



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111032140 B

(45) 授权公告日 2022.08.16

(21) 申请号 201880051752.7  
 (22) 申请日 2018.08.14  
 (65) 同一申请的已公布的文献号  
 申请公布号 CN 111032140 A  
 (43) 申请公布日 2020.04.17  
 (30) 优先权数据  
 62/546,366 2017.08.16 US  
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日  
 2020.02.10  
 (86) PCT国际申请的申请数据  
 PCT/US2018/046685 2018.08.14  
 (87) PCT国际申请的公布数据  
 W02019/036456 EN 2019.02.21  
 (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 T·K·阿德巴 V·多文戴姆

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

(51) Int.Cl.  
 A61B 34/10 (2016.01)  
 A61B 34/30 (2016.01)  
 A61B 34/20 (2016.01)  
 A61M 25/01 (2006.01)  
 A61M 16/04 (2006.01)

(56) 对比文件  
 US 2015157468 A1, 2015.06.11  
 US 2015157468 A1, 2015.06.11  
 CN 105208960 A, 2015.12.30  
 CN 106794050 A, 2017.05.31  
 CN 104736092 A, 2015.06.24  
 US 2017151026 A1, 2017.06.01

审查员 林中琳

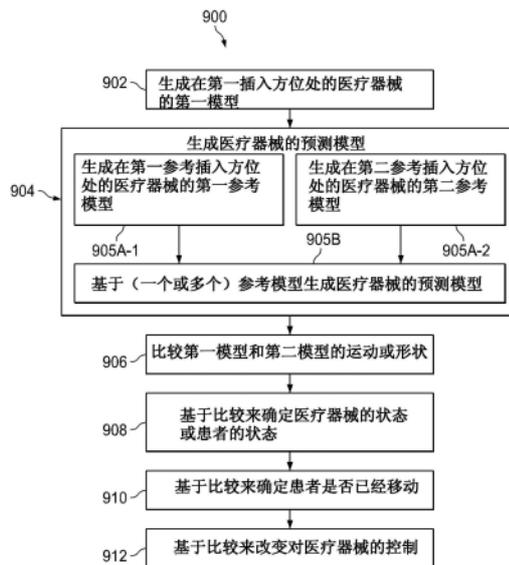
权利要求书4页 说明书18页 附图16页

(54) 发明名称

用于在医疗程序期间监测患者运动的系统和方法

(57) 摘要

提供了一种在医疗程序期间控制细长器械的方法,该医疗程序涉及细长器械相对于患者的运动。该方法包括通过控制系统生成细长器械的第一模型,并且通过控制系统基于细长器械的参考姿态生成细长器械的第二模型。该方法进一步包括通过控制系统将第一模型与第二模型进行比较,并且通过控制系统基于该比较确定系统配置的状态。



1. 一种有形的非暂时性的计算机可读存储介质,在其上存储有用于在涉及细长器械相对于患者的运动的医疗程序期间控制所述细长器械的编程指令,其中所述指令在由控制系统的一个或多个处理器执行时使所述一个或多个处理器:

基于所述细长器械的参考姿态生成所述细长器械的预测模型,所述细长器械包括柔性部件,所述柔性部件包括在其中延伸的传感器系统,其中所述参考姿态基于由所述传感器系统提供的第一数据集,并且其中所述第一数据集是在第一时间捕获的;

基于所述细长器械的测量姿态生成所述细长器械的测量模型,其中所述测量姿态基于由所述传感器系统提供的第二数据集,并且其中所述第二数据集是在所述第一时间之后的第二时间捕获的;

将所述测量模型与所述预测模型进行比较;并且

基于所述比较来确定系统配置的状态,其中所述系统配置的状态包括当所述细长器械相对于所述患者定位时患者的状态或所述细长器械的状态,并且其中确定所述系统配置的状态包括确定所述患者是否已经移动或所述细长器械是否已经屈曲。

2. 根据权利要求1所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中所述传感器系统包括沿着所述细长器械的长度延伸的形状传感器。

3. 根据权利要求2所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中所述第一数据集和所述第二数据集包括由所述形状传感器提供的形状数据,并且其中所述形状数据是从定位于测量区域中的所述细长器械的节段接收的。

4. 根据权利要求3所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中所述测量区域对应于所述患者的气管内管的节段或气管的节段。

5. 根据权利要求1所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中所述预测模型进一步基于用户命令。

6. 根据权利要求5所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中所述用户命令是插入距离的命令。

7. 根据权利要求1所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中所述预测模型进一步基于由第二传感器系统测量的插入距离。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中基于所述比较来确定所述系统配置的状态进一步包括:

基于所述比较和与所述比较相关联的阈值来确定所述系统配置的状态。

9. 根据权利要求1至7中任一项所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中所述细长器械的所述参考姿态是第一参考姿态,并且

其中生成所述细长器械的所述预测模型进一步包括:

基于所述细长器械的所述第一参考姿态生成第一参考模型;

基于所述细长器械的第二参考姿态生成第二参考模型;并且

基于所述第一参考模型和所述第二参考模型生成所述细长器械的所述预测模型。

10. 根据权利要求1所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中确定所述细长器械的状态包括检测所述细长器械的屈曲。

11. 根据权利要求1至7中任一项所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中所述指令进一步使所述一个或多个处理器基于对所述系统配置的状态的确定,生成用于在

显示系统中呈现的消息。

12. 根据权利要求11所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中所述指令进一步使所述一个或多个处理器生成由用户响应于所述消息而选择的交互界面元素。

13. 根据权利要求1至7中任一项所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中所述指令进一步使所述一个或多个处理器基于确定的所述系统配置的状态来改变对所述细长器械的控制。

14. 根据权利要求13所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中通过所述控制系统改变对所述细长器械的控制包括以下至少之一:

忽略经由主控组件查看的输入命令;

将所述细长器械重新配准到所述患者;

将所述细长器械重新配准到术前图像数据;

保持所述细长器械的当前姿态;或

允许所述细长器械屈服于由所述细长器械的工作部位中的组织施加的力。

15. 根据权利要求1至7中任一项所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中所述指令进一步使所述一个或多个处理器响应于确定的系统配置的状态,将系统转变为安全状态。

16. 根据权利要求15所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中所述安全状态包括从所述细长器械的驱动单元断开电源。

17. 一种医疗系统,包括:

包括柔性部件的细长器械,所述柔性部件包括在其中延伸的传感器系统;

控制系统,其与所述传感器系统通信以测量所述细长器械的姿态,所述控制系统适于执行以下操作:

基于所述细长器械的参考姿态生成所述细长器械的预测模型,其中所述参考姿态基于由所述传感器系统提供的第一数据集,并且其中所述第一数据集是在第一时间捕获的;

生成所述细长器械的测量模型,其中所述测量模型基于由所述传感器系统提供的第二数据集,并且其中所述第二数据集是在所述第一时间之后的第二时间捕获的;

比较所述测量模型和所述预测模型;和

基于所述比较来确定系统配置的状态,其中所述系统配置的状态包括当所述细长器械相对于患者定位时所述患者的状态或所述细长器械的状态,并且其中确定所述系统配置的状态包括确定所述患者是否已经移动或所述细长器械是否已经屈曲。

18. 根据权利要求17所述的医疗系统,其中所述传感器系统包括形状传感器,所述形状传感器包括光纤形状传感器或多个电磁传感器即EM传感器。

19. 根据权利要求18所述的医疗系统,其中所述传感器系统包括沿着所述细长器械的长度延伸的形状传感器。

20. 根据权利要求19所述的医疗系统,其中所述第一数据集和所述第二数据集包括由所述形状传感器提供的形状数据,并且其中所述形状数据是从定位于测量区域中的所述细长器械的节段接收的。

21. 根据权利要求20所述的医疗系统,其中所述测量区域对应于患者的气管内管的节段或气管的节段,并且其中所述细长器械相对于所述患者定位。

22. 根据权利要求17所述的医疗系统,其中所述预测模型进一步基于所述细长器械的插入距离。

23. 根据权利要求22所述的医疗系统,其进一步包括机器人组件,所述机器人组件包括沿着所述机器人组件设置的第二传感器系统,其中所述细长器械被耦连至所述机器人组件,并且其中所述控制系统与所述第二传感器系统通信。

24. 根据权利要求23所述的医疗系统,其中所述机器人组件包括插入台、操纵器或机器人臂中的至少一个。

25. 根据权利要求23所述的医疗系统,其中所述插入距离由所述第二传感器系统测量。

26. 根据权利要求23所述的医疗系统,其中所述第二传感器系统包括旋转编码器或线性编码器。

27. 根据权利要求23所述的医疗系统,进一步包括输入控制装置,其中所述控制系统与所述输入控制装置和所述机器人组件通信以控制所述细长器械的所述插入距离,并且其中所述插入距离基于从所述输入控制装置接收的一个或多个命令。

28. 根据权利要求17至27中任一项所述的医疗系统,其中基于所述比较来确定所述系统配置的状态进一步包括:

通过所述控制系统基于所述比较和与所述比较相关联的阈值来确定所述系统配置的状态。

29. 根据权利要求17至27中任一项所述的医疗系统,其中所述预测模型包括与所述细长器械的预期状态相关联的概率分布。

30. 根据权利要求17至27中任一项所述的医疗系统,其进一步包括显示系统,用于基于对所述系统配置的状态的确定来显示消息。

31. 一种有形的非暂时性的计算机可读存储介质,在其上存储有编程指令,所述指令在由控制系统的的一个或多个处理器执行时使所述一个或多个处理器:

基于细长器械的参考状态和用户命令来生成所述细长器械的预测模型,所述细长器械包括柔性部件,所述柔性部件包括在其中延伸的传感器系统,其中所述参考状态基于由所述传感器系统提供的第一数据集,并且其中所述第一数据集是在第一时间捕获的;

基于所述细长器械的测量状态来生成所述细长器械的测量模型,其中所述测量状态基于由所述传感器系统提供的第二数据集,并且其中所述第二数据集是在所述第一时间之后的第二时间捕获的;

将所述测量模型与所述预测模型进行比较;并且

基于所述比较来确定系统配置的状态,其中所述系统配置的状态包括当所述细长器械相对于患者定位时所述患者的状态或所述细长器械的状态,并且其中确定所述系统配置的状态包括确定所述患者是否已经移动或所述细长器械是否已经屈曲。

32. 根据权利要求31所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中所述指令进一步使所述一个或多个处理器确定测量区域,其中所述测量状态和所述参考状态均基于从定位在所述测量区域中的所述细长器械的节段接收的数据。

33. 根据权利要求32所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中确定所述测量区域包括:

基于在配准过程中确定的位置以及与所述位置的距离来确定所述测量区域。

34. 根据权利要求33所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中所述位置包括隆凸位置。

35. 根据权利要求32所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中确定所述测量区域包括:

基于所述细长器械的防屈曲引导件的所述细长器械的气管内管来确定所述测量区域。

36. 根据权利要求31所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中所述指令进一步使所述一个或多个处理器基于对所述系统配置的状态的确定来改变对所述细长器械的控制。

37. 根据权利要求36所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中改变对所述细长器械的控制包括忽略从输入控制装置接收的操作者输入。

38. 根据权利要求37所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中所述指令进一步使所述一个或多个处理器在执行配准过程之后,恢复所述输入控制装置对所述细长器械的控制。

39. 根据权利要求31所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中所述指令进一步使所述一个或多个处理器基于对所述系统配置的状态的确定,生成用于在显示系统中呈现的消息。

40. 根据权利要求39所述的有形的非暂时性的计算机可读存储介质,其中所述指令进一步使所述一个或多个处理器生成由用户响应于所述消息而选择的交互界面元素。

## 用于在医疗程序期间监测患者运动的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2017年8月16日提交的题为“SYSTEMS AND METHODS FOR MONITORING PATIENT MOTION DURING A MEDICAL PROCEDURE”的美国临时专利申请号62/546,366的申请日的优先权和权益,该申请在此通过全文参考并入本文。

### 技术领域

[0003] 本公开针对用于在医疗程序期间监测患者或医疗系统相对于患者的运动的系统和方法。

### 背景技术

[0004] 微创医疗技术旨在减少医疗程序期间受损的组织量,从而减少患者的康复时间、不适感和有害副作用。这样的微创技术可以通过患者解剖结构中的自然孔口或通过一个或多个手术切口来执行。通过这些自然孔口或切口,医生可以插入微创医疗器械(包括手术器械、诊断器械、治疗器械或活检器械)以到达目标组织位置。一种这样的微创技术是使用柔性和/或可转向的细长装置(诸如柔性导管),其可以被插入到解剖学通道中并且朝着患者解剖结构内的感兴趣区域导航。其他微创技术可以包括用户在患者解剖结构内操纵相对刚性的装置。医务人员对这种细长装置的控制涉及几个自由度的管理,至少包括对细长设备的插入和缩回以及装置转向的管理。另外,还可以支持不同的操作模式。

[0005] 在医疗程序期间,患者可能会移动。在某些情况下,这可能取决于患者所处于的麻醉类型。例如,可能发生不自主的身体移动,或者患者可能被存在于手术环境中的医师或其他人撞倒或以其他方式移动。另外,微创系统可以相对于患者移动。这样的移动可能在包括图像引导医疗程序在内的微创程序期间引起并发症。

[0006] 因此,提供用于在医疗程序期间监测患者运动的改进的方法和系统将是有益的。

### 发明内容

[0007] 通过说明书随附的权利要求书最好地总结本发明的实施例。

[0008] 与一些实施例一致,提供了一种在医疗程序期间控制细长器械的示例性方法,该医疗程序涉及细长器械相对于患者的运动。该方法包括通过控制系统生成细长器械的第一模型,并且通过控制系统基于细长器械的参考姿态来生成细长器械的第二模型。该方法进一步包括通过控制系统将第一模型与第二模型进行比较,并且通过控制系统基于该比较来确定系统配置的状态。

[0009] 与一些其他实施例一致,提供了一种示例性医疗系统。该医疗系统包括具有传感器系统的细长器械,以及与用于测量细长器械的姿态的传感器系统通信的控制系统。控制系统适于执行操作。此类操作可以包括生成细长器械的第一模型,以及基于细长器械的参考姿态来生成细长器械的第二模型。该操作可以进一步包括将第一模型与第二模型进行比较,并且基于该比较来确定系统配置的状态。

[0010] 与一些其他实施例一致,提供了一种示例性方法。该方法包括:通过控制系统基于细长器械的测量状态来生成细长器械的第一模型;以及通过控制系统基于细长器械的参考状态和用户命令生成细长器械的第二模型。该方法进一步包括通过控制系统将第一模型与第二模型进行比较,并且通过控制系统基于该比较来确定系统配置的状态。

[0011] 应该理解,前面的概述和下面的详细描述本质上都是示例性和解释性的,并且旨在提供对本公开的理解,而不限制本公开的范围。就这一点而言,根据以下详细描述,本公开的其他方面、特征和优点对于本领域技术人员将是明显的。

## 附图说明

[0012] 图1是根据一些实施例的远程操作医疗系统的简化图。

[0013] 图2A是根据一些实施例的医疗器械系统的简化图。

[0014] 图2B是根据一些实施例的具有扩展医疗工具的医疗器械系统的简化图。

[0015] 图2C是根据一些实施例的具有运动学链的医疗器械系统的图。

[0016] 图3A和图3B是根据一些实施例的在患者坐标空间中的患者的侧视图的简化图,该患者坐标空间包括安装在插入组件上的医疗器械。

[0017] 图4是根据一些实施例的用于在医疗程序期间监测患者移动的方法的流程图。

[0018] 图5A、图5B和图5C示出了根据一些实施例的在人肺内使用期间的图2A至图2C、图3A和图3B的医疗器械系统的远端。

[0019] 图6A和图6B示出了根据一些实施例的可以用于识别患者运动的患者的图像。

[0020] 图7描绘了根据一些实施例的患者的侧视图的简化图,该患者被插入气管内管(endotracheal tube)以便于使用该医疗器械系统。

[0021] 图8描绘了根据一些实施例的用户界面。

[0022] 图9是根据一些实施例的用于在医疗程序期间监测患者移动的另一种方法的流程图。

[0023] 图10A描绘了根据一些实施例的与测量模型相关联的医疗器械的系统配置。

[0024] 图10B描绘了根据一些实施例的与参考模型相关联的图10A的医疗器械的另一系统配置。

[0025] 图10C示出了根据一些实施例的图10A的测量模型的一部分和医疗器械的预测模型的对应部分。

[0026] 图10D描绘了根据一些实施例的与测量模型相关联的医疗器械的另一系统配置。

[0027] 图10E描绘了根据一些实施例的与参考模型相关联的图10D的医疗器械的另一系统配置。

[0028] 图10F示出了根据一些实施例的图10D的测量模型的一部分和医疗器械的预测模型的对应部分。

[0029] 图11A和图11B示出了根据一些实施例的可以被比较以确定患者运动的测量模型和预测模型的代表图。

[0030] 通过参考下面的详细描述,将最好地理解本公开的实施例及其优点。应当理解,相似的附图标记用于标识一个或多个附图中示出的相似的元件,其中,其中的显示是为了示出本公开的实施例,而不是为了限制本公开的实施例。

## 具体实施方式

[0031] 在以下描述中,阐述了具体细节,其描述与本公开一致的一些实施例。阐述了许多具体细节以便提供对实施例的透彻理解。然而,对于本领域的技术人员将明显的是,可以在没有一些或所有这些具体细节的情况下实践一些实施例。本文所公开的具体实施例旨在说明而非限制。尽管这里没有具体描述,但是本领域技术人员可以认识到其他元件在本公开的范围和精神内。另外,为了避免不必要的重复,除非另外特别说明或者如果一个或多个特征会使一个实施例不起作用,否则与一个实施例相关联示出和描述的一个或多个特征可以结合到其他实施例中。

[0032] 在一些情况下,没有详细描述众所周知的方法、程序、部件和电路,以免不必要地混淆实施例的各个方面。

[0033] 本公开根据各种器械和器械的部分在三维空间中的方位、取向和/或姿态对其进行描述。如本文所使用的,术语“方位”是指对象或对象的一部分在三维空间中的位置(例如,沿着笛卡尔X、Y和Z坐标的三个平移自由度)。如本文所使用的,术语“取向”是指对象或对象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)。如本文所使用的,术语“姿态”是指对象或对象的一部分在至少一个平移自由度中的方位以及该对象或对象的一部分在至少一个旋转自由度中的取向(多达总共六个自由度)。如本文所使用的,术语“形状”是指沿着对象测量的一组姿态、方位或取向。

[0034] 本公开内容总体上涉及用于监测经历医疗程序的患者的运动的方法和系统。在一些方法中,可以使用专用装置来监测患者P。本公开的实施例利用来自具有除了监测患者运动以外的主要目的的组件和器械的信息。因此,本公开的实施例可以通过使其他系统和装置辅助提供患者运动监测器件来消除对专用患者运动监测装置的需求。本公开的原理还可以应用于专用装置以提高其在监测患者运动中的准确性和性能。尽管主要针对医疗程序讨论了本文提供的一些实施例,但是对医疗器械或外科手术器械以及医疗方法或外科手术方法的任何引用都是非限制性的。本文描述的系统、器械和方法可以用于动物、人尸体、动物尸体、从人或动物解剖结构中移除且不返回此类人或动物解剖结构的人或动物组织、非手术治疗、诊断或外观上的改进。本文描述的系统、器械和方法也可以用于工业系统和通用机器人或远程操作系统,包括那些用于操纵或以其他方式与不包含人或动物组织的工件相互作用的系统、器械和方法。

[0035] 图1是根据一些实施例的远程操作医疗系统100的简化图。在一些实施例中,远程操作医疗系统100可以适合用于例如外科手术程序、诊断程序、治疗程序或活检程序。如图1所示,医疗系统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。远程操作操纵器组件102被安装在手术台T上或附近。输入控制装置或主控组件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)控制远程操作操纵器组件102,并且在一些实施例中允许操作者O观察介入部位。

[0036] 远程操作操纵器组件102支撑医疗器械104,并且可以包括一个或多个非伺服控制连杆的运动学结构(例如,可以手动定位并锁定在适当位置的一个或多个连杆,通常称为设定结构)和远程操作操纵器。远程操作操纵器组件102可以可选地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)的命令来驱动医疗器械104上的输入。致动器可以可选地包括驱动系统,当该驱动系统耦连到医疗器械104时,该驱动系统将医疗器械

104推进到自然地或通过手术产生的解剖学孔口中。其他驱动系统可以以多个自由度来移动医疗器械104的远端,多个自由度可以包括三个线性运动(例如,沿着X、Y、Z笛卡尔轴线的线性运动)度和三个旋转运动(例如,绕X、Y、Z笛卡尔轴线的旋转)度。另外,致动器可以用于致动医疗器械104的可铰接的末端执行器,以抓紧活检装置和/或类似物的夹具中的组织。诸如解析器、编码器、电位器和其他机构的致动器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给医疗系统100。该方位传感器数据可以用于确定由致动器操纵的对象的运动。

[0037] 远程操作医疗系统100可以包括具有一个或多个子系统的传感器系统108,该子系统用于接收有关远程操作操纵器组件102的器械的信息。此类子系统可以包括方位/位置传感器系统(例如,电磁(EM)传感器系统);用于确定远端和/或沿着可构成医疗器械104的柔性主体的一个或多个节段的方位、取向、速率、速度、姿态和/或形状的形状传感器系统;和/或用于从医疗器械104的远端捕获图像的可视化系统。在一些实施例中,传感器系统108可以包括沿着操纵器组件102的运动学链设置的多个传感器。

[0038] 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),用于在医疗器械104、主控组件106、传感器系统108和显示系统110和/或医疗系统100的其他部件之间进行控制。控制系统112还包括用于实现根据本文公开的各方面描述的方法中的一些或全部的编程指令(例如,存储指令的非暂时性机器可读介质),包括用于向显示系统110提供信息的指令。虽然在图1的简化示意图中将控制系统112示为单个方框,但是该系统可以包括两个或更多个数据处理电路,其中处理的一部分可选地在远程操作操纵器组件102上或附近执行,处理的另一部分在主控组件106处执行和/或诸如此类。控制系统112的处理器可以执行指令,该指令包括与本文公开并在下面更详细描述的过程对应的指令。可以采用各种各样的集中式或分布式数据处理架构中的任何一种。类似地,编程指令可以被实现为若干个单独的程序或子例程,或者它们可以被集成到本文描述的远程操作系统的若干个其他方面。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(红外数据通信)、HomeRF(家庭射频)、IEEE 802.11、DECT(数位加强式无线通信系统)和无线遥测的。

[0039] 在一些示例中,控制系统112可以发送信号,该信号指示远程操作操纵器组件102的一个或多个致动器移动医疗器械104。医疗器械104可以经由患者P体内的开口延伸到的患者P体内的内部手术部位。可以使用任何合适的常规和/或专用致动器。

[0040] 在虚拟导航程序中,传感器系统108可以用于计算医疗器械104相对于患者P的解剖结构的大概位置。该位置可以用于产生患者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。系统可以实现一个或多个电磁(EM)传感器、光纤传感器和/或其他传感器,以配准和显示医疗器具以及术前记录的外科手术图像,诸如来自虚拟可视化系统的图像之类的图像是已知的。例如,通过引用整体并入本文的(2011年5月13日提交的)美国专利申请号13/107,562(其公开“Medical System Providing Dynamic Registration of a Model of an Anatomic Structure for Image-Guided Surgery”)公开了一个这样的系统。

[0041] 图2A是根据一些实施例的医疗器械系统200的简化图。在一些实施例中,医疗器械系统200可以在用远程操作医疗系统100执行的图像引导医疗程序中用作医疗器械104。在

一些示例中,医疗器械系统200可以用于非远程操作探索程序或在涉及传统的手动操作医疗器械(例如内窥镜检查)的程序中使用。可选地,医疗器械系统200可以用于收集(即,测量)与患者(诸如患者P)的解剖通道内的位置对应的数据点集。

[0042] 图2A和图2B的医疗器械系统200包括耦连至驱动单元204的细长装置202(也称为细长器械202),诸如柔性导管。驱动单元204可以包括多个致动器,其可以被控制以操控细长装置的远侧部分。在一些实施例中,驱动单元204可以包括绞盘或旋转元件,该绞盘或旋转元件可以被旋转以至少操控细长装置202的远侧部分。细长装置202包括具有近端217和远端218的柔性主体216。

[0043] 医疗器械系统200进一步包括跟踪系统230,用于使用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的方位、取向、速率、速度、姿态和/或形状,如下面进一步详细描述。柔性主体216的在远端218和近端217之间的整个长度可以有效地分成节段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,则可以包括跟踪系统230作为控制系统112的子系统。因此,跟踪系统230可以可选地实现为硬件、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由一个或多个计算机处理器执行,该计算机处理器可以包括图1中的控制系统112的处理器。

[0044] 跟踪系统230可以使用形状传感器222可选地跟踪远端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对准的光纤(例如,被提供在内部通路(未示出)内或外部安装)。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。在一种替代方式中,包括光纤布拉格光栅(FBG)的多个光纤芯被用于提供一维或多维结构中的应变测量。用于监测光纤在三维中的形状和相对方位的各种系统和方法被描述在(2005年7月13日提交的)美国专利申请号11/180,389(其公开“Fiber optic position and shape sensing device and method relating thereto”)、(2004年7月16日提交的)美国专利申请号12/047,056(其公开“Fiber-optic shape and relative position sensing”)以及(1998年6月17日提交的)美国专利号6,389,187(其公开“Optical Fibre Bend Sensor”)中,它们全部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,可以使用其他技术来确定细长装置的形状。例如,柔性主体216的远端姿态的历史可以用于在时间间隔内重建柔性主体216的形状。在一些实施例中,跟踪系统230可以可选地和/或另外使用方位传感器系统220来跟踪远端218。方位传感器系统220可以是EM传感器系统的部件,其中该EM传感器系统具有包括一个或更多个导电线圈的方位传感器系统220,该一个或更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感应的电信号,该感应的电信号具有取决于线圈相对于外部产生的电磁场的方位和取向的特性。在一些实施例中,方位传感器系统220可以被配置和定位成测量六个自由度,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,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。在(1999年8月11日提交的)美国专利号6,380,732(其公开“Six-Degree of Freedom Tracking System Having a Passive Transponder on the Object Being Tracked)中提供了方位传感器系统的进一步描述,该专利通过引用整体并入本文。

[0045] 在一些实施例中,跟踪系统230可以可替代地和/或另外地依赖于沿交替的生理运动(诸如呼吸)的周期为器械系统的已知点存储的历史姿态、方位或取向数据。该存储的数据可以用于发展关于柔性主体216的形状信息。在一些示例中,一系列方位传感器(未示出)(诸如类似于方位传感器220中的传感器的电磁(EM)传感器)可以沿着柔性主体216定位,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的数据的历史可以用于表示细长装置202的形状,特别是如果解剖学通道通常是静态的。

[0046] 柔性主体216还可以容纳在驱动单元204和远端218之间延伸以(例如通过远端218的虚线描绘219所示)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,至少四根电缆用于提供独立的“上-下”转向以控制远端218的俯仰,以及“左右”转向以控制远端218的偏转。在(2011年10月14日提交的)美国专利申请号13/274,208(其公开“Catheter with Removable Vision Probe”)中详细描述了可转向细长装置,该专利申请的全部内容通过引用合并于此。驱动单元204可以包括传感器或编码器,其产生线性或旋转方位数据、表征由驱动单元204施加在特定电缆上的力的力数据和/或表征特定电缆上的张力的张力数据。另外,驱动单元204的一些实施例可以包括滑橇(sled)或托架,该滑橇或托架可以被控制为沿着插入轴线移动柔性主体216的近端217,并且因此移动远端218。托架沿插入轴线的方位可以由传感器或编码器监测。如本文所述,提供方位数据的传感器或编码器还可以提供表征医疗器械系统(如医疗器械系统200)的移动的速度数据和加速度数据。

[0047] 细长装置202可以是可转向的,或者可替代地,该系统可以是不可转向的,其中没有用于操作者控制远端218的弯曲的集成机构。在一些示例中,在柔性主体216的壁中限定了一个或多个内腔,医疗器械可以通过该一个或多个内腔被部署并且在目标手术位置处使用。

[0048] 在一些实施例中,医疗器械系统200可以包括用于检查、诊断、活检或治疗肺部的柔性支气管器械,诸如支气管镜或支气管导管。医疗器械系统200还适用于在各种解剖系统(包括结肠、肠、肾脏和肾盂、大脑、心脏、包括脉管系统的循环系统等等)中的任何一个中经由自然或手术创建的连接通道导航和治疗其他组织。

[0049] 来自跟踪系统230的信息可以被发送到导航系统232,在此将其与来自可视化系统231和/或术前获得的模型的信息组合以向医师或其他操作者提供实时方位信息。在一些示例中,实时方位信息可以被显示在图1的显示系统110上用于由控制医疗器械系统200的医师0使用。在一些示例中,图1的控制系统112可以利用方位信息作为用于定位医疗器械系统200的反馈。2011年5月13日提交的美国专利申请号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,其公开了“Medical System Providing Dynamic Registration of a Model of an Anatomic Structure for Image-Guided Surgery”,其通过引用整体并入本文。

[0050] 图2C示出了医疗器械系统250,其可以在用远程操作医疗系统100执行的医疗程序中用作医疗器械系统104。图2C是控制臂的操纵器252的透视图,该控制臂可以安装到或并入到图1的操纵器组件102中。医疗器械系统250包括由多个关节组成的运动学链。运动学链中的至少一些关节包括可以与图1的控制系统112通信的关节传感器或编码器,以提供关节传感器数据以促进对医疗器械系统250的监测和控制。关节传感器数据可以包括方位数据,

使得控制系统112可以生成医疗器械系统250的模型,从而当操纵器252的后端方位和取向是已知的时,包括沿着医疗器械系统250的运动学链的每个部件的远端方位和取向。

[0051] 操纵器252包括偏转伺服关节254、俯仰伺服关节256以及插入和撤回(“I/O”)致动器258。手术器械259被示出为安装在包括安装托架261的器械翼梁(spar) 260处。偏转伺服关节254提供偏转运动270,俯仰关节256提供俯仰运动272,并且I/O致动器258提供通过远程中心的插入和撤回运动274。操纵器252可以包括:编码器,用于跟踪与沿着I/O致动器258的插入轴线的伺服方位相关联的方位、速度和/或加速度;以及其他编码器,用于跟踪偏转伺服关节254和俯仰伺服关节256的方位和速度。

[0052] 在一些示例中,医疗器械系统200或医疗器械系统250可以在图1的医疗系统100的上下文内作为操纵器组件102或其部件被远程操作。在一些实施例中,图1的远程操作操纵器组件102可以被直接操作者控制代替。在一些示例中,直接操作者控制可以包括用于器械的手持操作的各种手柄和操作者界面。

[0053] 图3A和图3B是根据一些实施例的包括安装在插入组件上的医疗器械的患者坐标空间的侧视图的简化图。如图3A和3B所示,包括患者P的手术环境300被定位在手术台T上。在手术环境300内,医疗器械304耦连至器械托架306。医疗器械304可以由图2A和图2B的医疗器械系统200提供。在一些实施例中,医疗器械304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306被安装至固定在手术环境300内的插入台308。可替代地,插入台308可以是可移动的,但是在手术环境300内(例如,经由跟踪传感器或其他跟踪装置)具有已知的位置。器械托架306可以是远程操作操纵器组件(例如,远程操作操纵器组件102)的部件,其耦连至医疗器械304以控制插入运动(即,沿A轴线的运动)以及可选地控制细长装置310的远端318在多个方向(包括偏转、俯仰和滚动)上的运动。细长装置310可以是柔性的、可转向导管。器械托架306或插入台308可以包括致动器,诸如伺服马达(未示出),该致动器控制器械托架306沿插入台308的运动。

[0054] 细长装置310被耦连到器械主体312。器械主体312被耦连到器械托架306并且相对于器械托架306固定。在一些实施例中,光纤形状传感器314被固定在器械主体312上的近侧点316处。在一些实施例中,光纤形状传感器314的近侧点316可以与器械主体312一起移动,但是近侧点316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)。形状传感器314测量从近侧点316到另一点(诸如细长装置310的远端318)的形状。医疗器械304可以与医疗器械系统200基本相似。

[0055] 方位测量装置320提供有关器械主体312沿插入轴线A在插入台308上移动时的方位的信息。方位测量装置320可以包括解析器、编码器、电位器和/或确定致动器的旋转和/或取向的其他传感器,该致动器控制器械托架306的运动并且因此控制器械主体312的运动。在一些实施例中,插入台308是线性的。在一些实施例中,插入台308可以是弯曲的或具有弯曲和线性部段的组合。

[0056] 图3A示出了沿着插入台308处于缩回方位的器械主体312和器械托架306。在该缩回方位处,近侧点316在轴线A上的方位L0处。在图3B中,器械主体312和器械托架306已经沿着插入台308的线性轨道推进,并且细长装置310的远端318已经推进到患者P中。在该推进方位处,近侧点316在轴线A上的方位L1处。在一些示例中,来自控制器械托架306沿着插入台308的移动的一个或多个致动器和/或与器械托架306和/或插入台308相关联的一个或多

个方位传感器的编码器和/或其他方位数据被用于确定近侧点316相对于方位L0的方位Lx。在一些示例中,方位Lx可以进一步用作细长装置310的远端318插入患者P的解剖结构的通道中的距离或插入深度的指示器。

[0057] 图3A和图3B还描绘了抗屈曲引导件322,其是可扩展机构(诸如格架或其他可展开结构),其在插入和缩回期间支撑细长装置310的近端。示例性可扩展机构的附加细节被包括在2017年7月7日提交的标题为“Guide Apparatus for Delivery of an Elongate Device and Methods of Use”的PCT/US17/41160的公开中,该公开整体并入本文。

[0058] 图4是在医疗程序期间监测患者运动以检测经历该程序的患者的运动的方法400的流程图。方法400可以利用具有除患者运动监测之外的主要目的的医疗器械。如图4所示,方法400包括几个列举的步骤或操作,其可以以图示的顺序执行。方法400的实施例可以包括在所列举的操作之前、之后、之间或作为其一部分的附加或替代操作。方法400的一些实施例可以省略一个或多个所列举的操作。此外,方法400的实施例可以包括存储在计算机可读介质上并由处理器(诸如图1的控制系统112的处理器)的执行的可执行指令,以执行方法400的操作。

[0059] 因此,方法400的实施例可以开始于操作402,其中可以从与医疗器械通信的控制系统接收状态信息。在操作404处,控制系统可以检测医疗器械的至少一部分的运动。在操作406处,控制系统可以将医疗器械的该部分的运动与基于从控制系统接收的状态信息的阈值运动值进行比较,以确定医疗器械或患者的状态。这可以包括确定患者的运动。在操作408处,控制系统可以基于运动与阈值运动值的比较以及患者运动的确定来生成用于在显示系统中进行渲染的通信。并且在操作410处,控制系统可以基于比较来改变医疗器械的控制。例如,控制系统可以通过将医疗器械置于安全状态或安全模式来改变对医疗器械的控制。该安全状态可以包括从驱动单元(如图2A的驱动单元204之类)断开电源,使得医疗器械变得顺从或柔顺。在一些实施例中,安全状态可以改变对附加医疗器械的控制或改变对经由医疗器械引入的器械(诸如消融探针或其他通电器械)的控制。在安全状态下,控制系统可以断开或关闭提供给通电器械的能量供应。

[0060] 为了更好地解释方法400的实施例,在此参考附加的图5A至图5C和图6A至图6B,它们涉及通过图1和图3的患者P的肺500的解剖通道502的图3A和图3B的细长装置310的定位。这些通道502包括气管和支气管气道。如图3A和图3B所示,随着托架306沿着插入台308移动,细长装置310在肺500的解剖通道502内推进。为了在肺500内导航细长装置310,医师0可以在引导托架306沿着插入轴线A的移动时,使细长装置310的远端318转向。在导航通过解剖通道502时(即,在驱动状态或驱动模式下),细长装置310呈现可以通过在细长装置310内延伸的形状传感器314测量的形状。控制系统112还可以询问形状传感器314和/或附加传感器(例如电磁系统和/或关节传感器),该附加传感器可以在细长装置310处于停放状态或停放模式时提供形状和/或方位信息,其中在该停放状态或停放模式中,没有经由主控组件106从医师0接收到移动命令。在操作402处,医疗系统100的状态可以由控制系统112从状态信息中接收,该状态信息指示当前实现了几种可能状态中的哪一种。除了停放状态和驱动状态之外,医学系统100还可以具有治疗状态,在该治疗状态中,正在对细长装置310的远端318接近的患者解剖结构施加医学治疗。例如,医学治疗可以是活检针的插入、消融过程、烧灼过程、成像过程、注射或药物输送过程或任何其他医学治疗。

[0061] 如本文所述,为了导航到期望的位置,远程操作医疗系统100可以向医师0提供实时成像。实时图像可以是捕获的图像。在一些实施例中,图像捕获装置被定位在细长装置310的远端318处。可以基于从术前图像或术中图像导出的计算机模型来模拟实时图像或渲染虚拟图像。虚拟图像可以在示出患者P的外部透视图的图像中描绘细长装置310。另外,虚拟图像可以从由细长装置310的远端318的方位和取向确定的透视图来描绘肺500的通道502的内表面的表示图。此类成像将结合下面进一步描述的图6A和图6B被更详细地讨论。

[0062] 在操作404处,控制系统112可以检测细长装置310的至少一部分的运动。可以通过监测细长装置310的方位随时间的变化来检测运动。例如,细长装置310的方位可以每秒10次、每秒100次或以另一合适的频率被采样。如图5B所示,细长装置310的远侧末端318已经从第一方位504A移动到第二方位504B。可以使用来自光纤形状传感器314、电磁方位传感器的信息或通过比较在解剖通道502内获得的光学图像来量化该运动。控制系统112可以将第一方位504和第二方位504之间的移动与阈值移动值进行比较。阈值移动值可以由控制系统112实现,以防止将远端318的移动错误识别为患者移动。例如,由于温度波动或其他微小变化,可以配准细长装置310的远侧末端318或另一部分的指示方位的变化,而不会发生任何明显的方位变化或移动。

[0063] 如图5B所示,可以相对于移动方向确定阈值移动值。如图所示,远侧末端318的横向移动可以具有阈值移动值506A,而插入/撤回(I/O)移动可以具有阈值移动值506B。如图所示,在一些实施例中,横向阈值移动值506A可以小于I/O阈值移动值506B。另外,阈值移动值506的大小可以取决于医疗系统100的状态。例如,当在操作402处接收到的状态信息指示医疗系统100(或其操纵器组件102)处于停放状态时,阈值移动值506的大小可以小于当状态信息指示驱动状态时的大小。此外,在一些实施例中,阈值移动值可以被实现为围绕远侧末端318的三维形状。因此,远侧末端318在笛卡尔X、Y和Z坐标中移动超过该三维阈值的给定移动可以被控制系统112视为患者运动的指示。形状可以是圆形、卵形、矩形、对称、不对称或其他形状。三维阈值形状可以部分地由阈值移动值506定义并且是其函数。在一些实施例中,可替代地或除了检测到的移动和阈值移动的大小之外,还可以对检测到的移动和阈值移动的频率进行量化和比较,以确定患者运动。

[0064] 通常,由于周期性的生理运动(诸如肺500中的呼吸运动),当医疗系统100处于停放状态时,细长装置310的实际移动可能会发生。在其他实施例中,可以从细长装置310获得的形状/方位信息检测心脏运动。当识别患者运动时,控制系统112可以考虑这种预期的自然运动。为了避免由于预期的生理运动而错误地触发控制系统112识别患者P的运动,与停放状态相关联的阈值移动值506可能足以解决这种生理运动。在停放状态期间从细长装置310获得的形状/方位信息可以用于识别和量化诸如来自心跳或呼吸的生理运动。例如,形状/方位信息可以在一段时间内收集,并且当被识别为周期的/循环的或周期性时,可以被认为是生理运动。周期性运动的大小可以用于帮助确定用于建立患者运动的阈值移动值的值。在另外的实施例中,因为生理运动的影响可以取决于细长装置310的方位,所以阈值移动值506的大小可以基于远侧末端318的插入深度或三维方位。例如,因为在正常呼吸期间,肺500的主支气管的移动可能小于肺500的底部肺叶的移动,所以当被监测的细长装置310的部分被定位于主支气管内而不是当其被更深地定位于肺500中时,阈值移动值可能较低。在替代实施例中,可以使用单独的传感器或设备(诸如呼吸监测器),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腔移动和/或诸如此类,来检测生理运动。

[0065] 如图5B所示,远侧末端318已经移动了大于横向阈值移动值506A的距离。因此,当在操作406处控制系统112将远侧末端318的移动与横向阈值移动值506A进行比较时,控制系统112可以将移动检测为指示患者P的明显移动。

[0066] 现在参考图5C,也可以在驱动状态期间检测患者运动。如上所述,当医疗系统100处于驱动状态与当医疗系统100处于停放状态时阈值移动值506可以不同。另外,当医疗系统100处于如在操作402处接收到的状态信息所指示的停放状态时,控制系统112可以接收并分析如经由主控组件106提供的来自医师0的移动命令。例如,在接收到移动命令之前,细长装置310的远侧末端318可以处于第一方位508A。所接收的移动命令可以由命令运动矢量510表示。换句话说,从医师0接收的移动命令旨在引导并且应当引导远侧末端318(和细长装置310的尾部)按矢量510指示的那样(例如朝向支气管中的第一个分支点处的壁)移动。

[0067] 相反,远侧末端318移动到第二方位508B,如图5C所示。该移动可以由控制系统112计算为实际运动矢量512,该实际运动矢量512不同于命令运动矢量510。因为状态信息指示医疗系统100处于驱动状态,因此控制系统112可以将命令运动矢量510与实际运动矢量512进行比较并且确定它们之间的差。当命令运动矢量510和实际运动矢量512之间的差超过阈值运动值时,控制系统112可以确定患者P的一些运动已经发生。在一些实施例中,可以测量致动器电流或扭矩并将其与实际运动矢量512进行比较。可以对照阈值致动器值来评估比较以确定患者运动。例如,致动器可以施加一定量的扭矩以将细长装置310保持在期望方位处或移动到期望方位。如果细长装置310在患者运动期间与组织接触,则期望运动所需的扭矩量将增加到指示患者移动的阈值致动器值以上。

[0068] 现在参考图6A和图6B,其中示出了可以由控制系统112用来确定细长装置310的远侧末端318的运动的图像。图6A包括图像600A,其表示来自远侧末端318的虚拟视图。该虚拟视图是肺500的模型的内部视图,诸如从术前或术中医学图像(诸如CT扫描)得到的表面模型。图6B包括图像600B,其表示由定位于肺500内的细长装置310的远侧末端318处定位的图像捕获装置获得的实际视图。在一些实施例中,控制系统112可以基于由接收到的状态信息所指示的状态选择图像600A的虚拟视图。例如,当医疗系统100处于停放状态时,细长装置310的远侧末端318的方位和取向可以用于从通过方位和取向所指示的透视图生成肺的三维表面模型的虚拟视图。当医疗系统100处于驱动状态时,控制系统112可以生成并使用远侧末端318的预测透视图,以便可以将实际图像600B与应该在基于远侧末端318的命令运动的给定时间在视野内的表面模型部分进行比较。控制系统112可以利用图像处理技术来将图像600A的虚拟视图与图像600B的实际视图进行比较。取决于图像600之间的关系,控制系统112可能能够估计它们之间的透视图的差异。

[0069] 在一些实施例中,控制系统112可以搜索模型以找到最佳地对应于实际图像600B的图像,然后计算它们之间的方位和取向的差异。可以由控制系统112计算期望图像600A的方位和在模型中识别的与实际图像600B最佳地对应的搜索图像的方位。另外,控制系统112可以将实际图像600B与虚拟图像600A进行比较以确定它们之间的方位和/或取向的差异。方位差可以被控制系统112用来确定远侧末端318的运动。然后可以将该运动与阈值运动值进行比较以确定患者P是否已经明显移动。

[0070] 在一些实施例中,图像600A和600B都可以是实际图像。例如,图像600A可以是在检

测到运动程度之前获得的图像,而图像600B可以是在检测到运动程度之后获得的图像。控制系统112可以将图像600与从肺500的模型获得的虚拟视图进行比较。例如,控制系统112可以利用图像600在靠近远侧末端318的区域中搜索由虚拟视图提供的匹配图像。当识别到两个图像600的匹配时,可以使用与肺500的模型中的匹配图像相关联的方位之间的矢量来识别远侧末端318的运动。在方法400的操作406的一个实施例中,可以将这个识别出的运动矢量与阈值运动值进行比较。

[0071] 在一些另外的实施例中,可以在检测患者运动中使使用一个以上的运动感测模式以提高准确性。例如,来自形状传感器314(第一运动检测模式)和图像处理(第二运动检测模式)两者的信息可以用于确定患者运动已经发生。在一些实施例中,可以设置阈值,使得如果两个感测模式中的任何一个指示运动,则控制系统112采取步骤来减轻运动。另外,其他实施例可以包括较低的阈值,并且在控制系统112识别患者运动之前,并且对于多种模式需要超过该阈值。

[0072] 如本文所述,经常参考患者P的运动。本公开的一些实施例提供了对患者P相对于患者坐标系的运动的检测,对患者P的一部分相对于另一部分的运动(例如,肺相对于气管的运动)的检测和/或患者P相对于医疗系统100本身的运动的检测。本公开的一些其他实施例通过检测医疗系统100相对于患者P的运动来提供对患者P的运动的检测。因此,如本文所使用的患者P的运动可以指代患者P的身体和医疗器械104和/或操纵器组件102之间的相对运动,无论是患者P的身体移动还是医疗设备104或操纵器102移动。

[0073] 在某些情况下,医师0或医疗器械104和/或操纵器组件102附近存在的其他人员可能引起医疗器械104和/或操纵器组件102的运动。例如,医师0可能意外撞击器械104,从而引起细长装置310的远侧末端运动。器械104的这种意外撞击因此可以被控制系统112解释为患者运动。控制系统112可以自动执行一个或多个操作以防止由于该患者运动而造成伤害。例如,医师0可能撞击图2C的医疗器械系统250。伺服关节254和256处的编码器可以向控制系统112报告运动或方位变化。该运动将与预期运动进行比较,无论是处于停放状态还是驱动状态,以确定患者是否已经移动。因此,医疗系统100的部件相对于患者P的运动可以被检测并且由控制系统112作为患者P的运动来响应。

[0074] 现在参考图7,示例性气管内(ET)管700被示出为定位于患者P内,以便于将细长装置310插入患者P的肺500中。横截面部分702示出了细长装置310在ET管700内延伸的一部分。ET管700的几何形状可以被提供给控制系统112,使得ET管700的弯曲704可以是控制系统112已知的。即使管中的弯曲704不是精确已知的,曲率可以足够明显以在形状数据中被识别为与上呼吸道和气管对应,这是因为细长装置310在ET管700的近端处的部分相对于细长装置310在ET管700的远端处的部分形成了已知的角度(接近90°)。细长装置310的近端的姿态可能由于在其中延伸的传感器而己知,如示出的实施例中的光纤形状传感器314。基于该形状信息和ET管700的已知曲率,可以识别患者P的气管。在肺内的医疗程序期间,由于细长装置310的存在,患者P的气管可能不太可能移动。因此,在任何给定时间细长装置310定位在ET管700内的部分可以被监测以便识别患者P的任何运动。当细长装置310的该部分的运动被控制系统112检测到时,该运动很可能被控制系统112解释为指示患者运动。换句话说,与气管内管700相关联的阈值运动值可以小于用于在细长装置310的远侧末端318处检测患者运动的阈值运动值。

[0075] ET管700的一些实施例可以包括已知的形状特征,诸如在ET管700的远端附近示出的扰动706。扰动706可以是小的起伏或其他特征,其可以容易被控制系统112根据从细长装置310接收的形状信息检测到。在这样的实施例中,细长装置310设置在扰动706内的部分可以被监测以检测患者运动,如本文所述。图4的方法400的其他实施例可以依赖于其他结构来检测指示患者运动的医疗器械的至少一部分的运动。

[0076] 再次返回图4,在医疗器械的一部分的运动与一个阈值运动值或几个阈值运动值相比较之后,控制系统112可以基于在操作406处执行的比较来生成用于在显示系统110中进行渲染或呈现的通信或消息。在操作408处,可以生成消息并将其渲染在显示器中,如图8所示。图8描绘了包括图形用户界面800的渲染的显示系统110的一个实施例。如图8所示,用户界面800包括肺500(其可以从术前或术中图像数据导出的表面模型)的渲染或图像数据本身的渲染。在用户界面800的所示实施例中还渲染了细长装置310的模型。一个示例性通信,患者运动消息802可以覆盖在用户界面800上,以向医师0传达由控制系统112确定患者P已经移动或可能已经移动。例如,患者运动消息802可以包括文本(例如“警告:检测到患者运动!”)和/或图形元素以传达给医师0。在一些实施例中,消息802可以作为移动消息或图形显示在显示器的底部、中间或顶部。患者运动消息802可以包括与要呈现给医师0的选项相关联的一个或多个图形用户界面元素。例如,患者运动消息802可以包括与选项804A相关联的界面元素(例如,可选择按钮),从而医师0可以请求控制系统112丢弃现有的配准并且在肺500和肺500的模型之间执行新的配准。选择选项804A还可以包括用于更新现有配准的请求。消息802可以包括基于传感器测量和/或顺序图像中的差异显示指示检测到的患者运动幅度的数值(或数值的图形表示图)。在一些实施例中,患者运动消息802可以包括与选项804B相关联的界面元素,对该选项的选择可以导致控制系统112恢复操作而无需更新配准或执行新的配准。

[0077] 控制系统112可以生成其他通信或消息。例如,控制系统112可以导致屏幕或屏幕上的元素闪烁或脉动。该消息可以包括从耦连到控制系统112的扬声器发出的声音,诸如警报声音或口头消息。该消息可以是交互式的,并且向医师0提供选项以采取某些动作(例如,请求更新配准或请求新的配准)或忽略检测到的运动。在一些实现方式中,控制系统112可以忽略或滤除任何移动命令或末端执行器致动命令,直到医师0通过按下物理按钮、虚拟按钮或说出口头命令来确认警报消息。

[0078] 方法400的一些实现方式可以包括识别医疗器械的该部分的运动与一个或多个阈值运动值之间的差异的大小的操作。可以应用阈值控制值,使得仅当差值低于阈值控制值时,控制系统112才允许通过选择选项804B来忽略患者运动消息802。当差异大于阈值控制值时,选项804B可以不呈现给医师0。另外,在操作410处,当差异超过阈值控制值时,控制系统112可以改变对医疗器械的控制。例如,控制系统112可以忽略从主控组件106接收到的后续运动命令,直到执行新的配准或更新现有的配准为止。以这种方式,控制系统112可以防止医师0依赖于由于患者P或医疗系统100的相对大的运动而可能不可靠的配准。类似地,与执行治疗(诸如用从远侧末端318突出的活检针执行活检)相关联的任何命令可以被忽略,直到提供可靠的配准以补偿患者P的运动。

[0079] 图9是根据一些实施例的用于在医疗程序期间监测患者移动的方法900的流程图。图9将方法900描绘为一系列操作或操作序列。该方法的实施例可以包括在所列举的操作之

前、之后、之间或作为其一部分的附加或替代操作。方法900的一些实施例可以包括计算机可读指令或程序,当该计算机可读指令或程序由控制系统112的处理器执行时,该处理器导致操作被执行或实现以改善在医疗程序期间对患者移动的监测。

[0080] 方法900的所示实施例在操作902处开始,其中控制系统的处理装置生成医疗器械的第一模型,也称为当前测量模型。第一模型可以对应于在解剖结构的第一插入方位处的医疗器械。在一个实施例中,第一模型可以被理解为表征医疗器械的当前测量状态。在一些情况下,医疗器械的第一模型可以被理解为表示医疗器械的状态(例如,姿态、形状或运动)的数据集,该医疗器械可以包括图2A和图2B的细长装置202以及图2C的操纵器252和/或图3A和图3B的托架306和插入台308。该数据集可以包括与沿着导管的长度的点相关联的测量数据。作为一个示例,控制系统112可以使用来自旋转或平移传感器的数据来生成医疗器械的第一模型,该数据指示图2的驱动单元204中或操纵器组件102中的绞盘、旋转驱动元件或线性驱动元件的旋转或平移方位、速度或加速度。作为另一示例,控制系统112可以使用张力传感器,该张力传感器监测延伸通过医疗器械的电缆上的张力以控制其远端。作为另一示例,控制系统112可以使用来自关于图2C的医疗器械系统250描述的关节传感器的数据。来自关节传感器的数据可以与操纵器252的控制臂中的已知部件长度和/或柔性主体216的长度相组合,以生成医疗器械的模型。可替代地或附加地,控制系统可以使用光纤形状传感器(如图3A和图3B的形状传感器314)或使用设置在沿着医疗器械的长度的方位处的一组电磁线圈,以生成在产生第一模型中使用的至少一些数据。在某些情况下,医疗器械的第一模型可以对医疗器械系统的所有移动部件进行建模,使得可以在已知参考系中对医疗器械进行完全建模。在某些情况下,第一模型可以仅描述医疗器械的一部分。例如,在一些实施例中,仅细长装置202的柔性主体216的远端218(图2A和图2B)被包括在第一模型中。在一些实施例中,可以针对在由解剖结构中的位置建立的测量区域中的医疗装置的一部分捕获数据。该测量区域可以基于解剖结构内的插入深度(诸如界标)和距该界标的设定的缩回或插入距离。在一个特定示例中,测量区域可以包括主隆凸和/或在气管中接近隆凸的特定距离内的区域。可以在配准期间确定测量区域。在一个示例中,可以限定在气管内从隆凸向近侧的缩回距离。在确定隆凸时,记录插入深度,然后将测量区域建立为在缩回方向上由插入轴线编码器识别的固定距离。针对在该测量区域内的导管的部段测量数据。在一些实施例中,基于细长器械的防屈曲引导件的细长器械的气管内管确定测量区域。

[0081] 在操作904处,处理装置生成医疗器械的第二模型。第二模型可以由控制系统112产生,并且可以基于与第一模型不同的数据源、并入第一模型中的源的子集、或不同数据源和并入第一模型中的源的子集的组合。在该示例中,第二模型可以被理解为表征医疗器械的预测状态(例如,姿态、形状或运动),并且也被称为预测模型。

[0082] 如结合方法900所述,第二模型是预测模型,该预测模型在给定某些假设的情况下指示第一模型的预期状态(例如,姿态、形状或运动)。该假设可以包括许多因素,诸如在一个或多个先前时间处的医疗器械的测量状态。在一个或多个先前时间处的医疗器械的测量状态可以在一个或多个先前时间处被测量,并由处理装置记录。基本假设可以进一步包括来自图2的驱动单元204中的一个或多个旋转或平移传感器的当前时间处的数据。基本假设可以包括假设的组合。例如,第二模型可以将医疗器械的(一个或多个)测量状态(例如,使用一个或多个对应的参考模型)与来自图2的驱动单元204中的一个或多个旋转或平移传感

器(诸如插入)的当前时间处的数据相组合。

[0083] 如图9所示,在一些实施例中,操作904包括操作905A-1,其中处理装置基于在第一参考插入方位处的医疗器械的测量状态来生成医疗器械的第一参考模型。操作905A-1的第一参考插入方位可以与操作902的第一插入方位相同或不同。操作904进一步包括操作905A-2,其中处理装置基于在第二参考插入方位处的医疗器械的测量状态来生成医疗器械的第二参考模型。操作905A-2的第二参考插入方位可以与操作905A-1的第一参考插入方位和/或操作902的第一插入方位相同或不同。操作905A-1和操作905A-2的医疗器械的测量状态可以在操作902的时间(也称为当前时间)之前的某个时间(也称为先前时间)处测量。注意,尽管描述了来自操作905A-1和操作905A-2的两个参考模型,但是操作904可以包括用于生成与彼此相同或不同的参考插入方位相关联的任何数量的(例如,一个、两个、...、N个)参考模型的操作。

[0084] 在一些实施例中,操作904包括操作905B,其中处理装置基于操作905A-1和操作905A-2的一个或多个参考模型来(例如,在操作902的第一插入方位处)生成医疗器械的预测模型。例如,可以使用操作902的第一模型的第一插入方位和/或操作905A-1和操作905A-2的参考模型的参考插入方位来生成预测模型。在一些实施例中,预测模型可以包括医疗器械的可能预期状态的概率分布,包括例如平均值和标准偏差。

[0085] “当前时间”和“先前时间”之间的时间间隔可能很短,例如毫秒或秒,但也可能更长。例如,先前时间可能是最后一次执行配准算法的时间,其可以按分钟数量级进行测量。假设可以进一步包括医疗器械的机械行为的知识,例如,基于近端的测量运动的细长装置202的柔性主体216的远端的预期运动。除了近端的测量运动之外,该预期运动还可以基于构成细长装置218的部件的物理尺寸和特性。基本假设可以进一步包括患者P的组织的知识,该知识提供医疗器械在使用时围绕医疗器械的环境。例如,可以对CT扫描进行分段和处理,以对工作部位周围的组织类型进行分类并定义其尺寸。控制系统112可以包括与每种组织类型相关联的物理特性的表,并且可以使用患者解剖结构的三维模型和组织类型的物理特性,以便预测组织将如何影响医疗器械。例如,患者解剖结构可以在一个方向或另一方向上推动医疗器械,使得控制系统112基于解剖结构及其特性(例如,其在特定的方向上以特定的力推动医疗器械的倾向)来预测医疗器械的被推动部分的位置。

[0086] 在操作906处,控制系统112将(例如,在操作902处生成的)第一模型的状态(例如,姿态、形状或运动)与(例如,在操作904处生成的)预测模型进行比较。在一些实施例中,操作906可以包括仅比较医疗器械的一节段(例如,测量区域),诸如延伸穿过气管内管(ET管)或喉罩气道(LMA)的一节段或在患者P的气管内延伸的医疗器械的一节段。参考图10A至图10F的示例,示出了第一模型、参考模型和预测模型的图形表示图。图10A、图10B和图10C的示例示出了第一模型与预测模型之间的差异低于特定阈值(例如,用于确定患者移动)。在图10D、图10E和图10F的示例中示出了第一模型与预测模型之间的差异高于特定阈值(例如,用于确定患者移动)。

[0087] 现在参考图10A和图10B,其中示出了具有定位于患者解剖结构内的医疗器械的系统配置的图形表示图。每个模型1000包括几个部件,其在本文提供的不同实施例中可以存在或不存在。图10C示出了第一模型1010(也称为测量模型1010)和示例性预测模型1012的图形表示图。

[0088] 在图10A的示例中,第一配置1000A包括第一部件1002、第二部件1004和第三部件1006。第一部件1002表示如操纵器252之类的操纵器,其具有通过关节连接的刚性节段。第二部件1004表示如图3A和图3B的插入台308之类的插入台。第二部件1004可以以固定的方式或通过其上具有传感器的铰链而被耦合到第一部件1002,使得部件1002和部件1004之间的关系对控制系统112是已知。第三部件1006表示具有柔性主体(如图2A和图2B所示的细长装置202的柔性主体216)的医疗器械。第三部件1006的柔性主体可以通过后端机构而被耦合到第二部件1004,并且可以相对于后端机构具有固定或测量取向。第三部件1006可以进一步包括形状感测系统,诸如光纤形状传感器或一系列电磁传感器。通过查询从医疗器械的近端至其远端分布的传感器,沿着医疗器械的长度的数据点集可以被收集,并且被用于确定和存储长度以及与所包括的部件相关联的其他几何信息,控制系统112可以测量和建模医疗器械的状态(例如,姿态、形状或运动)。另外,控制系统112可以每秒查询数十、数百或数千次以能够测量医疗器械的运动。

[0089] 类似地,参考配置1000B包括第一部件1002、第二部件1004和第三部件1006。参考配置1000B可以与第一配置1000A基本相似,不同之处在于参考配置1000B是基于在与第一配置1000A相关联的时间(例如,当前时间)不同的时间(例如,先前时间)处的医疗器械的测量状态生成的。在图10A和图10B的示例中,第一配置1000A与第一插入方位相关联,参考配置1000B与基准插入方位相关联,并且在第一插入方位和参考插入方位之间存在距离D1。在图10A和图10B的示例中,部件1002和1002B以及部件1004A和1004B具有基本相似的姿态。图10A和图10B示出了根据一些实施例的模型1000A和模型1000B。在这两个图之间,后端机构在部件1004A和部件1004B上的方位已改变。后端机构的移动D1导致建模为1006A和1006B的柔性部件缩回。

[0090] 如图10C所示,控制系统112可以执行多个模型比较,包括例如预测模型1012和第一模型1010。可以基于表示在指定区域(诸如测量区域1008)内的医疗器械1006的的数据各自生成第一模型1010和预测模型1012,数据各自在不同的时间和/或不同的插入距离处获取。

[0091] 第一模型第一模型1010可以从例如在系统配置1000A期间获取的一个或多个当前状态或者一个或多个当前测量模型生成。

[0092] 预测模型1012可以根据一个或多个先前状态或者一个或多个先前测量的模型而被生成,例如在系统配置1000B(例如,与操作905A-1和操作905A-2的参考模型相关联的参考配置)期间获取的模型,并且可以根据在医疗器械处于先前状态时从操作者收到的一个或多个命令而被生成,诸如用于插入距离的插入命令。例如,可以使用参考配置1000B的后端机构的先前方位以及结合移动D1接收、发布和实现的输入命令和致动器命令的知识来生成预测模型1012。预测模型1012可以进一步包括状态信息,诸如从用户接收的描述了将由致动器实现的期望运动的输入。输入可以根据输入装置(诸如主控组件106)的操纵来定义,和/或输入可以作为输入装置到致动器(诸如绞盘)的控制信号的转换来定义,该致动器在电缆上施加张力以便移动或以其他方式致动医疗器械。虽然图10C示出了与测量区域1008中的第三部件1006相关联的预测模型1012,但是在各种实施例中预测模型1012还可以与第三部件1006的整个长度相关联,例如,使用针对导管的整个长度的数据。

[0093] 另外,如本文所述,预测模型1012可以进一步基于解剖信息或表征医疗器械的周

围环境(诸如正在挤压医疗器械的一部分的组织)的其他信息。另外,预测模型可以使用来自用户输入装置的数据。例如,如果用户通过输入装置命令系统向左弯曲,则预测模型将在其预测中显示导管向左弯曲。在一些情况下,预测模型将包括在表征操作905A-1和操作905A-2的参考模型的状态信息中包括的移动命令的预测结果。例如,操作905A-1和操作905A-2的参考模型可以包括由移动命令产生的医疗器械的实际配置和/或移动命令本身,而预测模型1012包括基于移动命令的医疗器械的预测配置。控制系统112可以检测实际配置和预测配置中的差异。

[0094] 在一些实施例中,从第一配置1000A生成的测量模型1010和至少部分地从参考配置1000B(及其对应的参考模型)生成的预测模型1012在测量区域1008内具有基本重叠的形状,但是在近端和远端处的形状不同。比较可以包括测量模型1010和预测模型1012的所有部件或其子集。在一些实施例中,如图10C所示,比较可以基于测量区域1008中的测量模型1010和预测模型1012,忽略了部件1002和部件1004。在图10C的示例中,测量模型1010和预测模型1012基本上彼此重叠。因此,在图10C的示例中,由于测量模型1010与预测模型1012之间的差异小于特定阈值,因此确定没有患者移动。

[0095] 参考图10D、图10E和图10F的示例,示出了患者解剖结构的方位差异,从而导致第一模型与预测模型之间的差异高于特定阈值(例如,用于确定患者移动)。图10D和图10E示出了第一系统配置1000D和参考系统配置1000E的图形表示。图10F示出了(例如,从第一系统配置1000D生成的)第一模型1010和(例如,由从参考配置1000E生成的参考模型生成的)预测模型1012的示例性比较。系统配置1000D和1000E与系统配置1000A和1000B基本相似,而图10F的比较与图10C的比较基本相似,不同之处在于下面描述的差异。图10D示出了患者解剖结构502的挪动(shift)。图10F示出了第一模型1010和预测模型1012彼此偏离。在操作906处执行的比较可以识别在第一模型1010和预测模型1012之间的偏离(例如,就其幅度和姿态而言)。基于此,在操作908处,控制系统112可以基于比较来确定由系统配置1000A或系统配置1000D表示的器械的当前状态或者患者的当前状态。如本文所述,在操作910处,控制系统112还可以基于比较和识别来确定患者是否已经移动。在图10F的示例中,控制系统112可以确定测量的第一模型1010和预测模型1012之间的差异超过特定阈值,从而确定患者已经移动。

[0096] 在操作906处执行的比较可以是例如通过挪动测量区域1008来比较部件1002、部件1004和部件1006或其特定部分的任何或全部。例如,一些比较可以仅包括比较图3A和图3B的抗屈曲引导件322内部的部件1006的部分。在一些实施例中,可以将不同的权重分配给医疗器械的不同部件或不同部件的不同部分。例如,操作906的一些实施例可以包括仅比较测量部件1006A和预测部件1006C的一节段(例如,测量区域1008),诸如延伸穿过气管内管(ET管)或喉罩气道(LMA)的一节段或在患者P的气管内延伸的医疗器械的一节段。在某些情况下,比较模型可以包括比较在特定方向上或沿着特定地方或远离特定地方的测量的和预测的运动或形状。例如,可以基于它们在垂直于台T的方向上的运动,平行于台T的方向上的运动或在某些其他感兴趣方向上的运动来比较模型。确定患者的状态可以包括确定患者已经移动并且可以包括确定患者的移动类型,诸如咳嗽或正常周期性运动(诸如呼吸运动)的识别。可替代地或附加地,确定患者或器械的状态可以包括确定在医疗程序中使用的附加部件。例如,状态可以指示经由特定的套管针套管、通过特定的ET管、通过特定的LMA等将医

疗器械引入患者体内。该状态中包括的形状信息可以与多个此类进入装置的已知几何形状匹配。确定患者的状态还可以包括检测设置在抗屈曲引导件322中的医疗器械的部分的屈曲。

[0097] 图11A示出了相对于患者P的肺L的测量模型1010和预测模型1012的表示图。在某些情况下,这样的图形表示图可以在诸如图1的显示系统110的显示器中被提供给医疗器械的操作者。图11A示出了沿着模型的长度的多个偏离。在某些情况下,可以沿着模型的长度以规则的间隔执行比较。在某些情况下,仅记录在特定方向上的偏离。例如,图11B示出了模型1000A和1000C的侧视图,标记了偏离或差异D4、D5、D6和D7。这些偏离可以沿着垂直于台T的轴线以数字表示。

[0098] 返回到操作910,控制系统112可以基于测量模型1010和预测模型1012的比较来确定患者P是否已经移动。如上所述,在一些情况下,可以仅比较模型的特定节段。例如,在一些实施例中,可以仅比较在图11B中的偏离D4周围的区域,并将其用于确定患者P是否已经移动。为了确定患者P是否已经移动,控制系统112可以将任何识别出的偏离或差异与阈值进行比较。该阈值可以根据要比较的模型的部件或要比较的模型的特定部分而不同。例如,当偏离D4大于10mm、5mm或1mm时,控制系统112可以识别出偏离D4指示患者P已经移动。通常,可以以多种方式来确定偏离,诸如绝对大小,但是也可以以特定方向上的大小或运动频率来确定。确定患者P已经相对于医疗器械移动的指示,使得将医疗器械相对于患者的移动(例如,支撑医疗器械的推车可能被意外推动)解释为患者移动。在确定患者P是否已经移动时应用的阈值可以取决于医疗器械相对于医疗器械周围的工作地点或环境的大致位置。例如,针对气管的区域中的偏离的阈值可以不同于针对肺内部或可能在肺内部的区域中的偏离的阈值。该阈值还可以根据正在执行的任务或所需的准确性级别而有所不同。例如,如果系统正用于访问特定的小区域,如果目标区域接近敏感的身体结构(诸如血管或胸膜),或者如果任务(例如消融)的性质需要更高的准确性,则可以将阈值设定得更严格。控制系统112可以包括这样的信息并且在比较和确定操作期间利用它。

[0099] 在一些实施例中,通过(例如,基于一个或多个比较标准)将测量模型的点与预测模型的点进行比较来确定测量模型与预测模型之间的差异。如果差异小于比较标准的对应阈值,则可以确定没有患者移动,并且如果差异等于或大于对应阈值,则可以确定存在患者移动。可以使用具有对应阈值的各种比较标准。在一个示例中,该差异基于测量模型1010的测量点与预测模型1012的对应预测点之间的幅度差之和,并且对应阈值是总阈值距离(例如15mm)。在另一个示例中,使用幅度差(例如,在径向方向上)和/或长度差(例如,沿插入轴线的线性方向上)确定该差异。在又一示例中,使用在测量区域1008的整个长度上的平均幅度差或最大幅度差来确定该差异。在一些示例中,该幅度基于沿着测量区域1008的整个长度的最大值。在又一示例中,比较标准提供移动属性(例如,频率、速度、加速度等)和形状属性(例如,幅度、峰值数、倾角数、曲率等)与对应阈值的比较。在一些实施例中,比较标准可以规定阈值是基于预测模型1012的分布的。例如,如果在测量区域1008中的测量模型1010在预测模型1012的分布的标准偏差之外,则可以确定存在患者移动。

[0100] 作为操作910的结果,在操作912处,控制系统112可以诸如经由显示系统110向操作者发出警报来采取动作和/或通过基于如图9所示的比较和确定来改变医疗器械的控制而采取动作。在一些实施例中,控制系统112可以显示如图8所示的患者运动消息802。在一

些实施例中,用户可能忽略或消除警报或消息,或者可能无法消除消息,直到采取行动为止。控制系统112可以忽略、忽视或不实现从操作者接收到的任何移动命令或末端执行器致动命令,直到确认消息802或选择了界面元素选项804A和/或804B。在一些实施例中,控制系统112可以主动尝试维持医疗器械的实际位置,或者可以允许医疗器械顺应性地屈服于由组织和周围环境施加的压力和力。在另一个实施例中,控制系统可以禁用在方法900中用于治疗患者的通电器械(诸如消融探针)的能量供应。另外,当控制系统确定患者P已经移动时,控制系统112可以指示用户执行配准过程或更新医疗器械、患者解剖结构的模型和实际患者解剖结构之间的现有配准。这是因为患者P的移动可能导致这些特征的现有配准变得不可靠并且不适合供操作者使用。

[0101] 本公开的实施例可以使用设置在执行医疗程序所需的结构上的传感器以及使用所利用的医疗器械的姿态和/或运动的测量和预测模型来提供对患者运动的检测。例如,不是使用用于监测患者的运动的专用系统(诸如光学传感器、EM传感器或光纤传感器),而是可以依赖于细长装置310的现有传感器和系统(诸如光纤形状传感器314)来获得定位、取向和/或形状信息。该信息可以主要由控制系统112用于表征导管,以用于配准和在图像引导的医疗程序中使用。如本文所述,这些信息可以辅助用于监测患者运动以防止使用不可靠的配准。在许多实施例中,本文描述的系统允许取代这种专用系统,从而能够从更少的设备中获得更多的信息。这可以使程序更经济实惠,并且可以消除工作部位的混乱情况。

[0102] 本领域的普通技术人员可能能够识别所公开的实施例和在本公开的范围内的附加特征的组合。因此,通过参考所附权利要求书可以最佳地理解本公开的精神和范围。

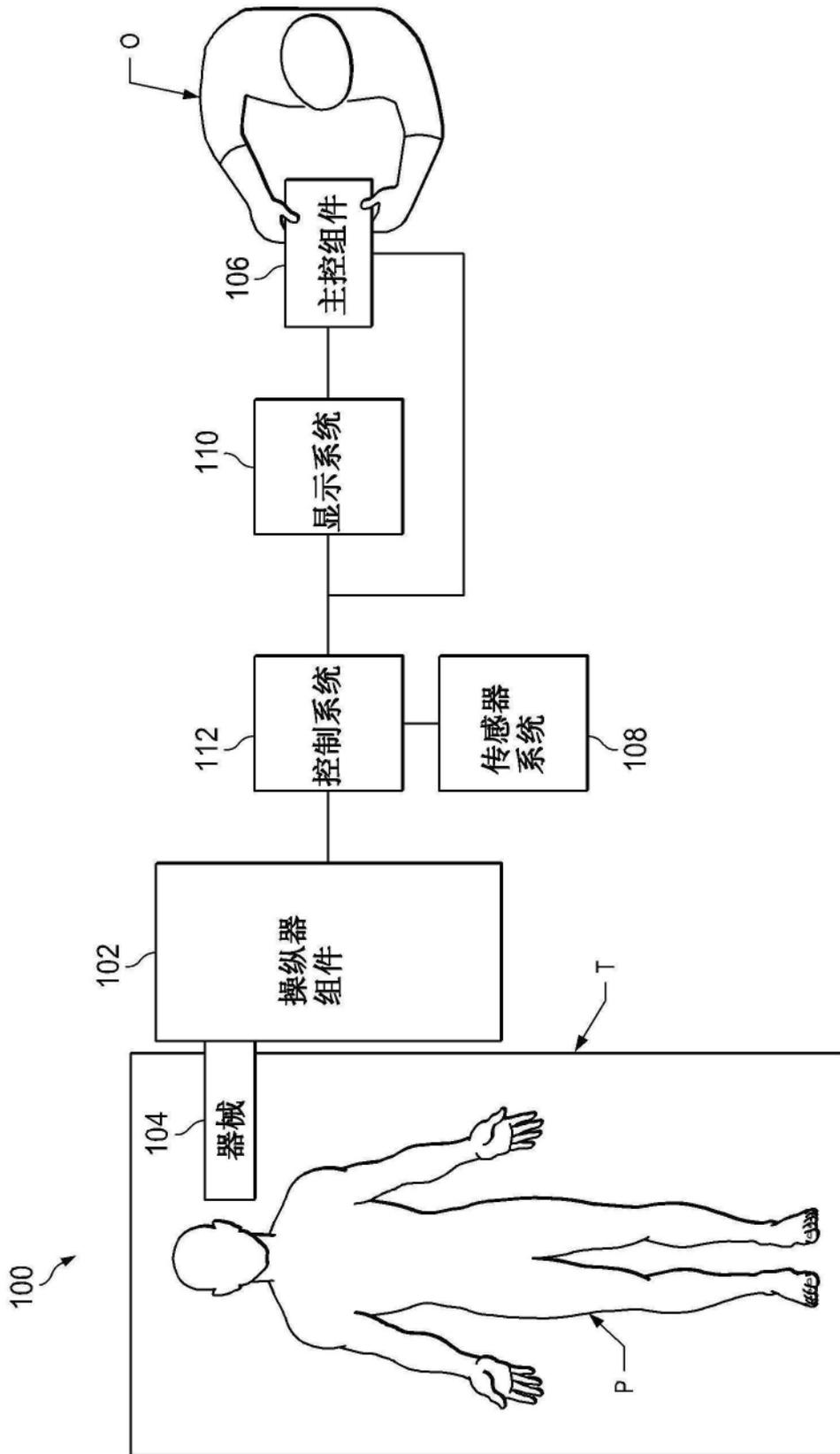
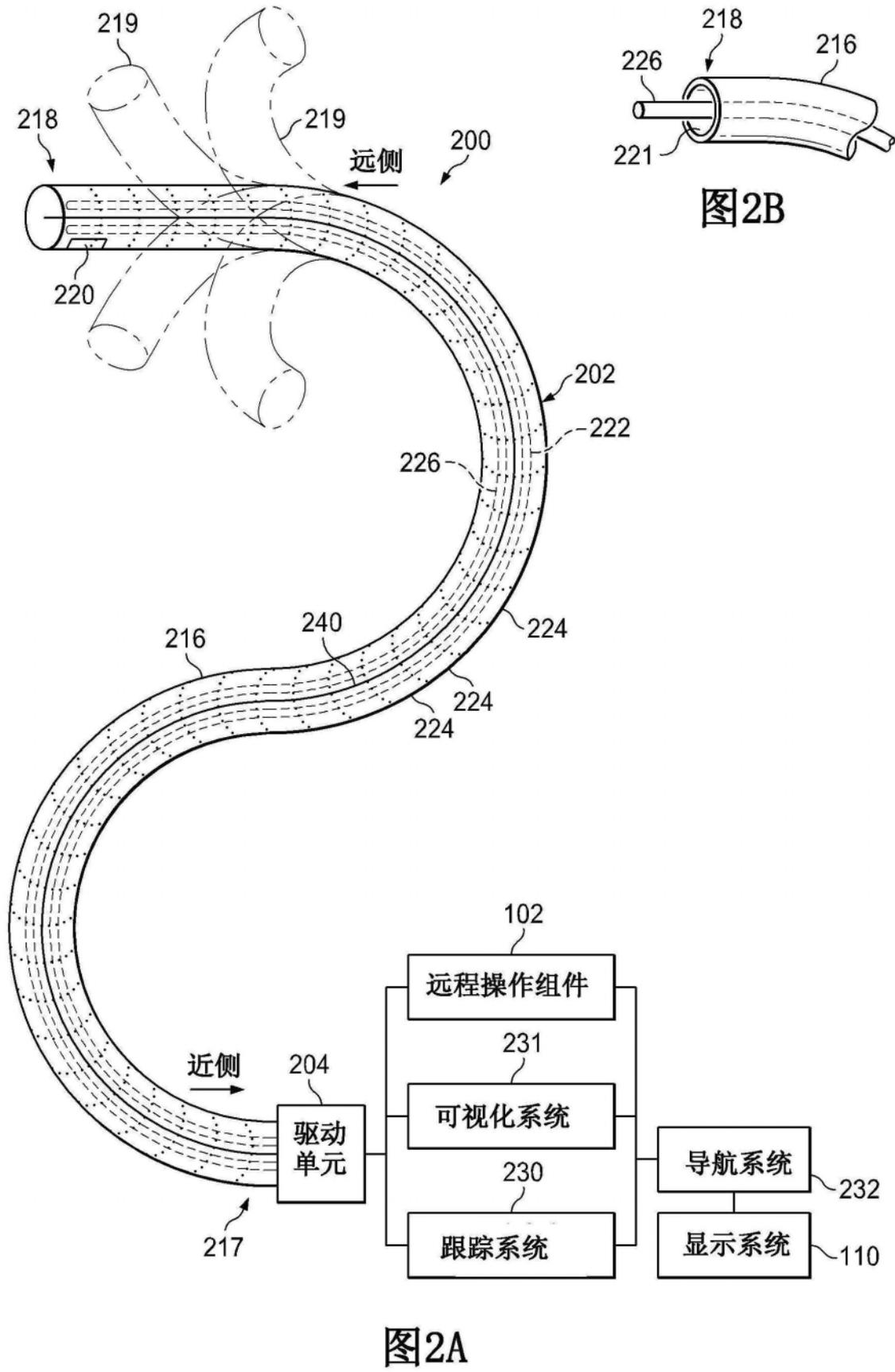


图1



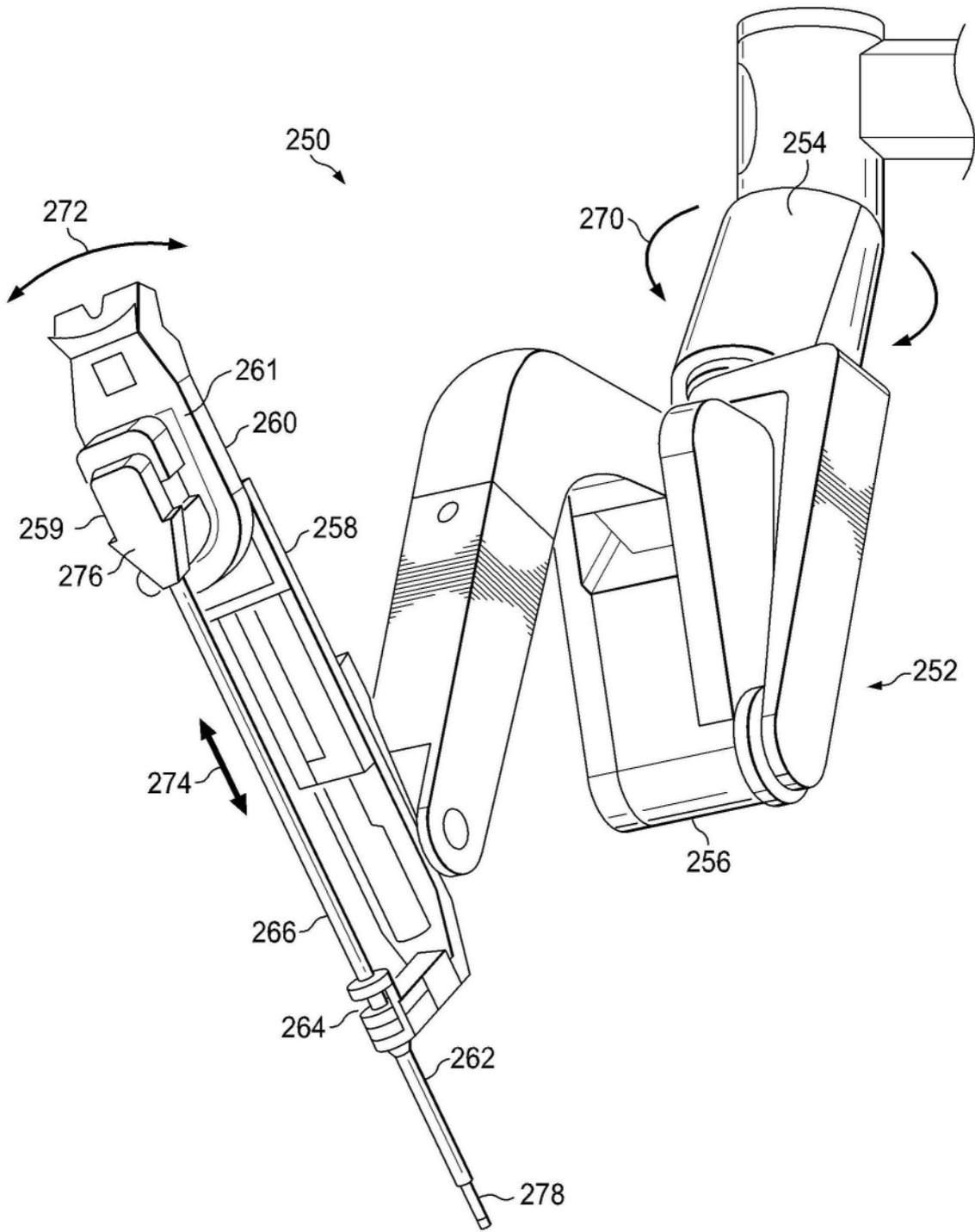


图2C

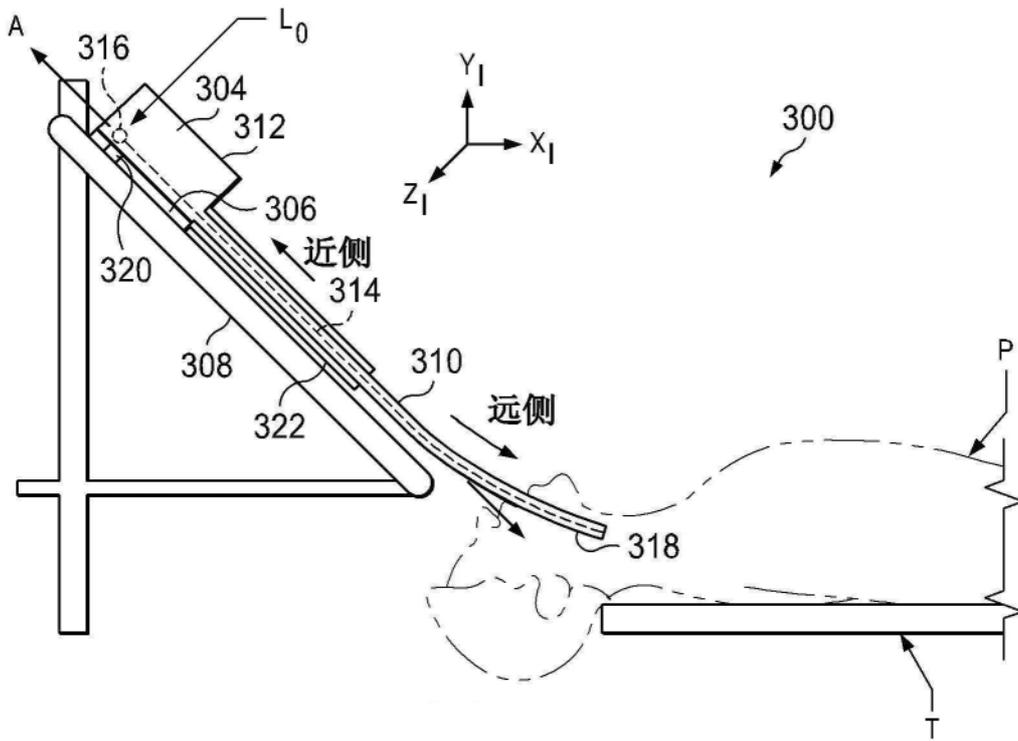


图3A

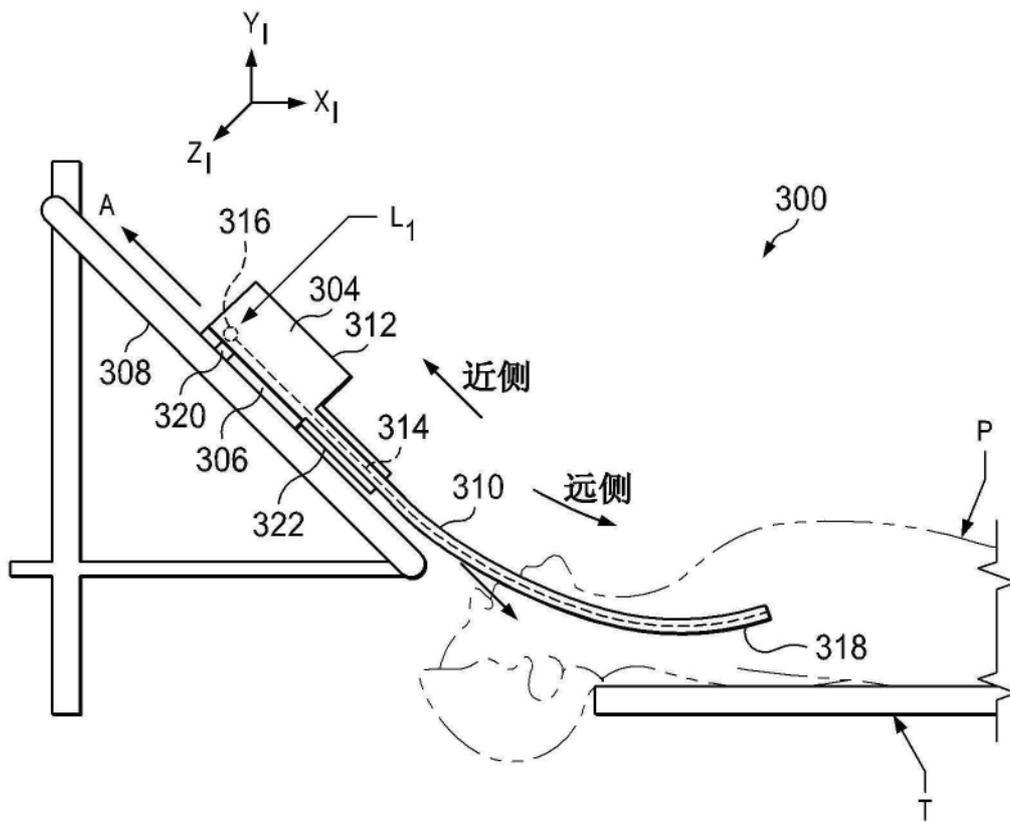


图3B

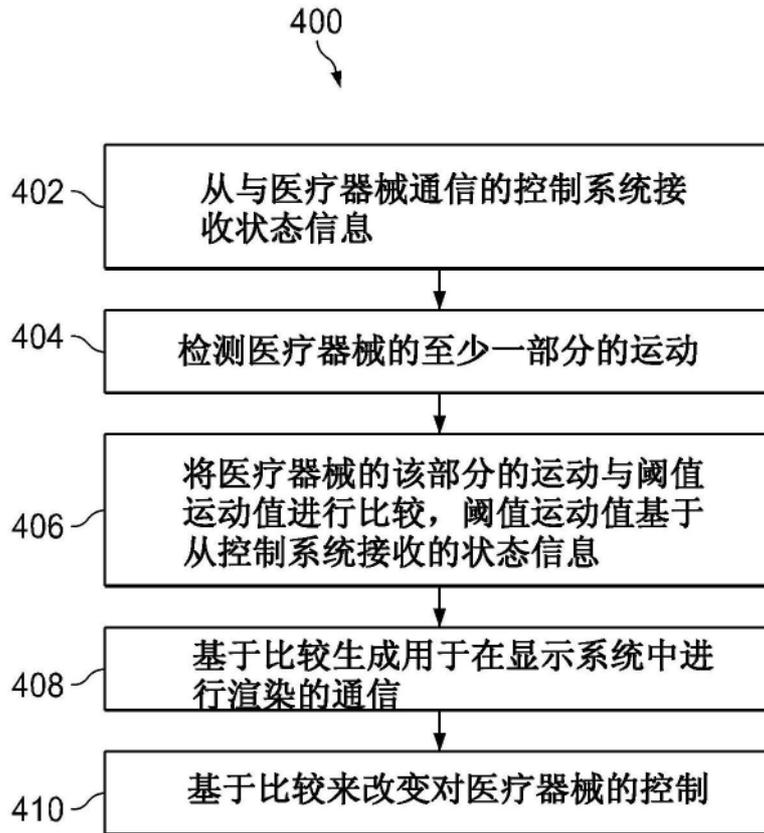


图4

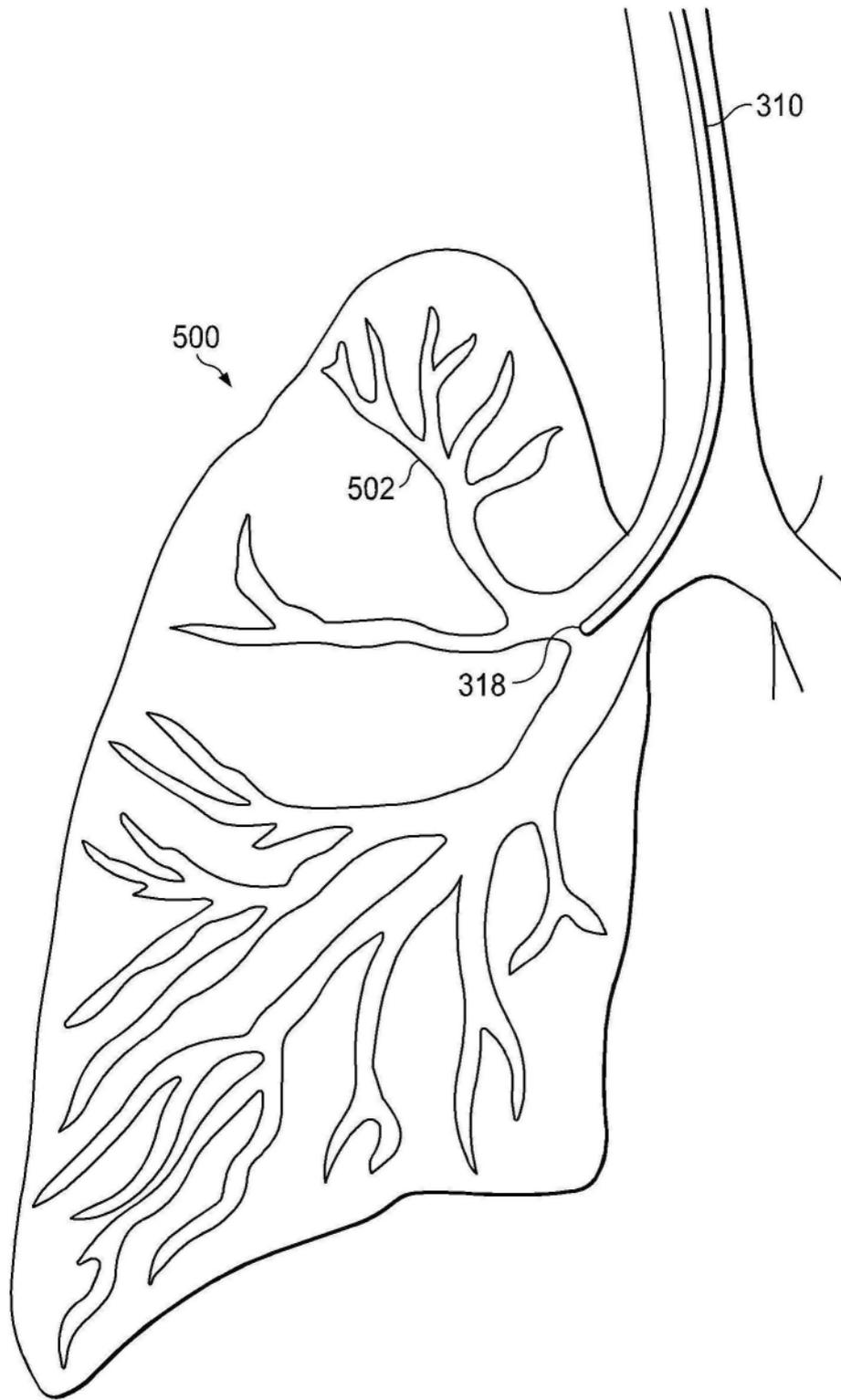


图5A

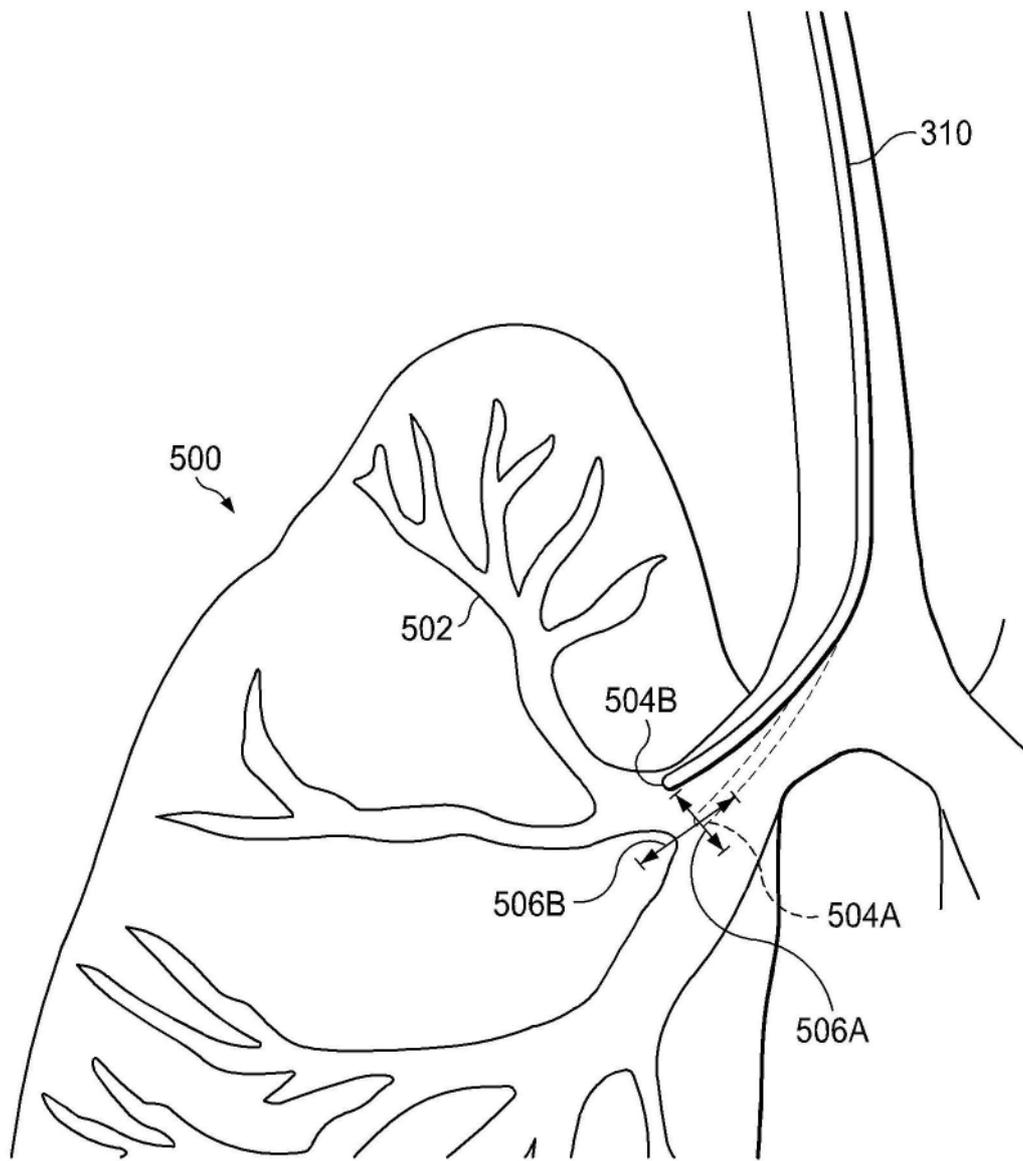


图5B

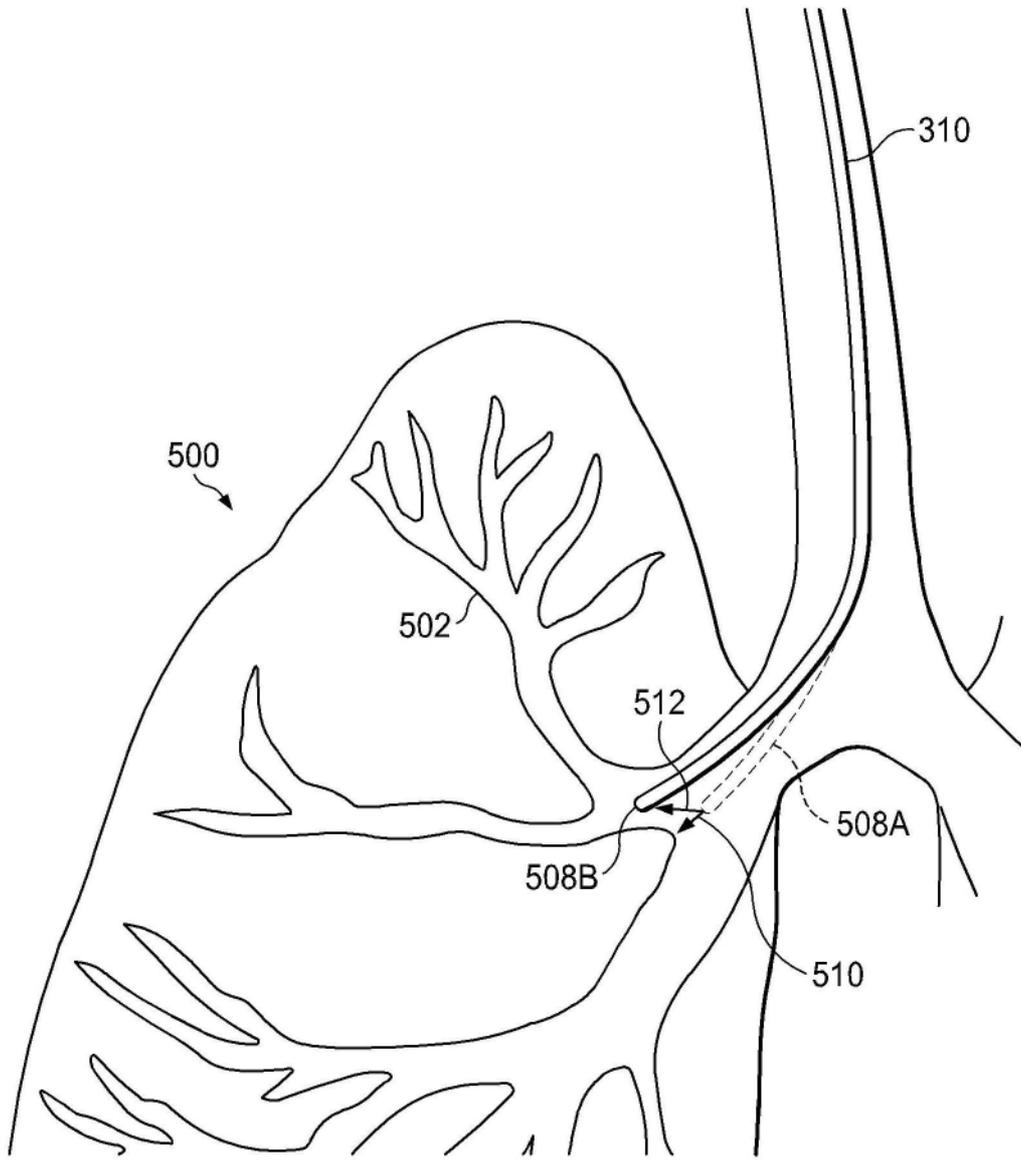


图5C

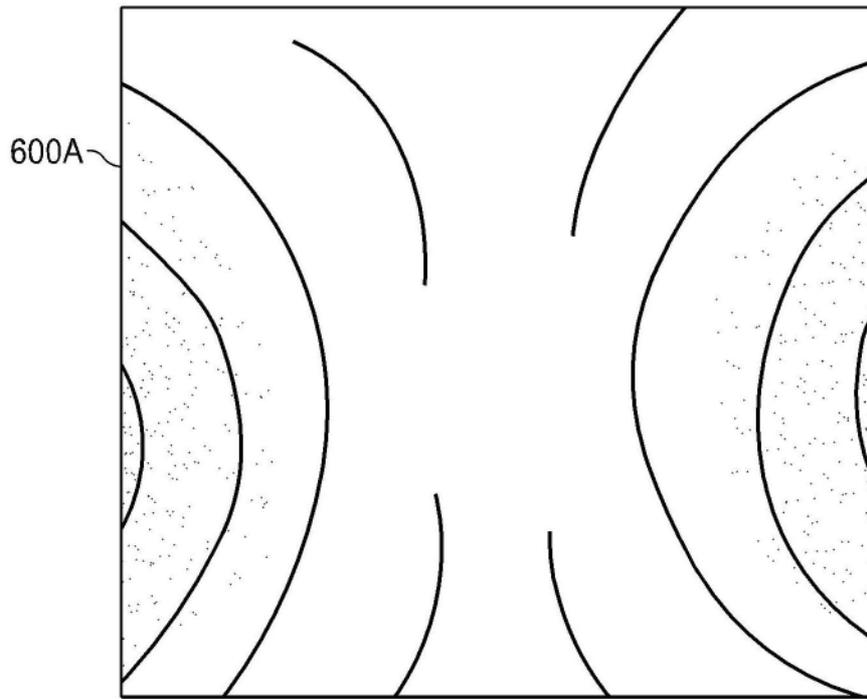


图6A

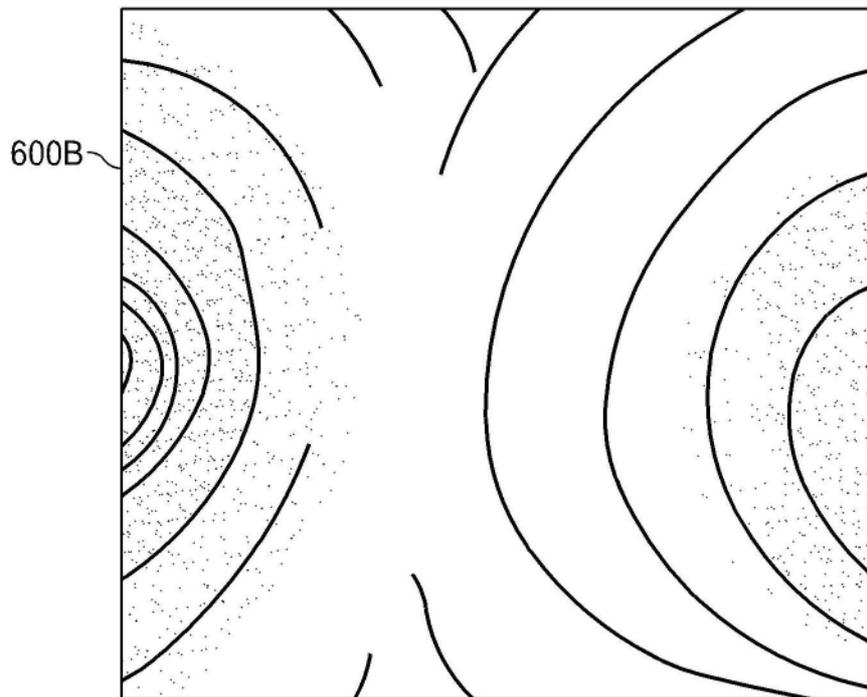


图6B

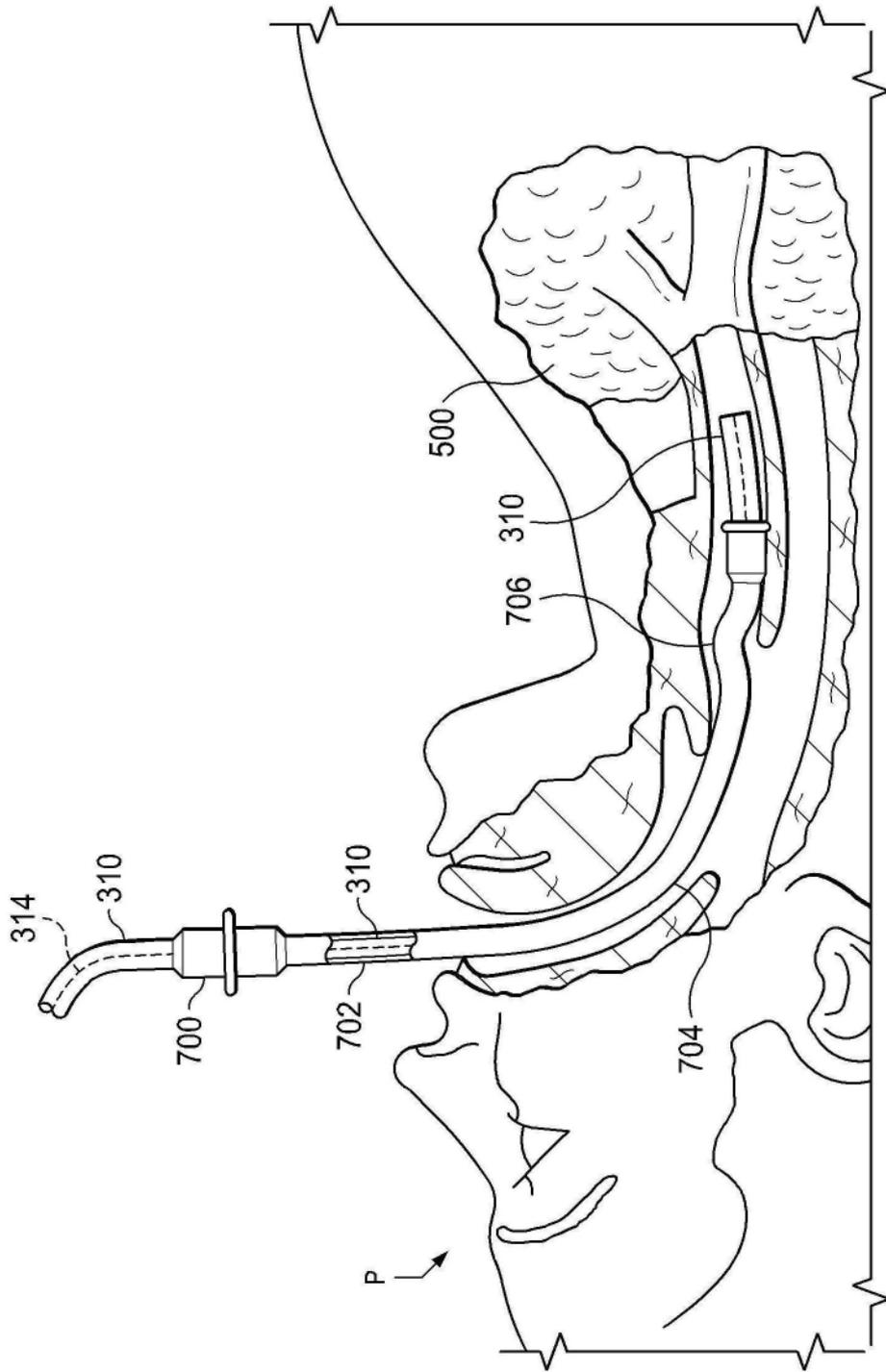


图7

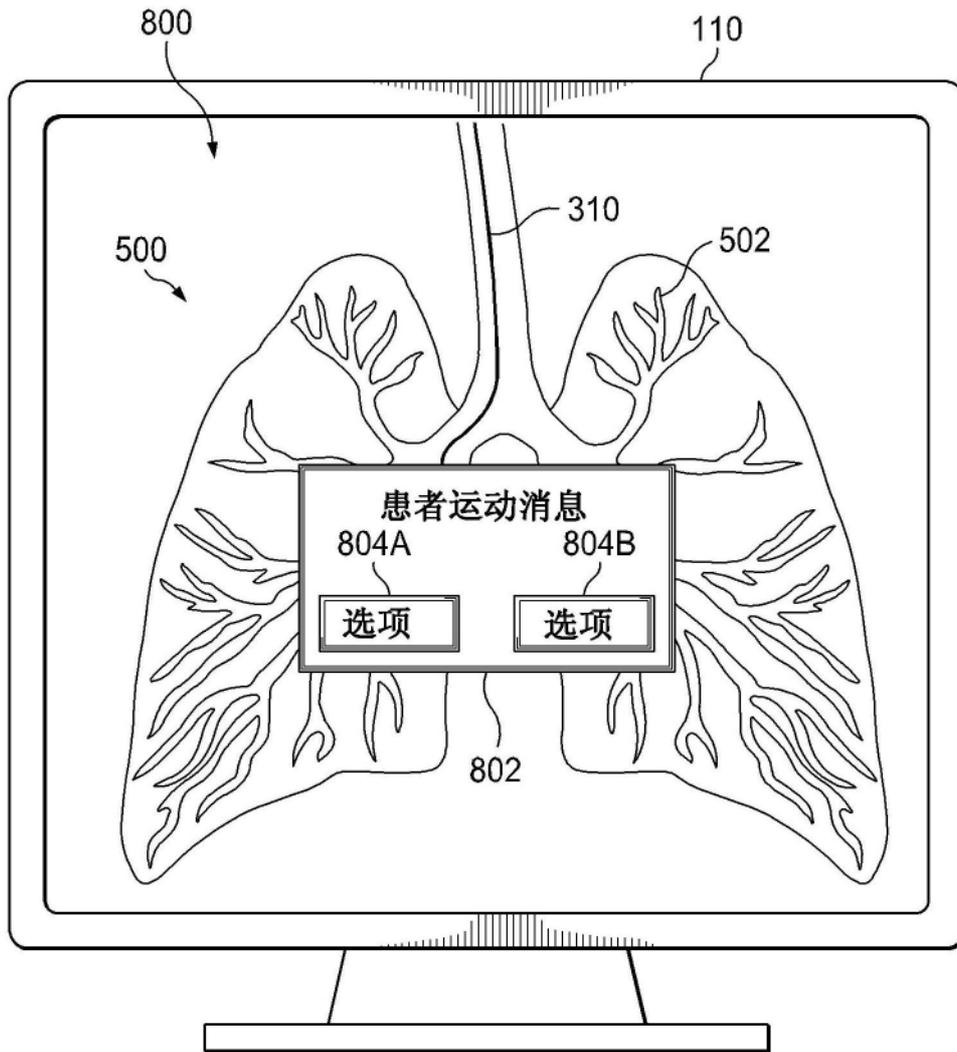


图8

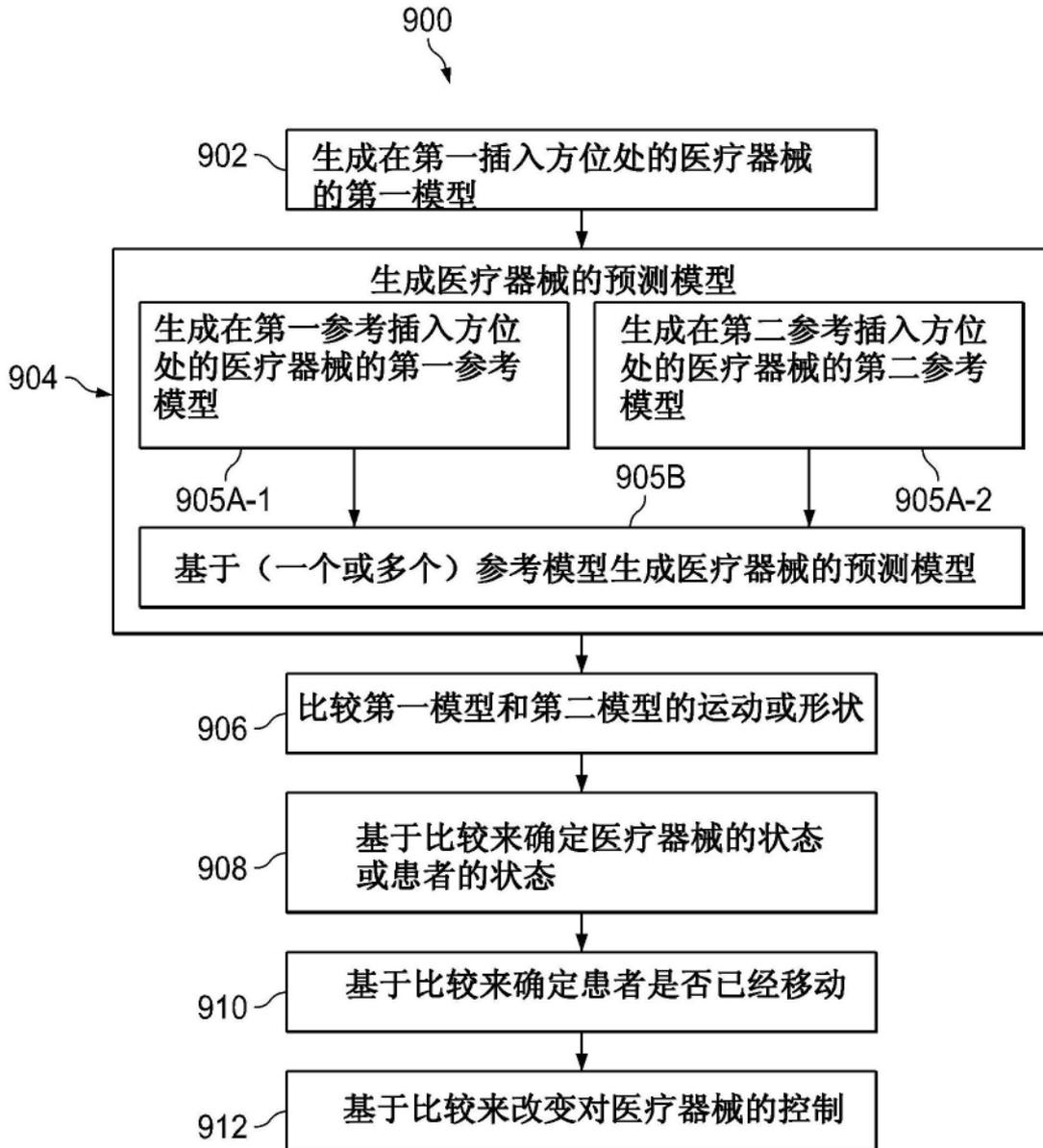


图9

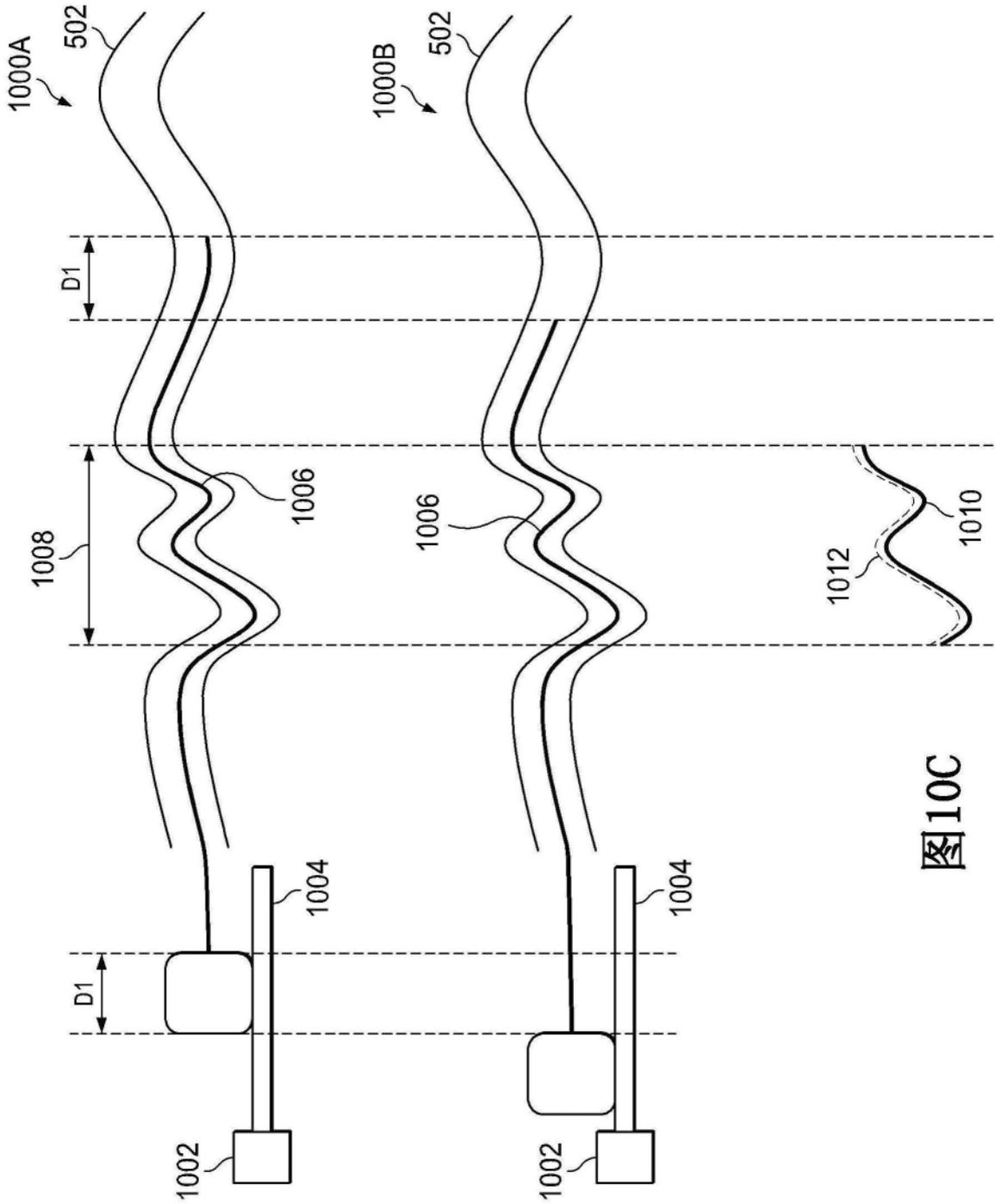
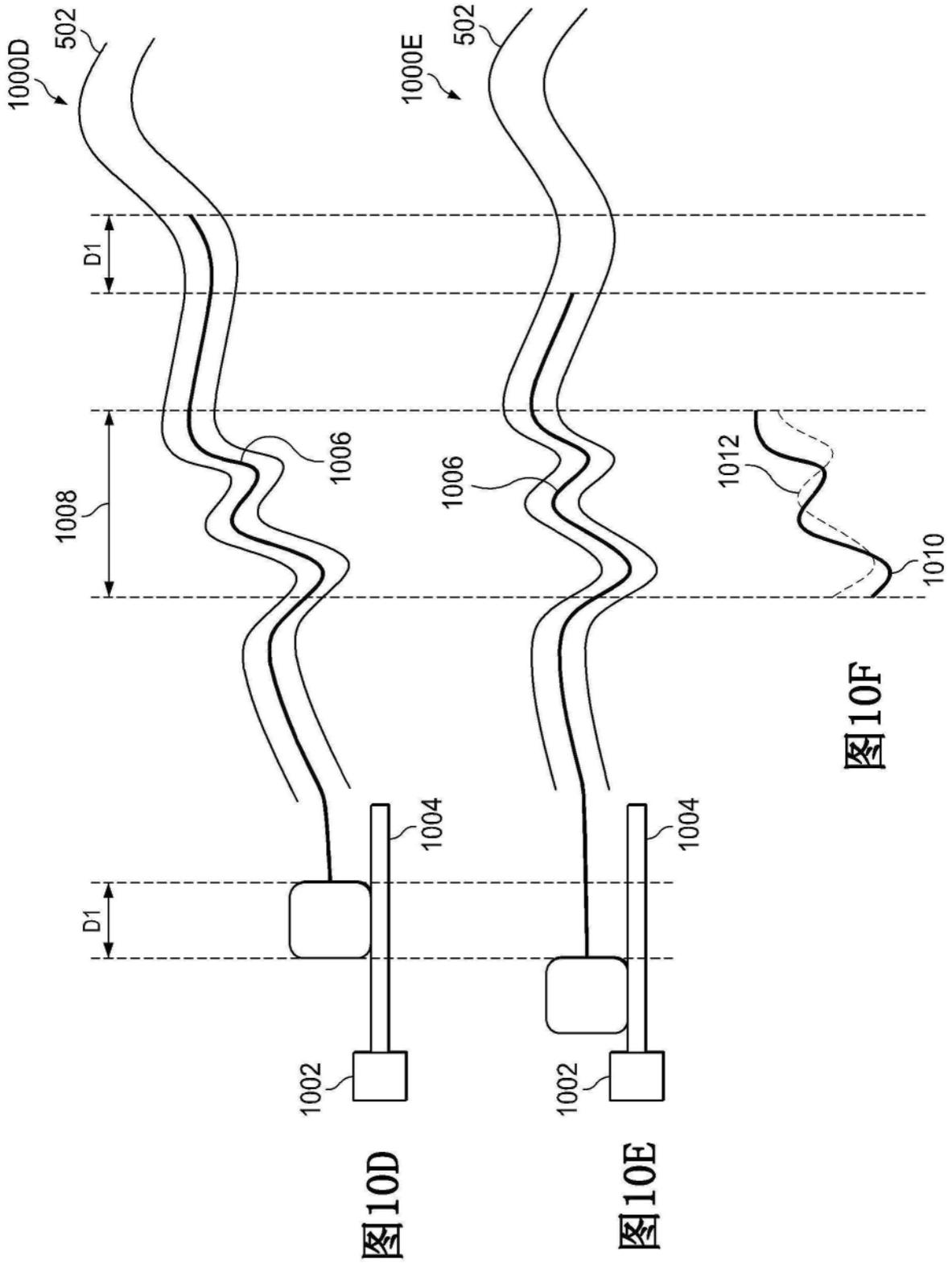


图10A

图10B

图10C



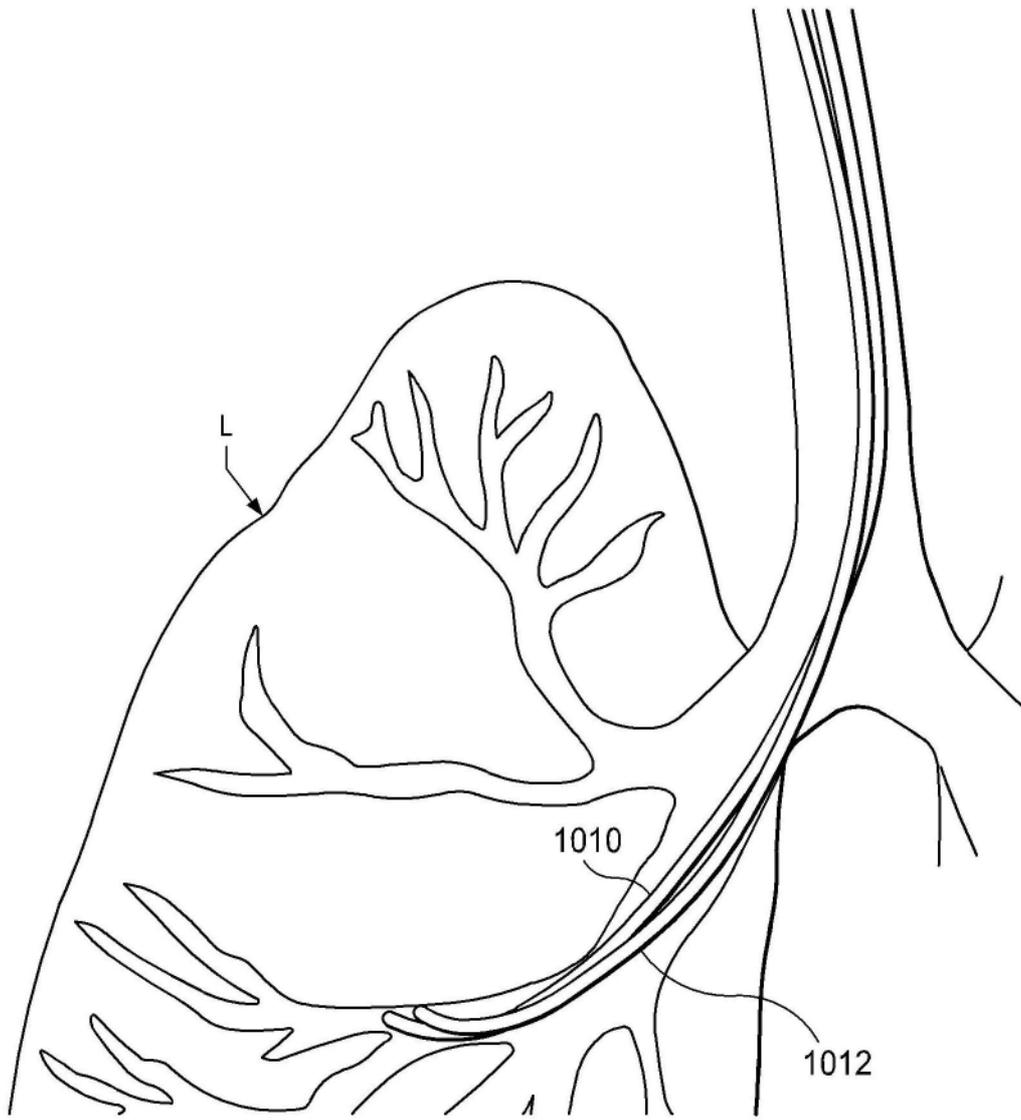


图11A

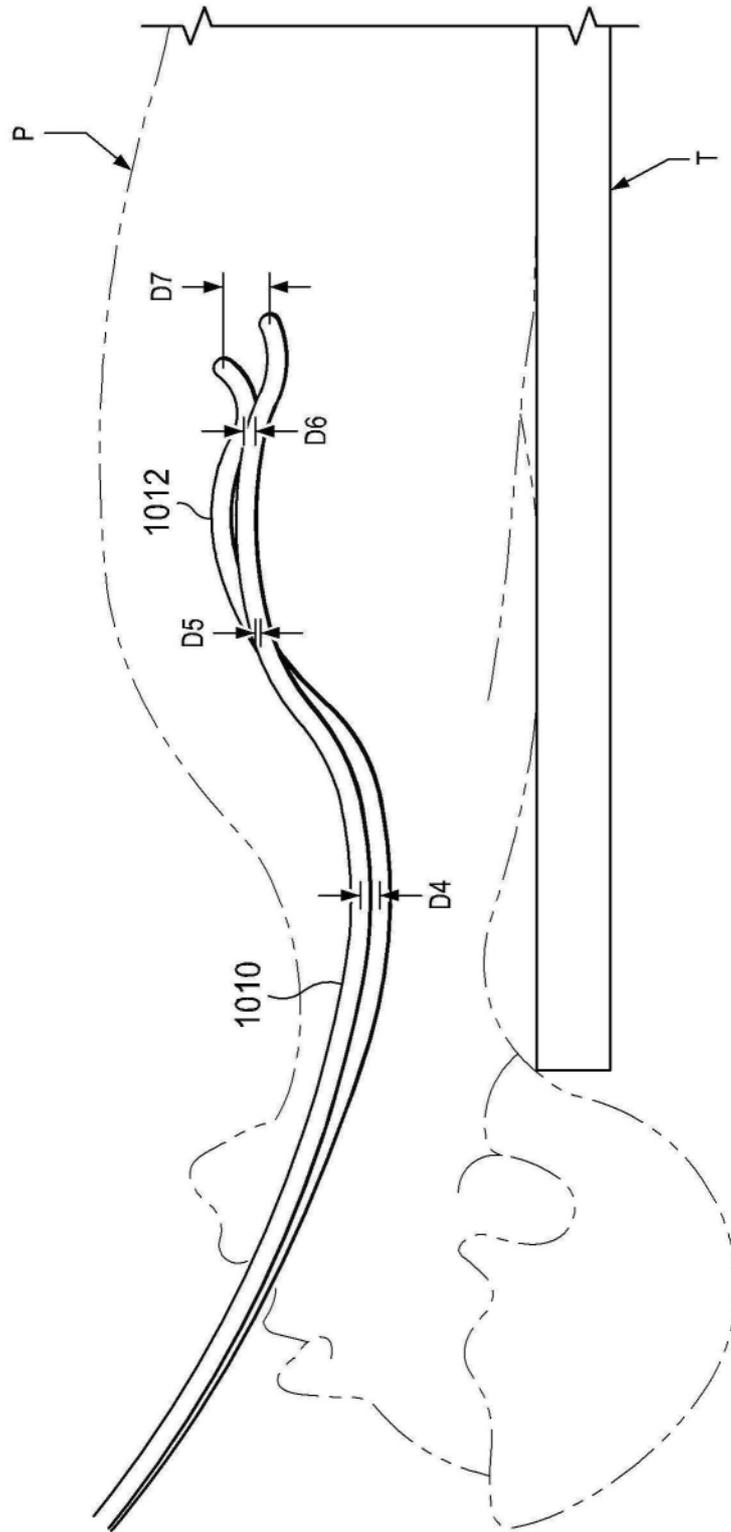


图11B