。

[0069] 图7是示出了示例性方法700的流程图,所述示例性方法700为外科手术环境(例如外科手术环境600)中的患者的图像引导的外科手术程序提供指导。尽管通常在涉及肺的气道的程序的上下文中描述了方法700,但应理解,方法700可应用于其他解剖通路(例如,血管、导管、肾盂等)、非外科手术上下文中的解剖通路(例如,尸体的通路、模拟解剖结构等)、

兽(veterinary)通路、和/或非医学通路(例如,管道、管路、导管、走廊、井、洞、矿坑等)。方法700在图7中示出为一组操作或过程702-726。并非所有图示的过程702-726都可以在方法700的所有实施例中执行。另外,图7中未明确示出的一个或多个过程可以包括在过程702-726之前、之后、之间或作为过程702-726的一部分。在一些实施例中,方法700的过程702-726中的一个或多个可以至少部分地以存储在非暂时性、有形的机器可读介质上的可执行代码的形式实现,当由一个或多个处理器(例如,控制系统112的处理器)运行时,该可执行代码可以导致一个或多个处理器执行过程702-724中的一个或多个。

[0070] 在过程702处,使用位置测量装置校准沿插入路径的传感器参考点的相对位置和/或取向。在一些示例中,近侧点616可以可选地对应于传感器参考点,并且当器械托架606从在方位 L_0 处具有近侧点616的缩回位置移动到在方位 L_1 处具有近侧点616的插入位置时,图6A和图6B的点收集器械604可以可选地用于确定近侧点616的位置和/或取向。近侧点616的校准包括针对位置测量装置620沿着轴线A的每次变化确定近侧点616的移动方向。在插入台608限制器械托架606移动到线性路径的图6A和图6B的实施例中,校准包括确定沿着轴线A的运动。使用插入台608的斜率和沿着轴线A的位置,针对位置测量装置620的每个对应测量来确定外科手术环境600中的近侧点616的位置和取向。在一些实施例中,其中插入台具有弯曲或其它非线性形状,校准包括基于非线性形状和器械托架606的移动确定近侧点616在外科手术环境600中的位置和取向。在一些示例中,可以可选地通过将细长装置610的远端618保持在固定位置同时器械托架606沿着器械台608移动来确定近侧点616的校准,并且形状传感器614用于确定远端618和近侧点616之间的几何关系。通过在器械托架606沿器械台608移动时取若干读数,由形状传感器614收集的用于近侧点616的位置和取向数据可以与来自位置测量装置620的数据相关,以校准近侧点616的位置和/或取向。

[0071] 在过程704处,患者的通路被穿过,并且沿着通路的方位数据被记录。器械(例如细长装置)被插入,并且然后沿着感兴趣的通路移动或穿过。当器械沿着通路穿过时,监测和记录与器械相关联的一个或多个点(例如器械的远端)的位置。在图6A和图6B的示例中,当细长装置610的远端618沿着患者P的通路(例如沿着患者P的肺的气道)穿过时,来自细长装置610上的形状传感器614和/或一个或多个其它传感器(例如EM传感器)的数据用于确定远端618和/或与细长装置610相关联的其它点的方位。该方位数据可以包括如下文进一步详细描述的一组测量点和/或被处理以获得所述一组测量点。在一些示例中,当使用器械托架606沿着器械台608的移动将细长装置610推进到通路中时,可以可选地通过使远端618转向来控制要穿过的通路的选择。在一些示例中,远端618的转向可以可选地通过远程操作、手动和/或自动控制来控制,例如通过使用主控组装件106来测量和获得通路的部分的方位数据。在一些示例中,远端618的转向可以可选地包括调整远端618的滚转、俯仰和/或偏航,例如关于图2A中的远端218的虚线描绘219所描述的。当细长装置610的远端618在通路内移动时,在远端618和/或细长装置610的多个位置处收集远端618和/或与细长装置610相关联的其他点的方位。在一些实施例中,当通路对应于肺的气道时,细长装置610的远端618可以延伸达至少75mm或更远进入通路。在一些示例中,细长装置610的远端618可以可选地延伸通过或进入多个分支代,例如肺的每一侧上的三个或更多的分支代。随着细长装置610的直径减小和/或随着细长装置610的柔性增大,可以利用细长装置610访问的代的数目可以增加。

[0072] 在一些实施例中,当细长装置610沿着通路穿过并且方位数据被收集时,方位数据

可能受到一个或多个噪声源的影响,这些噪声源可能导致不准确的方位数据被收集。在一些示例中,由于独立于细长装置610的运动和/或力而可能发生在通路的方位中的移动。在一些示例中,这种运动可以作为患者的运动、诸如呼吸的解剖运动等的结果而发生。在一些示例中,在较大通路内的细长装置610的位置可能不与通路的中心线对应,例如可以对应于中心线分段模型504中的中心线。在一些示例中,细长装置610本身可能在其与例如患者的解剖结构的通路中常见的柔性壁碰撞并可能移动、扭曲和/或重塑所述柔性壁时引入噪声。在一些实施例中,使用减少和/或消除这些和其他噪声源的方位数据收集过程是期望的。在一些示例中,沿着细长装置610的长度同时收集方位数据可以实现这些目标。在一些示例中,可以通过同时收集多个方位数据点来减小患者运动和解剖结构运动的影响,因为每个收集的点将受到大致相同的运动影响。在一些示例中,由于细长装置610而引起的通路壁的移动的影响可以类似地被减小。

[0073] 图8示出了记录通路方位数据的示例性方法800的流程图。尽管通常在涉及肺的气道的程序的上下文中描述了方法700,但应理解,方法700可应用于其他解剖通路(例如,血管、导管、肾盏等)、非手术上下文中的解剖通路(例如,尸体的通路、模拟解剖结构等)、兽通路、和/或非医学通路(例如,管道、管路、导管、走廊、井、洞、矿坑等)。方法800在图8中示出为一组操作或过程802-812。不是所有图示的过程802-812都可以在方法800的所有实施例中执行。另外,图8中未明确示出的一个或多个过程可以被包括在过程802-812之前、之后、之间或作为过程802-812的一部分。在一些实施例中,过程806、808和/或812中的一个或多个是可选的,并且可以省略。在一些实施例中,方法800的过程802-812中的一个或多个可以至少部分地以存储在非暂时性、有形、机器可读介质上的可执行代码的形式实现,当由一个或多个处理器(例如,控制系统112的处理器)运行时,该可执行代码可以导致一个或多个处理器执行过程802-812中的一个或多个。

[0074] 在过程802处,细长装置沿着通路穿过。在一些示例中,细长装置(例如细长装置610)被插入,并且然后沿着通路(例如患者的肺的气道)被移动或穿过。在一些示例中,细长装置的远端可以通过推进和/或缩回细长装置的近端而被插入通路并然后沿该通路被推进和/或缩回,该细长装置被安装到诸如器械托架606的器械托架上。在一些示例中,当细长装置被推进到通路中时,可以可选地通过使远端转向来控制要穿过的通路的选择。在一些示例中,细长装置的远端的转向可以可选地通过手动控制、自动控制、和/或远程操作控制(例如通过使用主控组装件106)来控制。在一些示例中,细长装置的远端的转向可以可选地包括调整细长装置的远端的滚转、俯仰和/或偏航,例如关于图2A中的远端218的虚线描绘219所描述的。

[0075] 在过程804处,检测数据收集事件。由于在过程802期间细长装置沿着通路穿过,有利的是在穿过期间在某些实例下收集在通路上的方位数据,其产生有用数量的方位数据以支持例如配准程序。在一些实施例中,可以使用一个或多个手动、半自动和/或自动标准来确定何时将发生合适的数据收集事件。

[0076] 在一些示例中,数据收集事件可以瞬时发生,从而触发从细长装置上的一个或多个传感器立即收集位置数据,数据收集事件可以触发收集数据,该收集在检测到事件并且向前持续一定时间间隔时开始,或者该事件可以触发立即收集数据,但附加使用存储在缓冲器中的先前位置数据或存储在某个时间间隔上的数据。在一些示例中,当细长装置穿过

通路时可以连续地收集数据,但是数据收集事件可以提供在包含数据收集事件的时间间隔期间收集的数据用于分析(例如用于配准)的指示符。在一些示例中,分析的数据可以包括在间隔(例如在数据收集事件之前1秒和在数据收集事件之后1秒)期间捕获的数据,然后分析的数据可以被求平均并用于配准。在一些示例中,可以选择时间间隔以覆盖解剖结构循环,例如呼吸循环、心跳循环等。

[0077] 在一些示例中,可以可选地通过监测细长装置沿着细长装置的纵向轴线(例如,图6A和图6B的A轴线)的运动(其可以被称为插入运动)来检测数据收集事件。插入运动可以在插入方向(在通路内推进细长装置的移动)或缩回方向(从通路中缩回细长装置的移动)上。在一些示例中,可以使用器械托架(例如器械托架606)上的跟踪传感器(例如光学传感器、位置传感器、编码器等)来检测插入运动,细长装置安装到所述器械托架。在一些示例中,可以使用形状传感器(例如,形状传感器222和/或形状传感器614)来检测插入运动,该形状传感器集成在细长装置中。形状传感器可以被询问以确定形状传感器的形状并且相应地确定细长装置的形状。在一些示例中,细长装置可以通过具有已知形状的已知装置器(fixture)(例如,气管内的管或患者外部的装置器)插入。细长装置的远侧部分的形状被测量以匹配气管内的管的形状。当进一步插入细长装置时,测量细长装置的远侧部分以匹配通路的形状,而测量细长装置的近侧部分以匹配气管内的管的形状。以此方式,可以检测细长装置的运动。在一些示例中,耦合到细长装置的成像装置(例如内窥镜相机)可以用于检测插入运动,尽管物体(例如解剖特征)被观察为较大或较小。在一些示例中,还可以通过使用诸如荧光镜检查、计算机断层成像(CT)、磁共振成像(MRI)、热影像技术、超声、光学相干断层成像(OCT)、热成像、阻抗成像、激光成像、纳米管X射线成像等的外部成像观察细长装置来检测插入运动。

[0078] 在一些示例中,当插入深度达到局部最大值时,可以可选地通过监测细长装置的插入深度并触发方位数据的收集来检测数据收集事件。在一些示例中,通过跟踪安装有细长装置的器械托架的位置来监测细长装置的插入深度。在一些示例中,局部最大值对应于其中器械托架的速度指示器械托架已经转换到从患者缩回的情况(例如,当速度第一次变为负值或变得比标称负阈值更负时,例如大约-1mm/s左右)。在一些示例中,记录最大插入深度,并且在当前插入深度大于低于最大插入深度的小阈值距离(例如,大约5mm左右)时,发生局部最大值。在一些示例中,当细长装置被转换回被插入时,重新开始最大插入深度的记录。在一些示例中,当插入深度高于插入阈值(例如75mm或更长)时,可以可选地触发数据收集事件。在一些示例中,一旦细长装置从先前收集数据的先前导航路径分叉,就可以触发数据收集。因此,可以通过检测由形状传感器测量的细长装置的转向方向的变化超过指定阈值来触发数据收集事件。在一些示例中,可以通过转向方向的变化和细长装置的插入运动的方向的变化以及细长装置的转向方向的变化来检测与路径的分叉。在一些示例中,细长装置可以从第一通路缩回,然后改变方向并开始插入第二通路。可以通过检测从缩回到插入的插入运动方向的变化以及细长装置到第二通路的转向运动的变化来触发数据收集事件。

[0079] 在一些示例中,当在插入运动期间检测到方向的变化时,即,细长装置从插入转换到缩回或从缩回转换到插入时,可以可选地触发数据收集事件。方向的变化可以通过细长装置的速度的变化或位置的变化来检测。在一些示例中,当细长装置的插入和/或缩回移动

暂停超过最短时间段(例如大约2秒或更长)时,可以可选地触发数据收集事件。

[0080] 在一些示例中,通过使用主控组装件激活一个或多个控件和/或命令,可以可选地由细长装置的操作者(例如操作者0)手动触发数据收集事件。在一些示例中,半自动数据收集可以通过要求操作者穿过某个路径来进行,在该路径中,可以连续地或在临界插入深度处收集点数据。在一些示例中,成像装置(例如内窥镜相机)可以用于通过检测关键解剖特征、通过感测远侧尖端接近解剖特征(例如内腔壁)等触发数据收集。在一些示例中,在过程804期间可以可选地使用用于检测数据收集事件的一个以上机制。在一些示例中,可以可选地组合用于数据收集事件的两个或更多个触发机制的组合,例如当插入深度高于插入阈值时检测插入深度中的局部最大值。

[0081] 在可选的过程806处,考虑解剖结构阶段。当在过程802期间穿过的通路对应于患者内的通路时,可能由于自动身体移动(例如由呼吸、心跳等引起的移动)而发生细长装置的方位的显著波动。因为这些身体移动可以改变细长装置的方位,所以这些身体移动可以在所收集的方位数据中引入显著的噪声。然而,由于身体移动通常是周期性的(例如,吸入-呼出、心律等),在考虑每个循环内的阶段的同时进行方位数据的收集可以显著减少由身体移动引入的噪声。在一些示例中,可以使用呼吸监测器、监测人工呼吸器、监测患者的心电图、使用移动垫监测患者的胸部移动等来检测解剖结构阶段。在一些示例中,可以可选地通过在收集方位数据时标注解剖结构阶段并记录解剖结构阶段和方位数据来考虑解剖阶段,使得随后的分析可以基于解剖结构阶段来组织和/或分类方位数据。在一些示例中,可以可选地通过延迟方位数据的收集直到解剖结构循环达到目标解剖结构阶段和/或解剖结构阶段的目标范围,并且然后可选地在收集方位数据时利用解剖结构阶段标记方位数据来考虑解剖阶段。在一些示例中,可以使用呼吸运动的外在模型来对在给定呼吸阶段处的所收集的数据施加自动校正。外在模型可以从多个术前CT、术中成像模态如荧光镜检查等导出。

[0082] 在可选的过程808处,细长装置上的外力被最小化。在过程802期间,当细长装置沿着通路穿过时,细长装置可以与通路的一个或多个壁接触。当通路的一个或多个壁是柔性的(其与患者的解剖结构内的通路是共同的)时,细长装置可以改变一个或多个壁的方位,这可能在所收集的方位数据中引入不需要的噪声。在一些示例中,细长装置可以改变一个或多个壁的方位的程度可以可选地通过监测由一个或多个壁施加到细长装置外部的力并调整细长装置的位置以减小这些外力来减小。在一些示例中,可以可选地使用位于沿着细长装置的外部的不同位置处的力和/或压力传感器(例如应变计)来监测外力。在一些示例中,通过力和/或压力传感器检测到的外力可以可选地通过使细长装置的对应区域远离外力折弯来补偿。在一些示例中,可以可选地通过调整细长装置的插入深度、调整远端的转向等和/或这些方法的任意组合来补偿由力和/或压力传感器检测到的总外力。

[0083] 在过程810处,沿着形状传感器的点被同时收集。在一些示例中,询问形状传感器(例如形状传感器222和/或形状传感器614)以确定形状传感器的形状。然后,使用形状传感器的形状以及形状传感器上的近侧点的知识来确定沿着形状传感器的长度的点的方位。这些点中的每一个描述了在大致相同的时刻在通路内所取的位置,使得由于解剖结构阶段、由细长装置施加到通路壁上的力、和/或随时间变化的其它噪声源而引起的通路方位的变化可以大大减小。然后收集沿着形状传感器的长度的每个点并可选地将其存储为所收集的方位数据。

[0084] 在可选的过程812处,基于形状传感器相对于细长装置的方位来调整捕获点。在一些示例中,形状传感器相对于细长装置的方位可能不非常代表对应于例如通路的中心线的方位数据。在一些示例中,当形状传感器远离细长装置的中心线定位(例如在细长装置的外部和/或在不对应于细长装置的中心线的细长装置的内部区域中)时,可以调整在过程810期间收集的每个点,使得它们更准确地反映细长装置的中心线,从而更准确地反映通路的中心线。在一些示例中,形状传感器可以用于沿着细长装置的全长度生成点的数据集。在一些示例中,在形状传感器和细长装置的其余部分之间的已知几何关系被用于调整在过程810期间收集的点的方位。在调整点的方位之后,它们被存储为所收集的方位数据。

[0085] 在过程812期间收集方位数据之后,方法800可以可选地通过返回过程802、使细长装置沿着通路穿过到达另一个方位、并且然后重复收集方位数据来重复。

[0086] 如上面所讨论的并且在这里进一步强调的,图8仅是不应不合理地限制权利要求的范围的示例。本领域普通技术人员将识别许多变体、替代方案和修改。在一些实施例中,可以使用附加因素来调整捕获点。在一些示例中,可以使用在过程808期间检测到的外力来调整捕获点。在一些示例中,检测到外力在细长装置的一侧上且未在另一侧上可以指示细长装置将在通路的一侧,使得通路的中心线可以不同于细长装置的中心线。在一些示例中,关于在过程706期间接收的模型信息中包括的通路的大小的信息结合检测到的力可以用于基于细长装置的大小和通路的大小之间的差异来使捕获点偏移。

[0087] 图9示出了通过在人肺中穿过气道收集的示例性方位数据。如图9所示,通过数据点D描绘通过过程704和/或方法800收集的方位数据。在一些示例中,数据点D可以作为具有坐标、时间戳、传感器ID、解剖结构阶段信息、插入深度等的数据集或点池存储在存储器中。数据点D可以对应于当远端618被推进和/或从被穿过的通路缩回时使用形状传感器614和/或一个或多个其他传感器收集的远端618和/或与细长装置610相关联的其他点的方位数据。在图6A和图6B的示例中,当远端618和/或与细长装置610相关联的某个其他点位于点D_x处时,通过组合来自位置测量装置620的信息和来自形状传感器614和/或一个或多个其他传感器的形状数据来确定给定收集数据点D_x在外科手术环境600中的方位。在一些示例中,借助过程702的校准的近侧点616沿着器械台608的位置L_x和来自形状传感器614的数据可以可选地用于确定点D_x的方位。数据点D的外科手术环境坐标空间中的方位成为可以与来自通路的模型的方位数据配准的用于通路的方位数据的参考集合,如下面进一步详细描述。

[0088] 返回参考图7,在可选过程706处,记录用于通路的界标数据。在一些示例中,收集的数据点D中的一个或多个可以对应于通路内的一个或多个界标方位。在一些示例中,与一个或多个界标方位相对应的所收集的数据点D可以可选地用于播种(seed)配准过程,例如ICP过程。在一些示例中,对应于一个或多个界标方位的每个收集的数据点D可以被称为种子点。在一些示例中,当这些数据点D存储在存储器中时,对应于一个或多个界标方位的收集的数据点D可以用界标指示符标记。在一些示例中,一个或多个界标方位可以对应于通路中的分支点。在一些示例中,当通路是肺中的气道时,一个或多个界标方位可以对应于肺内的隆凸。

[0089] 在一些示例中,将数据点D指定为对应于一个或多个界标方位可以作为来自操作者(例如操作者O)的输入和/或通过更多其他方法和/或自动算法中的一个的结果而发生。

在一些示例中,操作者可以通过按压按钮、踏板、杠杆、发出通过语音识别可识别的命令等、和/或在主控组装件(例如主控组装件106)上激活适当的输入控制来将数据点D指定为对应于一个或多个界标方位。在一些示例中,操作者可以将细长装置的远端导航到接近一个界标方位的点,并且启动远端与通路的壁之间的物理接触。在一些示例中,用于控制远端的致动器的扭矩传感器和/或编码器可以配准阻力和/或由于与通路的壁接触而抵靠远端的力,并且触发将远端的当前方位标记为界标方位。在一些示例中,触摸传感器(例如电容和/或霍尔效应传感器)可以定位在细长装置的远端附近,以在远端接近或接触通路的壁时提供指示,并触发将远端的当前方位标记为界标方位。

[0090] 在一些示例中,当细长装置的远端穿过ET管(例如ET管622)时,ET管的已知弯曲或曲率可以帮助识别一个或多个界标方位。在一些示例中,即使在ET管中的弯曲或曲率不是精确地知道的情况下,弯曲或曲率也可以充分地明显以被识别为对应于通路的特定区域,例如上呼吸道和气管,因为在ET管的近端处的细长装置的更近端部分相对于在ET管的远端处的细长装置的更远端部分形成近90°的角。基于可以使用形状传感器容易被识别的细长装置的近侧点的姿态信息和ET管的曲率,可以识别患者的气管并将其用作界标方位之一。在一些示例中,ET管的远端的检测和定位,例如通过检测ET管的内表面的独特颜色、标记和/或图案的端部,可以进一步帮助识别患者的气管内的界标方位。

[0091] 根据一些实施例,当患者相对于细长装置的近侧点的取向是已知的时,细长装置的远端向左或向右的导航可以帮助识别与左主支气管和/或右主支气管相关联的一个或多个界标方位。在一些示例中,来自形状传感器和/或其他传感器的数据可以可选地用于识别由ET管的曲率产生的ET管的近端和远端之间的大致直角,其中ET管的远端识别患者的气管内的可能界标方位。在一些示例中,大致直角可以可选地用于识别将患者的解剖结构分成右半部和左半部的第一平面。当远端进一步转向左或右主支气管时,可以识别限定第二平面的第二角,该第二平面大致垂直于第一平面。然后,第一平面和第二平面的取向可以用于确定一个或多个附加界标方位。

[0092] 在过程708处,接收用于通路的模型信息。在一些示例中,可以使用通路的术前和/或术中图像(例如使用过程542获得的图像)来构造通路的模型。在一些示例中,可以通过使用过程454对术前和/或术中图像进行分段来生成通路的模型。在一些示例中,用于通路的模型信息可以对应于如图5C中描述的中心线分段模型504。

[0093] 在可选的过程710处,确定界标数据和用于通路的模型信息之间的初始种子变换。根据一些实施例,对于近点配准算法(例如ICP)使用合适的种子变换通常导致近点算法的更好配准和/或更快收敛。在一些示例中,在过程706期间在界标数据中识别的界标方位与在过程708期间接收的模型信息中的对应方位之间映射的变换通常为在过程704和/或方法800期间收集的方位数据与在过程708期间接收的模型信息之间的近点配准提供良好的种子变换。在一些示例中,初始种子变换可以可选地是刚性变换,其中通过映射来自在过程704和/或方法800期间收集的方位数据的坐标系和在过程708期间接收的模型信息的坐标系的位置和取向的相同坐标变换,对用于界标方位的每个数据点D进行变换。在一些示例中,初始种子变换可以可选地是非刚性变换,其中用于界标方位的每个数据点D通过不同的坐标变换进行变换。在一些示例中,初始种子变换可以被建模为可以将3D点从一个坐标系转换和/或旋转到另一个坐标系的齐次坐标变换。在一些示例中,当在过程704和/或方法

800期间收集的方位数据的坐标系与在过程708期间接收的模型信息的坐标系之间的映射被选择为初始种子变换时,可以可选地将使用不同界标数据和/或不同界标方位确定的多个初始种子变换与具有最小误差的初始种子变换进行比较。在一些示例中,在过程706期间确定的第一和第二平面可以可选地用于确定初始种子变换。

[0094] 在可选的过程712处,初始种子变换被应用到所记录的方位数据。使用在过程710期间确定的刚性或非刚性变换,在过程704和/或方法800期间收集和记录的方位数据被变换以使方位数据中的点与在过程708期间接收的模型信息中的对应点更紧密对准。在一些示例中,当初始种子变换是齐次变换时,通过使用矩阵乘法将初始种子变换应用到方位数据中的每个点来完成方位数据的变换。

[0095] 在过程714处,在过程704和/或方法800期间记录的方位数据被配准到在过程708期间接收的模型信息。过程714被示出为迭代过程,其包括过程716-722的重复应用,直到获得方位数据和模型信息之间的收敛。在一些示例中,过程714的迭代过程对应于ICP配准技术。图9示出了由将过程714应用到如图9所收集和示出的方位数据而产生的两组点的示例性后配准对准。在一些实施例中,在配准期间使用的方位数据可以可选地被限于在特定解剖结构阶段(或解剖阶段的范围)期间收集的方位数据,以便限制通过解剖结构阶段的变化在收集的数据中引入的噪声的影响。

[0096] 在过程716处,方位数据中的点与模型信息中的点匹配。使用在过程712期间的初始种子变换和/或通过下面进一步描述的过程720的变换来对方位数据中的点进行变换通常使方位数据中的点与模型信息中的对应点更好地位置和/或旋转对准。然而,由于初始迭代使方位数据中的点与模型信息中的对应点对准不总是识别方位数据中的点与模型信息中的点之间的正确对应,所以执行重新匹配以更新对应。方位数据中的每个点经变换而被匹配到模型信息中最接近方位数据中的点的点。在一些示例中,可以通过迭代通过模型信息中的每个点并找到与被匹配的方位数据中的点具有最短欧氏距离的点来确定模型信息中最接近的点。在一些示例中,诸如KD树等的其它技术可以可选地用于更有效地执行匹配。在一些示例中,可以基于最大距离阈值确定、最大角度阈值确定、和/或用于过滤被认为不够可靠或不够“接近”而不以包含在如下文进一步描述的在过程718期间确定的变换中的匹配的其他度量来丢弃一些匹配。

[0097] 在过程718处,确定进一步变换。基于过程716的匹配,进一步变换识别对方位数据的附加变换,以使方位数据与模型信息进一步对准。在一些示例中,进一步变换确定位移和/或旋转,例如以齐次变换的形式,这将最好地使匹配点对准。在一些示例中,通过计算在过程716期间匹配的点之间的位置和取向上的总体和/或聚合偏移来确定进一步变换。在一些示例中,可以限制进一步变换,使得在过程714的任何迭代期间应用最大偏移和/或最大旋转。在一些示例中,最大偏移和/或最大旋转可以可选地基于已经执行的过程714的若干迭代来缩放。

[0098] 在过程720处,进一步变换被应用到方位数据。使用在过程718期间确定的进一步变换,通过过程712和/或过程720的先前应用而变换的方位数据被进一步变换以使方位数据与在过程708期间接收的模型信息中的点更紧密对准。在一些示例中,当进一步变换是齐次变换时,通过使用矩阵乘法对方位数据中的每个点应用进一步变换来实现方位数据的进一步变换。

[0099] 在过程722处,评估配准技术的收敛。在一些示例中,计算方位数据中的点的方位与模型信息中的点的方位之间的误差测量值,其评估被变换的方位数据与模型信息之间的总体差异。当聚合误差测量值大于阈值时,重复过程716-722的附加迭代,直到总体误差测量值低于阈值。该过程的结果在图10中示出,其示出过程716-722的多个迭代如何能够使由图9中的点D所表示的方位数据与解剖模型信息550中的点对准。在一些示例中,要在图9和图10之间收敛的若干迭代可以基于模型信息和方位数据中的实际点方位之间的差异、收敛阈值等而变化。

[0100] 在一些实施例中,过程716-722的进展可以可选地通过在用户界面显示器上显示类似于图8和图9的图像而显示给操作者,例如操作者0。在一些示例中,操作者可以可选地监测配准以确定何时实现充分收敛。在一些示例中,当患者被移动时,当获得附加方位数据时,过程716-722的配准可以可选地在外科手术程序期间例如以规则的间隔重复,等等。

[0101] 在配准完成之后,可以可选地执行图像引导的外科手术程序。在一些示例中,模型信息可以识别要被施加目标程序的患者的解剖结构中的一个或多个介入部位和/或目标方位。在一些示例中,包括在过程710期间确定的初始种子变换和在过程718期间确定的每个进一步变换的复合变换可以用于将细长装置的远端的当前方位数据映射到模型信息中的相应方位,以帮助操作者规划和/或执行运动计划以将细长装置的远端从其当前方位移动到目标方位之一。如图7所示,图像引导的外科手术程序可以对应于可选的过程724和726。

[0102] 在可选的过程724处,确定细长装置的远端的当前方位。在一些示例中,近侧点的方位和来自形状传感器的数据可以用于确定细长装置的远端的当前方位,其中外科器械可以通过如下方式被施加到患者的解剖结构:使外科器械插入通过细长装置。在一些示例中,诸如EM传感器的其他传感器可以可选地用于确定细长装置的远端的当前方位。

[0103] 在可选的过程726处,细长装置的远端被定位在模型信息中。使用由过程702-722确定的复合变换,可以变换在过程724期间确定的细长装置的远端的当前方位,使得可以相对于模型信息确定细长装置的远端的方位,并且因此确定外科器械的方位。一旦在模型信息中描述的通路内已知细长装置的远端的方位,则操作者和/或自动系统可以规划和/或执行运动计划以将手术器械递送到目标方位之一。当执行计划时,可以重复过程724和726以持续更新细长装置的远端的当前方位和运动计划。

[0104] 如上面所讨论并在此进一步强调的,图7仅仅是一个示例,其不应不合理地限制权利要求的范围。本领域普通技术人员将识别许多变体、替代方案和修改。在一些实施例中,可以以不同方式应用过程712和/或720的变换。在一些示例中,可以可选地定义初始种子变换和/或进一步变换以变换模型信息中的点,使得它们利用被施加以变换模型信息而不是方位数据的初始种子变换和/或进一步变换来,与方位数据中的点更紧密地对准。在一些示例中,初始种子变换和/或进一步变换可以可选地被分成被设计成朝向共同坐标系变换方位数据和模型信息两者的单独变换。

[0105] 本发明的实施例中的一个或多个元素(例如,方法700和/或800的过程)可以用软件实现以在计算机系统(例如控制系统112)的处理器上执行。当以软件实现时,本发明的实施例的元件基本上是执行必要任务的代码段。程序或代码段可以存储在非暂时性机器可读存储介质中,该非暂时性计算机可读存储介质包括可以存储信息的任何介质,包括光学介质、半导体介质和磁介质。机器可读存储介质示例包括:电子电路、半导体器件、半导体存储

器器件、只读存储器 (ROM)、快闪存储器、可擦除可编程只读存储器 (EPROM)、软盘、CD-ROM、光盘、硬盘或其他存储设备。代码段可以通过诸如因特网、内联网等计算机网络下载。如本文所述,访问、检测、启动、配准、显示、接收、生成、确定、移动数据点、分段、匹配等的操作可以至少部分地由控制系统112或其处理器执行。

[0106] 应注意,所呈现的过程和显示器可能不固有地与任何特定计算机或其他设备相关。各种此类系统所需的结构将作为权利要求中的元件出现。另外,不参考任何特定编程语言描述本发明的实施例。应当理解,可以使用各种编程语言来实现如本文所述的本发明的教导。

[0107] 虽然已经在附图中描述和示出了本发明的某些示例性实施例,但是应该理解,这些实施例仅仅是对广泛发明的说明而非限制,并且本发明的实施例不限于所示和所述的具体构造和布置,因为本领域普通技术人员可以想到各种其他修改。

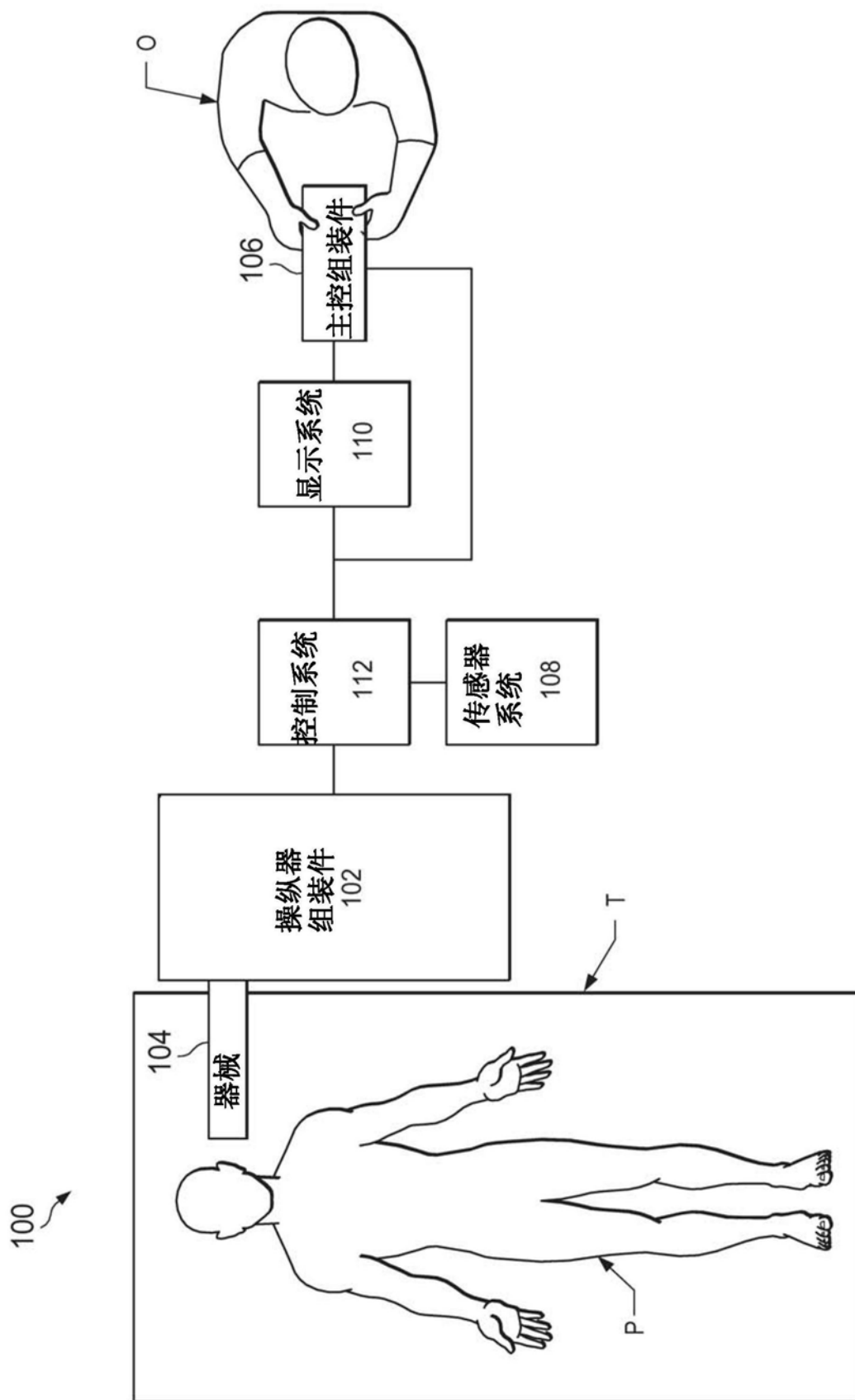


图1

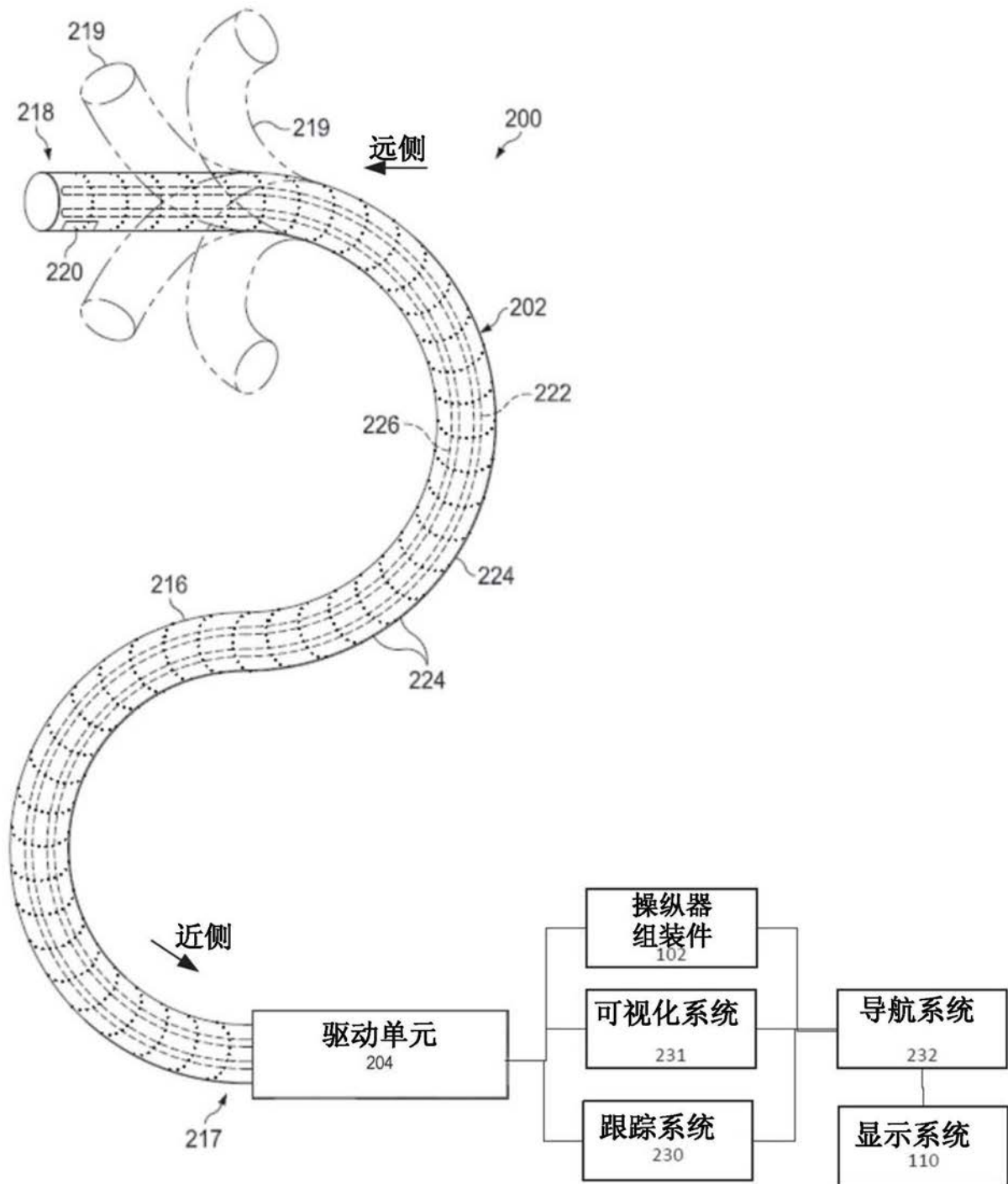


图2A



图2B

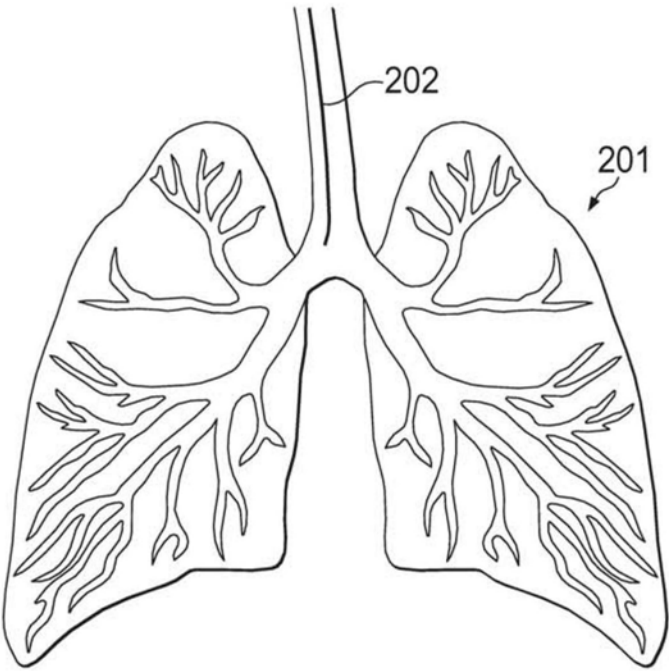


图3

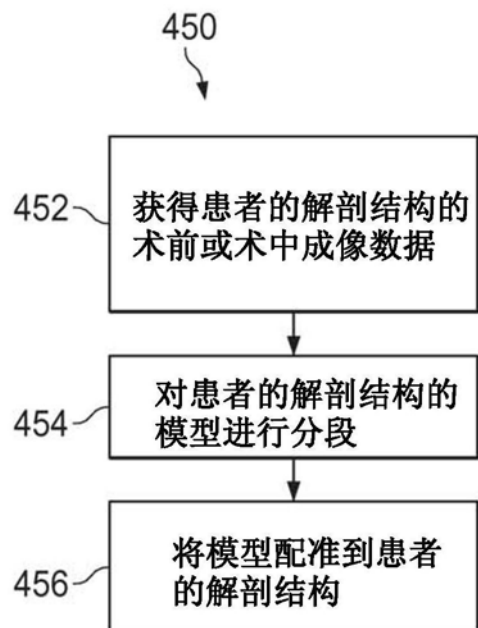


图4

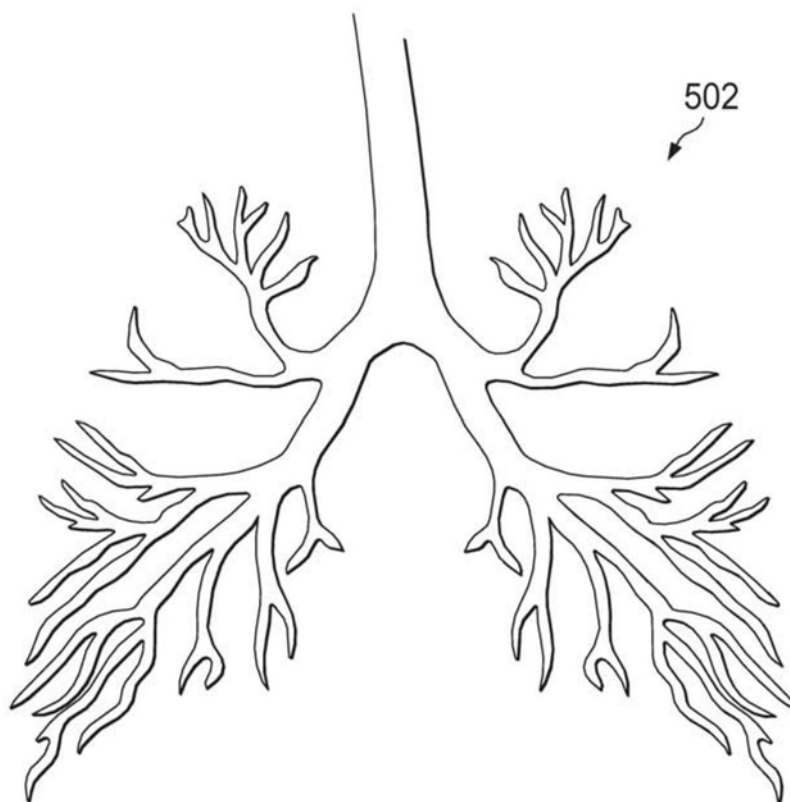


图5A

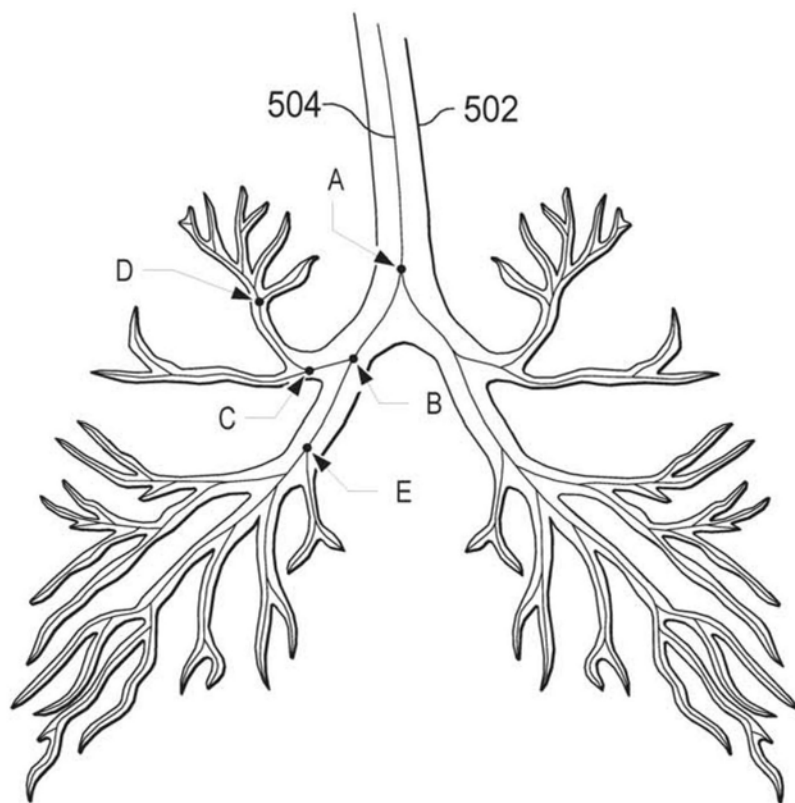


图5B

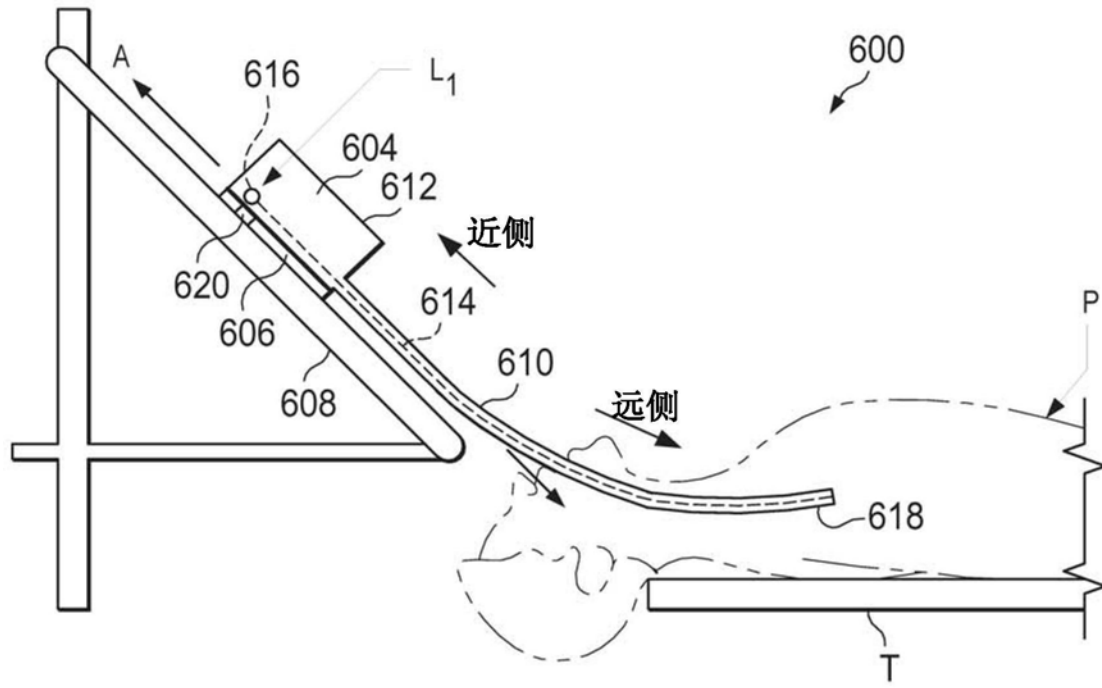


图6B

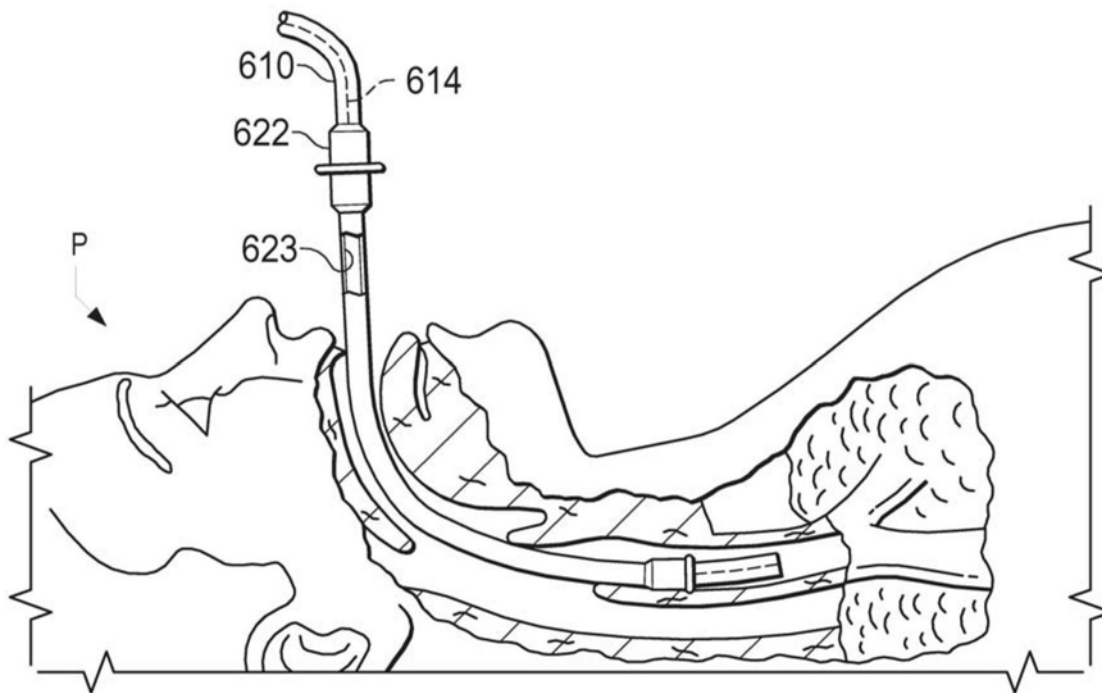


图6C

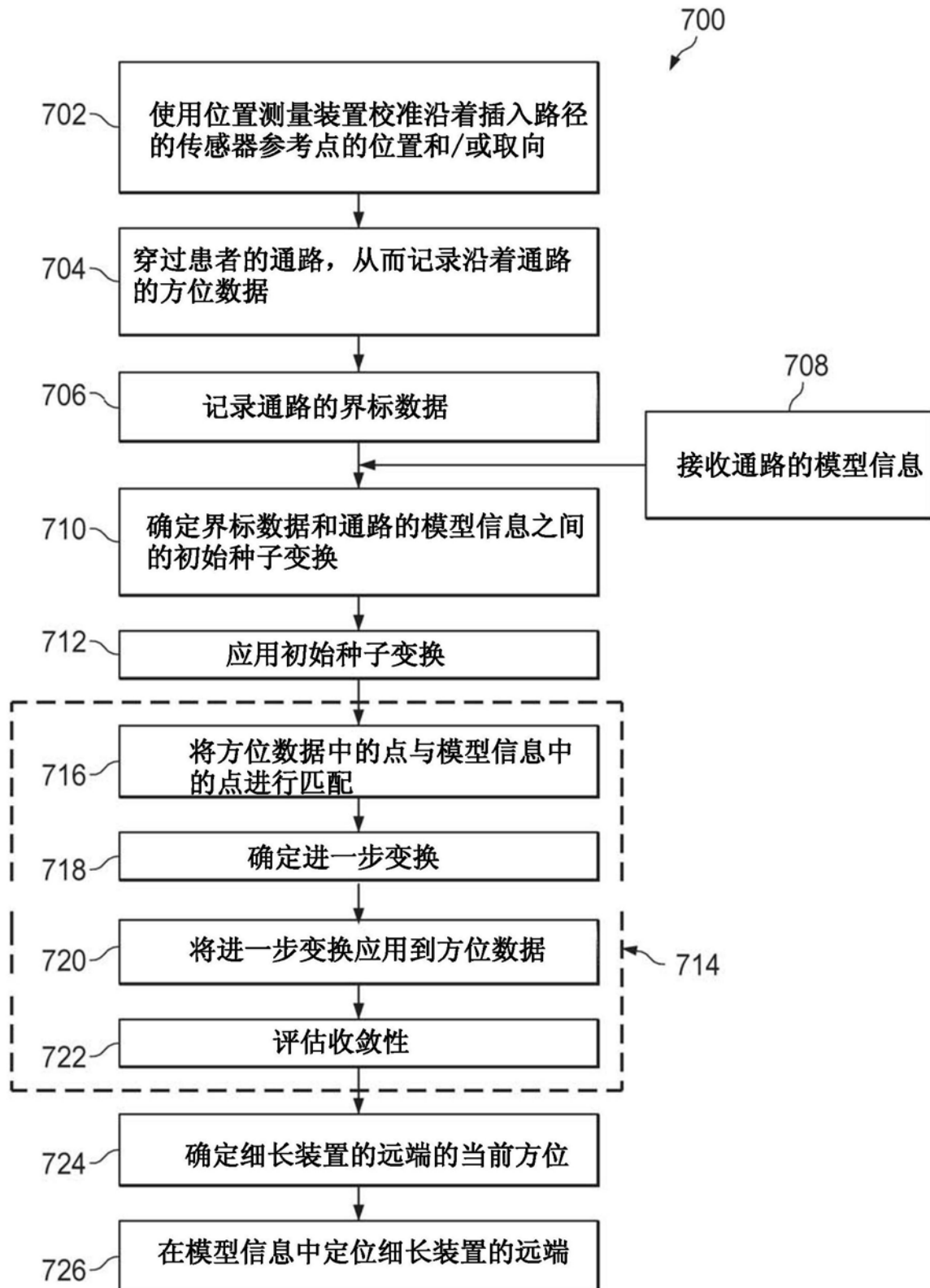


图7

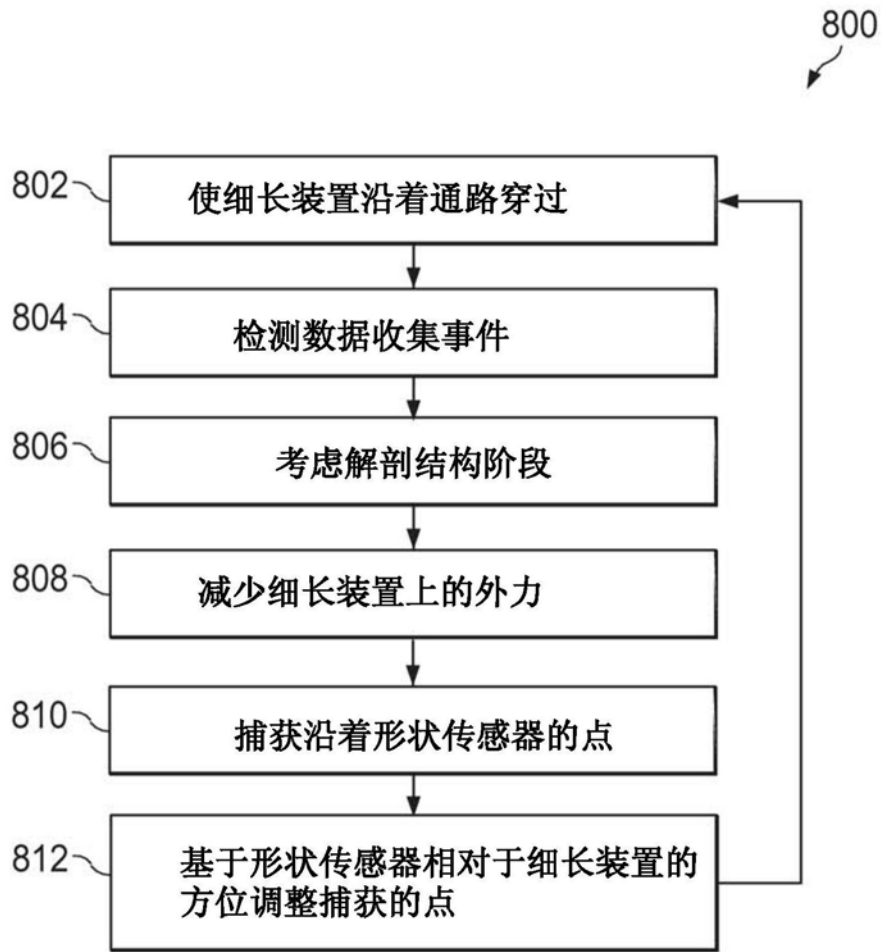


图8

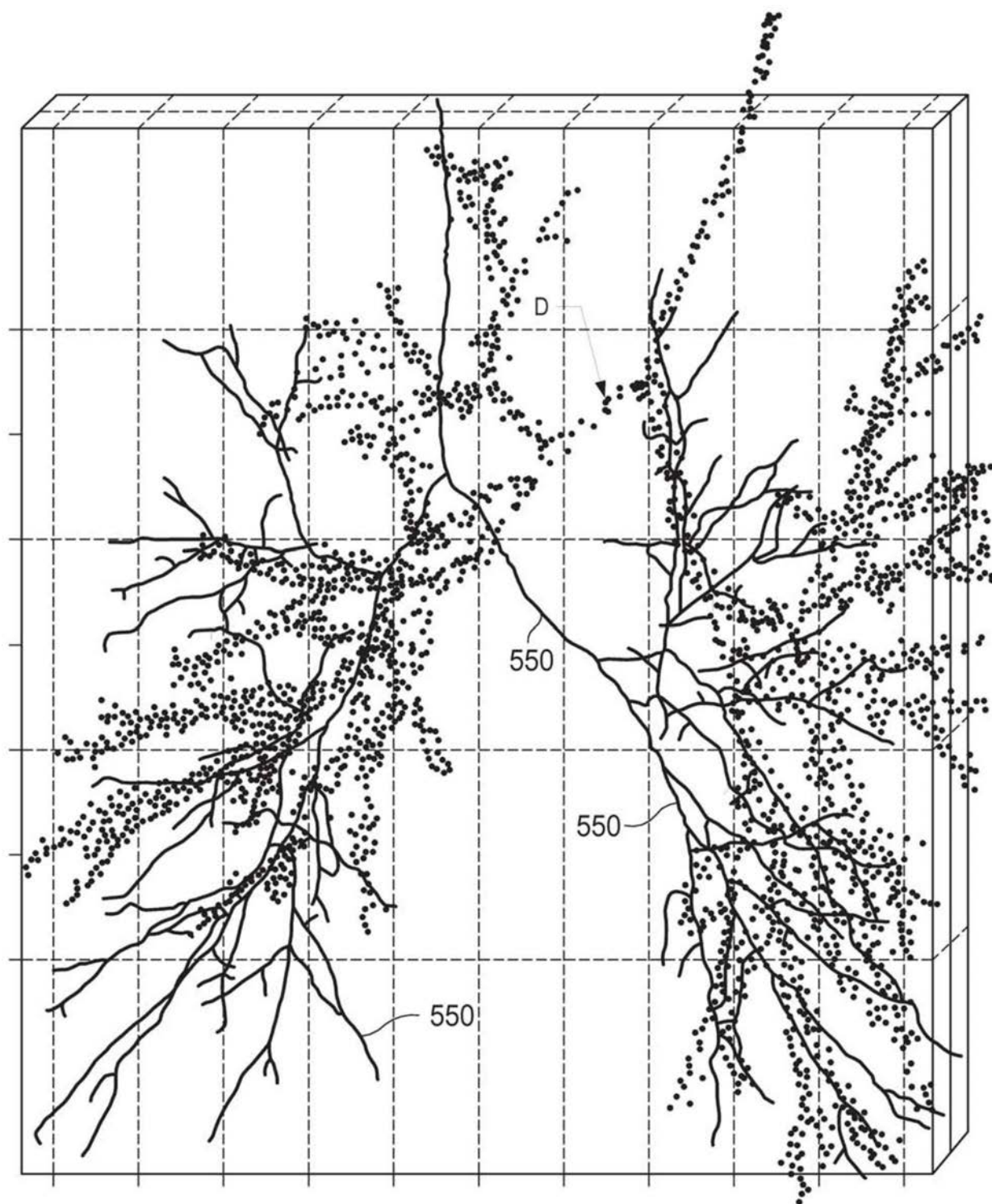


图9

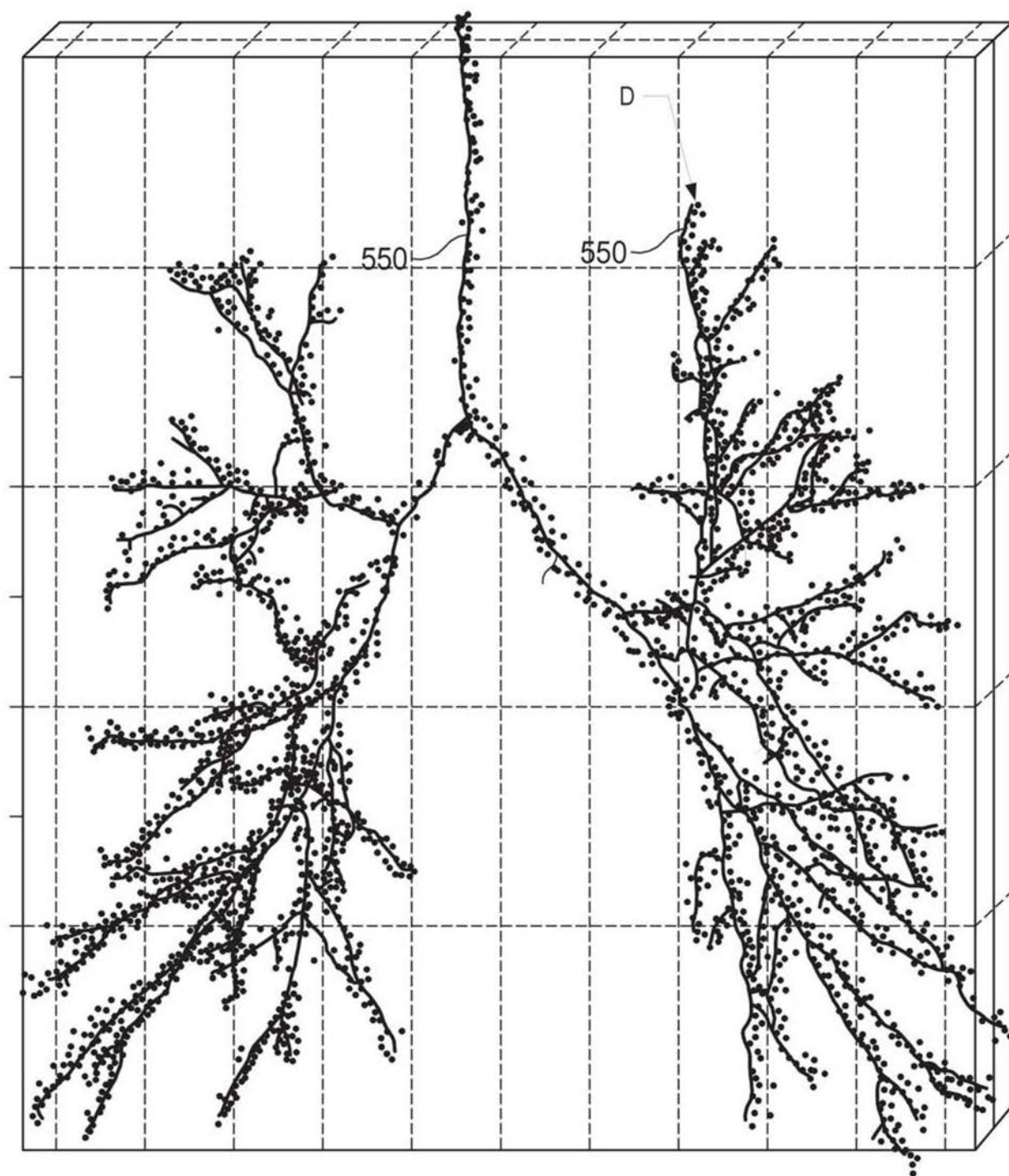


图10

专利名称(译)	用于图像引导的程序的配准的系统和方法		
公开(公告)号	CN110225710A	公开(公告)日	2019-09-10
申请号	CN201880008263.3	申请日	2018-01-31
[标]申请(专利权)人(译)	直观外科手术操作公司		
申请(专利权)人(译)	直观外科手术操作公司		
当前申请(专利权)人(译)	直观外科手术操作公司		
[标]发明人	赵涛 F 巴巴格力 T D 苏珀尔		
发明人	赵涛 F·巴巴格力 T·D·苏珀尔		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00147 A61B1/0016 A61B1/0051 A61B1/0053 A61B1/267 A61B5/066 A61B5/08 A61B5/6847 A61B2505/05		
代理人(译)	孙尚白		
优先权	62/453380 2017-02-01 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于支持图像引导的程序的系统和方法包括细长装置，该细长装置包括可转向的远端和沿着细长装置的长度定位的形状传感器、以及耦接到细长装置的一个或多个处理器。当细长装置正在穿过患者的一个或多个通路时，一个或多个处理器被配置成检测数据收集事件，并且响应于检测到数据收集事件，使用形状传感器沿着细长装置的长度捕获多个点。在一些实施例中，监测细长装置的插入深度。在一些实施例中，当插入深度超过阈值插入深度、检测到插入深度没有变化达长于阈值时间段的时间段、或者插入深度超过阈值缩回距离时，检测数据收集事件。

