



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112472007 B

(45) 授权公告日 2024. 11. 22

(21) 申请号 202011084500.X

(22) 申请日 2017.09.28

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112472007 A

(43) 申请公布日 2021.03.12

(30) 优先权数据
15/282,079 2016.09.30 US

(62) 分案原申请数据
201780021357.X 2017.09.28

(73) 专利权人 奥瑞斯健康公司
地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 昌西·F·格雷策尔
里特维克·乌马拉内尼

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227
专利代理师 黄霖 李新燕

(51) Int.Cl.

A61B 1/005 (2006.01)
A61B 1/01 (2006.01)
A61B 1/018 (2006.01)
A61B 34/00 (2016.01)
A61B 34/30 (2016.01)
A61B 90/00 (2016.01)
G01B 21/16 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)
A61B 17/00 (2006.01)
A61B 34/20 (2016.01)

(56) 对比文件

US 2012209293 A1, 2012.08.16
US 2007287992 A1, 2007.12.13

审查员 付青柳

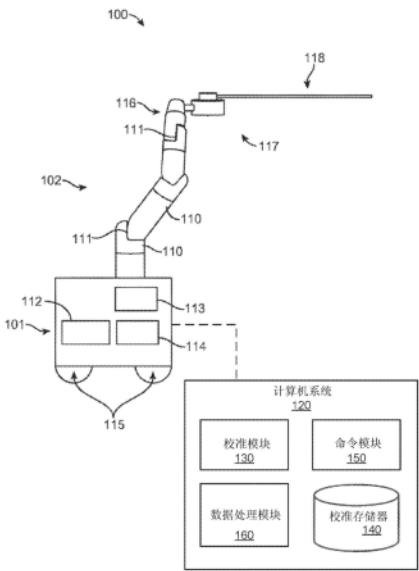
权利要求书3页 说明书17页 附图25页

(54) 发明名称

利用拉线的内窥镜的自动校准

(57) 摘要

一种手术机器人系统,其自动地校准诸如内窥镜的管状且柔性的手术工具。通过补偿内窥镜的非理想行为,手术机器人系统可以精确地模拟内窥镜的运动并在对患者执行手术过程的同时对内窥镜进行导航。在校准期间,手术机器人系统使内窥镜移动至目标位置并接收描述内窥镜的实际位置和/或取向的数据。手术机器人系统至少基于目标位置与实际位置之间的差异来确定增益值。内窥镜可以包括被称为护套和引导件的管状部件。手术机器人系统的器械装置操纵器致动联接至护套和/或引导件的拉线,这使得内窥镜进行关节运动。



1. 一种用于在不对患者执行手术过程时执行校准过程的方法, 包括:

从存储校准数据的计算机可读介质找回多个增益值, 所述多个增益值各自与手术器械的多个拉线中的拉线相关联, 并且包括与所述多个拉线中的第一拉线相关联的所述多个增益值中的第一增益值和与所述多个拉线中的第二拉线相关联的第二增益值, 其中, 所述第一增益值不同于所述第二增益值;

提供至少部分地从所述多个增益值中的一个或更多个增益值获得的第一命令以通过使用手术机器人系统平移所述多个拉线中的至少一个拉线来使所述手术器械移动;

接收指示已经响应于所述第一命令而移动的所述手术器械的实际位置的空间数据;

对于所述拉线中的至少一个拉线, 基于所述空间数据确定新增益值; 以及

将所述新增益值存储在所述计算机可读介质中。

2. 根据权利要求1所述的方法, 还包括:

基于所述新增益值产生第二命令; 以及

提供所述第二命令以使用所述手术机器人系统移动所述手术器械。

3. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 接收所述空间数据包括:

将荧光透视成像系统定位在所述手术器械附近; 以及

通过所述荧光透视成像系统捕捉所述手术器械的多个荧光透视图像。

4. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 所述手术机器人系统响应于所述第一命令将所述手术器械沿横摆方向和俯仰方向偏转到一定角度。

5. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 所述手术器械包括联接至所述手术器械的远端端部的至少一个电磁 (EM) 传感器, 并且其中, 所述方法还包括:

将至少一个 EM 场发生器定位在所述电磁 (EM) 传感器附近; 并且

其中, 接收所述空间数据包括在所述电磁 (EM) 传感器处检测 EM 场, 所述 EM 场的强度是包括所述电磁 (EM) 传感器的所述手术器械的所述远端端部的实际位置的函数。

6. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 所述手术器械包括联接至所述手术器械的远端端部的一个或更多个空间传感器, 所述一个或更多个空间传感器包括加速计或陀螺仪中的至少一者, 并且其中, 接收所述空间数据包括通过所述一个或更多个空间传感器检测在至少一个方向上的运动。

7. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 所述手术器械包括嵌入所述手术器械的内部的光纤, 其中, 所述方法还包括:

将控制台定位在所述手术器械附近, 所述控制台联接至所述光纤并配置成基于由所述光纤反射的光产生反射光谱数据; 并且

其中, 接收所述空间数据包括分析所述反射光谱数据。

8. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 所述手术器械包括摄像机镜头和工作通道, 并且其中, 所述摄像机镜头和所述工作通道各自与所述多个拉线中的每个拉线不同心。

9. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 所述手术器械包括护套管状部件和引导管状部件, 所述护套管状部件包括所述多个拉线中的第一拉线, 并且所述引导管状部件包括所述多个拉线中的第二拉线。

10. 根据权利要求9所述的方法, 其中, 所述引导管状部件和所述护套管状部件各自包括多个区段。

11. 根据权利要求10所述的方法, 其中, 所述多个拉线中的所述第一拉线沿着所述护套管状部件的多个区段中的第一区段盘旋。

12. 根据权利要求11所述的方法, 其中, 所述多个拉线中的所述第二拉线沿着所述引导管状部件的多个区段中的第二区段盘旋。

13. 根据权利要求9所述的方法, 还包括:

接收指示所述引导管状部件相对于所述护套管状部件的滚转角和所述引导管状部件的由所述护套管状部件径向围封的长度的信息; 并且

其中, 还基于所述滚转角和所述长度中的至少一者来确定所述新增益值。

14. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 通过使用所述手术机器人系统平移所述多个拉线中的至少一个拉线来使所述手术器械移动包括:

向联接至所述手术器械的多个机械臂提供命令。

15. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 所述多个拉线中的至少一个拉线包括第一拉线 and 第二拉线, 并且其中, 所述第一命令包括使所述第一拉线平移第一距离, 所述方法还包括提供第二命令以使所述第二拉线平移第二距离。

16. 一种手术机器人系统, 包括:

一个或更多个机械臂;

手术器械, 所述手术器械包括多个拉线;

非暂时性计算机可读存储介质, 所述非暂时性计算机可读存储介质存储在被处理器执行时使所述处理器执行下述步骤的指令, 所述步骤包括:

找回多个增益值, 所述多个增益值各自与所述多个拉线中的一个拉线相关联, 所述多个拉线包括与所述多个拉线中的第一拉线相关联的所述多个增益值中的第一增益值和与所述多个拉线中的第二拉线相关联的第二增益值, 其中, 所述第一增益值不同于所述第二增益值;

提供从所述多个增益值中的一个或更多个增益值获得的第一命令以通过使用所述一个或更多个机械臂平移所述多个拉线中的至少一个拉线来使所述手术器械移动;

接收指示已经响应于所述第一命令而移动的所述手术器械的实际位置的空间数据;

对于所述多个拉线中的至少一个拉线, 基于所述空间数据确定新增益值; 以及

存储所述新增益值。

17. 根据权利要求16所述的手术机器人系统, 其中, 所述步骤还包括:

基于所述新增益值产生第二命令; 以及

提供所述第二命令以使用所述一个或更多个机械臂移动所述手术器械。

18. 根据权利要求16所述的手术机器人系统, 其中, 接收所述空间数据包括:

找回由荧光透视成像系统捕捉的所述手术器械的多个荧光透视图像。

19. 根据权利要求16所述的手术机器人系统, 其中, 所述一个或更多个机械臂响应于所述第一命令将所述手术器械沿横摆方向和俯仰方向偏转到一定角度。

20. 根据权利要求16所述的手术机器人系统, 其中, 所述手术器械包括联接至所述手术器械的远端端部的至少一个电磁 (EM) 传感器, 并且其中, 接收所述空间数据包括:

在所述电磁 (EM) 传感器处检测 EM 场, 所述 EM 场的强度是包括所述电磁 (EM) 传感器的所述手术器械的所述远端端部的实际位置相对于 EM 场发生器的函数。

21. 根据权利要求16所述的手术机器人系统, 其中, 所述手术器械包括联接至所述手术器械的远端端部的一个或更多个空间传感器, 所述一个或更多个空间传感器包括加速计或陀螺仪中的至少一者, 并且其中, 接收所述空间数据包括通过所述一个或更多个空间传感器检测在至少一个方向上的运动。

22. 根据权利要求16所述的手术机器人系统, 其中, 所述手术器械包括嵌入所述手术器械的内部的的光纤, 并且其中, 接收所述空间数据包括:

分析基于由所述光纤反射的光产生的反射光谱数据。

23. 根据权利要求16所述的手术机器人系统, 其中, 所述手术器械包括摄像机镜头和工作通道, 并且其中, 所述摄像机镜头和所述工作通道各自与所述多个拉线中的每个拉线不同心。

24. 根据权利要求16所述的手术机器人系统, 其中, 所述手术器械包括护套管状部件和引导管状部件, 所述护套管状部件包括所述多个拉线中的第一拉线, 并且所述引导管状部件包括所述多个拉线中的第二拉线。

25. 根据权利要求24所述的手术机器人系统, 其中, 所述引导管状部件和所述护套管状部件各自包括多个区段。

26. 根据权利要求25所述的手术机器人系统, 其中, 所述多个拉线中的所述第一拉线沿着所述护套管状部件的多个区段中的第一区段盘旋。

27. 根据权利要求26所述的手术机器人系统, 其中, 所述多个拉线中的所述第二拉线沿着所述引导管状部件的多个区段中的第二区段盘旋。

28. 根据权利要求24所述的手术机器人系统, 还包括:

接收指示所述引导管状部件相对于所述护套管状部件的滚转角和所述引导管状部件的由所述护套管状部件径向围封的长度的信息; 并且

其中, 还基于所述滚转角和所述长度中的至少一者来确定所述新增益值。

29. 根据权利要求16所述的手术机器人系统, 其中, 所述一个或更多个机械臂至少包括第一机械臂和第二机械臂, 并且其中, 向所述第一机械臂提供第一命令; 并且其中, 所述非暂时性计算机可读存储介质还存储在被所述处理器执行时使所述处理器向所述第二机械臂提供不同于所述第一命令的第二命令的指令。

30. 根据权利要求16所述的手术机器人系统, 其中, 所述多个拉线中的至少一个拉线包括第一拉线和第二拉线, 并且其中, 所述第一命令包括

使所述第一拉线平移第一距离, 并且其中, 所述非暂时性计算机可读存储介质还存储在被所述处理器执行时使所述处理器提供第二命令以使所述第二拉线平移第二距离的指令。

利用拉线的内窥镜的自动校准

[0001] 本申请是申请日为2017年9月28日、申请号为201780021357.X(国际申请号为PCT/US2017/054127)、发明名称为“利用拉线的内窥镜的自动校准”的申请的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本申请的主题涉及于2014年10月24日提交的、名称为“SYSTEM FOR ROBOTIC-ASSISTED ENDOLUMENAL SURGERY AND RELATED METHODS(用于机器人辅助式腔内手术的系统及相关方法)”的美国申请No.14/523,760,该美国申请的全部公开内容通过参引并入本文中。

技术领域

[0004] 本说明书总体上涉及手术机器人,并且具体地涉及用于用拉线校准内窥镜的自动化过程。

背景技术

[0005] 机器人技术具有广泛的应用。特别地,机械臂有助于完成人类通常执行的任务。例如,工厂使用机械臂来制造汽车和消费类电子产品。此外,科学设施使用机械臂来使实验室程序、比如运输微孔板自动操作。最近,医生已经开始使用机械臂来帮助执行手术过程。例如,医生使用机械臂来控制手术器械、比如内窥镜。

[0006] 具有可移动的梢部的内窥镜有助于以微创的方式执行手术过程。可移动的梢部可以被引导至患者的远程位置、比如肺或血管。梢部的实际位置与目标位置的偏差可能导致额外的操作以校正梢部的位置。用于手动校准的现有技术可能依赖于不能精确地模拟梢部的运动的有限量的内窥镜的梢部的偏转。

发明内容

[0007] 手术机器人系统自动地校准管状且柔性的手术工具、比如内窥镜。通过补偿内窥镜的非理想行为,手术机器人系统可以精确地模拟内窥镜的运动并在对患者执行手术过程的同时对内窥镜进行导航。在校准期间,手术机器人系统使内窥镜移动至目标位置并接收描述内窥镜的实际位置的校准数据。手术机器人系统基于由空间传感器捕捉的校准数据来确定内窥镜响应于命令而移动的实际位置和/或取向。示例性的空间传感器包括加速度计、陀螺仪、电磁传感器、光纤、摄像机和荧光透视成像系统。手术机器人系统至少基于目标位置与实际位置之间的差异来确定增益值。手术机器人系统可以在手术过程之前或期间执行校准。

[0008] 在一些实施方式中,内窥镜包括被称为护套和引导件的管状部件。增益值还可以基于引导件在护套外部延伸的长度或者引导件相对于护套的相对滚转角度。手术机器人系统使用器械装置操纵器(IDM)来使护套和引导件移动。例如,IDM平移联接至护套或引导件的拉线,这使得内窥镜沿着不同的轴线、例如俯仰轴线、横摆轴线和滚转轴线移动。

附图说明

- [0009] 图1示出了根据一个实施方式的手术机器人系统。
- [0010] 图2示出了根据一个实施方式的用于手术机器人系统的命令控制台。
- [0011] 图3A示出了根据一个实施方式的内窥镜的多个运动程度。
- [0012] 图3B是根据一个实施方式的包括护套和引导部件的内窥镜的俯视图。
- [0013] 图3C是根据一个实施方式的内窥镜的护套的横截面侧视图。
- [0014] 图3D是根据一个实施方式的内窥镜的护套的螺旋形部段的等距视图。
- [0015] 图3E是根据一个实施方式的内窥镜的护套的螺旋形部段的另一等距视图。
- [0016] 图3F是根据一个实施方式的内窥镜的带有螺旋形部段的护套的侧视图。
- [0017] 图3G是根据一个实施方式的内窥镜的在图3F中所示的护套的另一视图。
- [0018] 图3H是根据一个实施方式的内窥镜的引导件的横截面侧视图。
- [0019] 图3I是根据一个实施方式的内窥镜的在图3H中所示的引导件的远端梢部的横截面等距视图。
- [0020] 图4A是根据一个实施方式的手术机器人系统的器械装置操纵器的等距视图。
- [0021] 图4B是根据一个实施方式的在图4A中所示的器械装置操纵器的分解等距视图。
- [0022] 图4C是根据一个实施方式的在图4A中所示的器械装置操纵器的独立驱动机构的等距视图。
- [0023] 图4D示出了概念图,其示出了如何通过根据一个实施方式的在图4C中所示的独立驱动机构的应变仪来测量力。
- [0024] 图5A示出了根据一个实施方式的内窥镜内部的拉线。
- [0025] 图5B示出了根据一个实施方式的处于静止位置的内窥镜的后视图。
- [0026] 图5C示出了根据一个实施方式的在图5B中所示的内窥镜的俯视图。
- [0027] 图5D示出了根据一个实施方式的在图5B中所示的内窥镜的侧视图。
- [0028] 图5E示出了根据一个实施方式的处于偏转位置的在图5B中所示的内窥镜的后视图。
- [0029] 图5F示出了根据一个实施方式的在图5E中所示的内窥镜的俯视图。
- [0030] 图5G示出了根据一个实施方式的在图5E中所示的内窥镜的侧视图。
- [0031] 图5H示出了根据一个实施方式的处于具有额外的不理想偏移的偏转位置的在图5B中所示的内窥镜的后视图。
- [0032] 图5I示出了根据一个实施方式的在图5H中所示的内窥镜的俯视图。
- [0033] 图5J示出了根据一个实施方式的处于静止位置的在图5B中所示的内窥镜的后视图。
- [0034] 图5K示出了根据一个实施方式的在图5J中所示的内窥镜的侧视图。
- [0035] 图5L示出了根据一个实施方式的处于具有另外的不理想滚转偏移的偏转位置的在图5J中所示的内窥镜的后视图。
- [0036] 图5M示出了根据一个实施方式的在图5L中所示的内窥镜的侧视图。
- [0037] 图6A是根据一个实施方式的电磁跟踪系统的图示。
- [0038] 图6B是根据一个实施方式的位于内窥镜附近的摄像机的图示。
- [0039] 图6C是根据一个实施方式的位于内窥镜附近的包括基准标记器的运动跟踪摄像

机的图示。

[0040] 图6D是根据一个实施方式的具有形状感测光纤的内窥镜的图示。

[0041] 图6E是根据一个实施方式的位于内窥镜附近的荧光透视成像系统的图示。

[0042] 图7A示出了根据一个实施方式的内窥镜的引导件的在内窥镜的护套外部延伸的长度。

[0043] 图7B示出了根据一个实施方式的内窥镜的引导件相对于内窥镜的护套的相对滚转角度。

[0044] 图8A是根据一个实施方式的用于内窥镜的自动校准的过程的流程图。

[0045] 图8B是根据一个实施方式的基于延伸长度和相对滚转角度的用于内窥镜的自动校准的过程的流程图。

[0046] 图9是根据一个实施方式的用于内窥镜的术中自动校准的过程的流程图。

[0047] 附图仅出于说明的目的描绘了本发明的各实施方式。本领域技术人员将从以下论述中容易地认识到,在不背离本文所描述的本发明的原理的情况下,可以采用本文所示出的结构和方法的替代性实施方式。

具体实施方式

[0048] 本文所公开的方法和装置非常适合于与如在2014年10月24日提交的、公布为美国专利申请公布No.US2015/0119637的、名称为“SYSTEM FOR ROBOTIC-ASSISTED ENDOLUMENAL SURGERY AND RELATED METHODS (用于机器人辅助式腔内手术的系统及相关方法)”的序列号为14/523,760的美国申请——该美国申请的全部公开内容先前已通过参引并入本文中——中所描述的一个或更多个内窥镜部件或步骤一起使用。前述申请描述了适于与根据本文公开的实施方案进行组合的系统部件、腔内系统、虚拟导轨结构、机构变换器接合件、器械装置操纵器 (IDM)、内窥镜工具设计、控制台、内窥镜、器械装置操纵器、腔内导航和腔内程序。

[0049] I. 手术机器人系统

[0050] 图1示出了根据一个实施方式的手术机器人系统100。手术机器人系统100包括基部101,基部101联接至一个或更多个机械臂、例如机械臂102。基部101通信地联接至命令控制台,该命令控制台在第II部分.命令控制台中参照图2进一步描述。基部101可以定位成使得机械臂102可以接近以对患者执行手术过程,而诸如医生的使用者可以在命令控制台的帮助下控制手术机器人系统100。在一些实施方式中,基部101可以联接至用于支承患者的手术操作台或床。尽管为了清楚起见在图1中未示出,但基部101可以包括诸如控制电子器件、气动元件、电源、光源等的子系统。机械臂102包括在关节111处联接的多个臂区段110,多个臂区段110为机械臂102提供多个自由度、例如与七个臂区段相对应的七个自由度。基部101可以包括电源112、气动压力元件113和控制及传感器电子器件114——包括诸如中央处理单元、数据总线、控制电路和存储器的部件——以及诸如马达的相关的致动器以使机械臂102移动。基部101中的电子器件114还可以处理和传输从命令控制台传送的控制信号。

[0051] 在一些实施方式中,基部101包括轮115以运输手术机器人系统100,。手术机器人系统100的移动性有助于适应手术操作室中的空间限制并且有助于手术设备的适当定位和移动。此外,移动性允许机械臂102构造成使得机械臂102不干扰患者、医生、麻醉师或任何

其他设备。在手术期间,使用者可以使用诸如命令控制台的控制装置来控制机械臂102。

[0052] 在一些实施方式中,机械臂102包括设置关节,该设置关节使用制动器和平衡器的组合来保持机械臂102的位置。平衡器可以包括气弹簧或盘弹簧。制动器、例如故障保险制动器可以包括机械和/或电气部件。此外,机械臂102可以是重力辅助的被动支承型机械臂。

[0053] 每个机械臂102可以使用机构变换器接合件(MCI) 116联接至器械装置操纵器(IDM) 117。IDM 117可以被移除并且被用不同类型的IDM替代,例如,第一种类型的IDM操纵内窥镜,而第二种类型的IDM操纵腹腔镜。MCI 116包括连接器以将气动压力、电力、电信号和光学信号从机械臂102传送到IDM 117。MCI 116可以是定位螺钉或基板连接器。IDM 117使用包括直接驱动、谐波传动、齿轮传动、皮带和带轮、磁力驱动等的技术来操纵诸如内窥镜118的手术器械。MCI 116基于IDM 117的类型是可互换的并且可以针对某种类型的手术过程进行定制。机械臂102可以包括在远端端部处的关节水平扭矩感测装置和腕部,比如KUKA AG® LBR5机械臂。

[0054] 内窥镜118是插入到患者的解剖结构中以捕捉解剖结构(例如,身体组织)的图像的管状且柔性的手术器械。特别地,内窥镜118包括捕捉图像的一个或更多个成像装置(例如,摄像机或传感器)。成像装置可以包括一个或更多个光学部件、比如光纤、光纤阵列或透镜。光学部件与内窥镜118的梢部一起移动,使得内窥镜118的梢部的运动导致由成像装置捕捉的图像的改变。内窥镜118在第III部分.内窥镜中参照图3A至图3I进一步地描述。

[0055] 手术机器人系统100的机械臂102使用长形运动构件来操纵内窥镜118。长形运动构件可以包括拉线,拉线也被称为拉线或推线、线缆、纤维或柔性轴。例如,机械臂102致动联接至内窥镜118的多个拉线以使内窥镜118的梢部偏转。拉线可以包含金属材料和非金属材料两者,比如不锈钢、凯夫拉尔、钨、碳纤维等等。内窥镜118可以响应于由长形运动构件施加的力而呈现非理想行为。非理想行为可能是由于内窥镜118的刚度和可压缩性的缺陷或差异、以及不同的长形运动构件之间的松弛度或刚度的可变性。

[0056] 手术机器人系统100包括计算机系统120、例如计算机处理器。计算机系统120包括校准模块130、校准存储器140、命令模块150和数据处理模块160。数据处理模块160可以处理由手术机器人系统100采集的校准数据。校准模块130可以使用基于校准数据的增益值来表征内窥镜118的非理想行为。计算机系统120及其模块在第VII部分.校准处理流程中进一步地描述。手术机器人系统100可以通过确定增益值的精确值而更精确地控制内窥镜118。在一些实施方式中,计算机系统120的一些或所有功能在手术机器人系统100外部、例如在通信地联接至手术机器人系统100的另一计算机系统或服务器上执行。

[0057] II. 命令控制台

[0058] 图2示出了根据一个实施方式的用于手术机器人系统100的命令控制台200。命令控制台200包括控制台基部201、例如监视器的显示器模块202以及例如键盘203和操纵杆204的控制模块。在一些实施方式中,命令模块200功能中的一个或更多个功能可以集成到手术机器人系统100的基部101中或者通信地联接到手术机器人系统100的另一系统中。使用者205、例如医生使用命令控制台200从人体工程学位置远程地控制手术机器人系统100。

[0059] 控制台基部201可以包括中央处理单元、存储器单元、数据总线和相关联的数据通信端口,该数据通信端口负责解译和处理例如来自图1中示出的内窥镜118的诸如摄像机成像和跟踪传感器数据的信号。在一些实施方式中,控制台基部201和基部101两者都执行用

于负载平衡的信号处理。控制台基部201还可以处理由使用者205通过控制模块203和204提供的命令和指令。除了图2中示出的键盘203和操纵杆204之外,控制模块可以包括捕捉手势和手指姿势的其他装置,例如计算机鼠标、跟踪板、轨迹球、控制板、视频游戏控制器和传感器(例如,运动传感器或摄像机)。

[0060] 使用者205可以使用命令控制台200以速度模式或位置控制模式来控制诸如内窥镜118的手术器械。在速度模式下,使用者205基于使用控制模块的直接手动控制来直接地控制内窥镜118的远端端部的俯仰和横摆运动。例如,操纵杆204上的运动可以被映射到内窥镜118的远端端部中的横摆和俯仰运动。操纵杆204可以向使用者205提供触觉反馈。例如,操纵杆204振动以指示内窥镜118不能沿某个方向进一步平移或旋转。命令控制台200还可以提供视觉反馈(例如,弹出消息)和/或音频反馈(例如,嘟嘟声)以指示内窥镜118已经达到最大平移或旋转。

[0061] 在位置控制模式下,命令控制台200使用患者的三维(3D)映射和患者的预定的计算机模型来控制手术器械、例如内窥镜118。命令控制台200向手术机器人系统100的机械臂102提供控制信号以操纵内窥镜118至目标位置。由于依赖于3D映射,位置控制模式需要患者解剖结构的准确映射。

[0062] 在一些实施方式中,使用者205可以手动地操纵手术机器人系统100的机械臂102而不使用命令控制台200。在手术操作室中的设置期间,使用者205可以使机械臂102、内窥镜118和其他手术设备移动以接近患者。手术机器人系统100可以依靠来自使用者205的力反馈和惯性控制来确定机械臂102和设备的适当布置。

[0063] 显示器模块202可以包括电子监视器、例如墨镜或眼镜的虚拟现实观察装置和/或其他显示装置的器件。在一些实施方式中,显示器模块202与控制模块集成为例如具有触摸屏的平板装置。此外,使用者205可以使用集成的显示器模块202和控制模块查看数据和向手术机器人系统100输入命令。

[0064] 显示器模块202可以使用立体设备、例如护目镜或墨镜来显示3D图像。3D图像提供“内视图”(即,内窥镜视图),该“内视图”是示出了患者的解剖结构的计算机3D模型。“内视图”提供了患者体内的虚拟环境和内窥镜118在患者体内的期望位置。使用者205将“内视图”模型与由摄像机捕捉的实际图像进行比较,以帮助在心理上定位并确认内窥镜118处于患者体内的正确位置或近似正确的位置。“内视图”提供了在内窥镜118的远端端部周围的关于解剖结构的信息,例如患者的肠或结肠的形状。显示器模块202可以同时显示内窥镜118的远端端部周围的解剖结构的3D模型和计算机断层成像(CT)扫描。此外,显示器模块202可以覆盖在3D模型和CT扫描上的内窥镜118的预先确定的最佳导航路径。

[0065] 在一些实施方式中,内窥镜118的模型与3D模型被一起显示以帮助指示手术过程的状态。例如,CT扫描识别了解剖结构中可能需要活组织检查的病变。在操作期间,显示器模块202可以显示由内窥镜118捕捉的与内窥镜118的当前位置相对应的参照图像。显示器模块202可以根据使用者设置和特定的手术过程自动地显示内窥镜118的模型的不同视图。例如,当内窥镜118接近患者的手术区域时,显示器模块202显示在导航步骤期间的内窥镜118的俯视荧光视图。

[0066] III. 内窥镜

[0067] 图3A示出了根据一个实施方式的内窥镜118的多个运动程度。内窥镜118是图1中

所示的内窥镜118的实施方式。如图3A中所示,内窥镜118的梢部301定向为相对于纵向轴线306(也称为滚转轴线306)零偏转。为了在梢部301的不同取向处捕捉图像,手术机器人系统100使梢部301关于正横摆轴线302、负横摆轴线303、正俯仰轴线304、负俯仰轴线305或滚转轴线306偏转。内窥镜118的梢部301或本体310可以沿纵向轴线306、x轴308或y轴309伸长或平移。

[0068] 图3B是根据一个实施方式的包括护套部件和引导部件的内窥镜118的俯视图。内窥镜118包括引导件315管状部件,该引导件315管状部件嵌置或部分地嵌置在护套311管状部件内部并且与护套311管状部件纵向地对齐。护套311包括近端护套部段312和远端护套部段313。引导件315的外径小于护套311的外径,并且引导件315包括近端引导件部段316和远端引导件部段317。护套基部314和引导件基部318例如基于来自手术机器人系统100的使用者的控制信号而分别致动远端护套部段313和远端引导件部段317。护套基部314和引导件基部318是例如图1中所示的IDM117的一部分。还可以被称为挠曲部段的远端引导件部段317的构造、组成、性能和用途在2014年3月7日提交的美国专利申请No. 14/201,610和2014年9月5日提交的美国专利申请No. 14/479,095中被公开,这两项美国专利申请的全部内容通过参引并入本文中。

[0069] 护套基部314和引导件基部318两者包括驱动机构(例如,在第III部分.D.器械装置操纵器中参照图4A至图4D进一步描述的独立驱动机构)以控制联接至护套311和引导件315的拉线。例如,护套基部314在联接至护套311的拉线上产生拉伸载荷,以使远端护套部段313偏转。类似地,引导件基部318在联接至引导件315的拉线上产生拉伸载荷,以使远端引导件部段317偏转。护套基部314和引导件基部318两者还可以包括用于将气动压力、电力、电信号或光信号从IDM分别传送至护套311和引导件314的联接器。拉线可以包括在护套311或引导件315内的沿着拉线的长度的钢卷管,该钢卷管将轴向压缩分别传递回至载荷的原点、例如护套基部314或引导件基部318。

[0070] 由于联接至护套311和引导件315的拉线提供的多个自由度,内窥镜118可以容易地对患者的解剖结构进行导航。例如,四个或更多个拉线可以用在护套311和/或引导件315中,提供八个或更多个自由度。在其他实施方式中,可以使用高达三个拉线,提供高达六个自由度。护套311和引导件315可以沿着纵向轴线306旋转高达360度,提供更多的运动程度。旋转角度和多个自由度的组合为手术机器人系统100的使用者提供了对内窥镜118的用户友好且本能的控制。

[0071] III.A. 内窥镜护套

[0072] 图3C是根据一个实施方式的内窥镜118的护套311的横截面侧视图。护套311包括内腔323,内腔323定尺寸成容纳诸如图3B中所示的引导件315的管状部件。护套311包括壁324,其中,拉线325和326延伸穿过位于壁324的长度内部的管道327和328。管道包括螺旋形部段330和远端非螺旋形部段329。拉线325的适当张紧可以在正y轴方向上压缩远端端部320,同时使螺旋形部段330的弯曲最小化。类似地,拉线326的适当张紧可以在负y轴方向上压缩远端端部320。在一些实施方式中,内腔323是与护套311不同心的。

[0073] 拉线325和326不一定贯穿护套311的长度直线延伸。确切地说,拉线325和326沿着螺旋形部段330围绕护套311盘旋并且沿着护套311的远端非螺旋形部段329和任何其他非螺旋形部段纵向地直线(即,大致平行于纵向轴线306)延伸。螺旋形部段330可以起始及终

止于沿着护套311的长度的任何位置。此外,螺旋形部段330的长度和节距可以是基于护套311的期望性能、例如,护套311的柔度和螺旋形部段330中的摩擦力而确定。

[0074] 尽管在图3C中拉线325和326相对于彼此成180度地定位,但应该注意的是,护套311的拉线可以以不同的角度定位。例如,护套的三个拉线可以各自相对于彼此成120度地定位。在一些实施方式中,拉线是相对于彼此间隔不等,即,没有恒定的角度偏移。

[0075] III.B.螺旋形部段

[0076] 图3D是根据一个实施方式的内窥镜118的护套311的螺旋形部段330的等距视图。图3D出于区分远端非螺旋形部段329与螺旋形部段330的目的而仅示出了一个拉线325。在一些实施方式中,螺旋形部段330具有可变的节距。

[0077] 图3E是根据一个实施方式的内窥镜118的护套311的螺旋形部段330的另一等距视图。图3E示出了沿着远端非螺旋形部段329和可变节距螺旋形部段330延伸的四个拉线325、326、351和352。

[0078] 护套311中的螺旋形部段330和内窥镜118的引导件315帮助手术机器人系统100和/或使用者将内窥镜118导航穿过患者的解剖结构、例如肠或结肠中的非线性路径。当导航非线性路径时,内窥镜118保持柔性是有用的,同时仍具有可控制的远端部段(在护套311和引导件315两者中)。此外,有利的是,减少沿着内窥镜118的不希望的弯曲量。在先前的内窥镜设计中,张紧拉线以操纵远端部段沿着内窥镜的长度产生可以分别被称为强行对齐和曲线对齐的不希望的弯曲和扭矩。

[0079] 图3F是根据一个实施方式的内窥镜118的带有螺旋形部段330的护套311的侧视图。图3F至图3G示出了螺旋形部段330如何帮助基本上减轻强行对齐和曲线对齐。由于拉线325绕螺旋形部段330的长度盘旋,拉线325径向且对称地将压缩载荷335绕纵向轴线306沿多个方向分布。此外,施加在内窥镜118上的弯矩也围绕纵向轴线306对称地分布,这平衡且抵消了相反的压缩力和张力。弯矩的分布导致最小的净弯曲力和旋转力,形成内窥镜118的低势能状态,并因此消除或基本上减轻强行对齐和曲线对齐。

[0080] 螺旋形部段330的节距可以影响螺旋形部段330的摩擦力和刚度。例如,螺旋形部段330可以更短以允许更长的远端非螺旋形部段329,导致螺旋形部段330的更小的摩擦力和/或刚度。

[0081] 图3G是根据一个实施方式的在图3F中所示的内窥镜118的护套311的另一视图。与图3F中所示的远端非螺旋形部段329相比,图3G中所示的远端非螺旋形部段329以更大的角度偏转。

[0082] III.C.内窥镜引导件

[0083] 图3H是根据一个实施方式的内窥镜118的引导件315的横截面侧视图。引导件315包括至少一个工作通道343和拉线344和345,拉线344和345沿着壁348的长度分别延伸穿过管道341和342。拉线344和345以及管道341和342分别与图3C中的拉线325和326以及管道327和328基本上相同。例如,类似于如前所述的护套311,拉线344和345可以具有有助于减轻引导件315的强行对齐和曲线对齐的螺旋形部段。

[0084] 图3I是根据一个实施方式的在图3H中示出的内窥镜18的引导件315的远端梢部的横截面等距视图。引导件315包括成像装置349(例如,电荷耦合器件(CCD)或互补金属氧化物半导体(CMOS)摄像机、成像光纤束等)、光源350(例如,发光二极管(LED)、光纤等)、至少

两个拉线344和345以及用于其他部件的至少一个工作通道343。例如,其他部件包括摄像机线、吹气装置、抽吸装置、电线、光纤、超声换能器、电磁(EM)感测部件和光学相干断层扫描(OCT)感测部件。在一些实施方式中,引导件315包括袋孔,以容纳部件插入到工作通道343中。如图3I中所示,拉线344和345是与成像装置349或工作通道343不同心的。

[0085] III.D. 器械装置操纵器

[0086] 图4A是根据一个实施方式的手术机器人系统100的器械装置操纵器117的等距视图。机械臂102经由关节连接式接合件401而被联接至IDM 117。IDM 117联接至内窥镜118。关节连接式接合件401可以将气动压力、电力信号、控制信号和反馈信号从机械臂102传递至IDM 117以及将气动压力、电力信号、控制信号和反馈信号从IDM 117传递至机械臂102。IDM 117可以包括齿轮头、马达、旋转编码器、电力电路和控制电路。用于接收来自IDM 117的控制信号的工具基部403联接至内窥镜118的近端端部。基于控制信号,IDM 117通过致动输出轴来操纵内窥镜118,这将在下面参照图4B被进一步描述。

[0087] 图4B是根据一个实施方式的在图4A中所示的器械装置操纵器的分解等距视图。如图4B中所示,内窥镜118已被从IDM 117移除以显示出输出轴405、406、407和408。

[0088] 图4C是根据一个实施方式的在图4A中所示的器械装置操纵器117的独立的驱动机构的等距视图。独立的驱动机构可以通过分别使IDM 117的输出轴405、406、407和408旋转来张紧或松开内窥镜的(例如,彼此独立的)拉线421、422、423和424。正如输出轴405、406、407和408通过角度运动分别将力向下传递至拉线421、422、423和424一样,拉线421、422、423和424将力传递回至输出轴。IDM 117和/或手术机器人系统100可以使用传感器、例如,下面进一步描述的应变仪来测量所传递的力。

[0089] 图4D示出了概念图,其示出了如何通过根据一个实施方式的图4C中所示的独立的驱动机构的应变仪434来测量力。力431可以指向远离联接至马达437的马达安装件433的输出轴405。因此,力431导致马达安装件433的水平移位。此外,水平地联接至马达安装件433的应变仪434经受在力431的方向上的应变。应变可以测量为应变仪434的梢部435的水平位移与应变仪434的总水平宽度436的比率。

[0090] 在一些实施方式中,IDM 117包括另外的传感器、例如倾斜仪或加速度计,以确定IDM 117的取向。基于来自另外的传感器和/或应变仪434的测量结果,手术机器人系统100可以校准来自应变仪434的读数以考虑重力载荷效应。例如,如果IDM 117定向在IDM 117的水平侧,则IDM 117的某些部件的重量可能导致马达安装件433上的应变。因此,在不考虑重力载荷效应的情况下,应变仪434可以测量不是由输出轴上的应变引起的应变。

[0091] IV. 非理想的内窥镜运动

[0092] 图5A示出了根据一个实施方式的内窥镜118内部的拉线。内窥镜118可以根据内窥镜的构造而包括不同数目的拉线,但是为了举例,以下描述假设内窥镜118包括四个拉线421、422、423和423的构造,四个拉线421、422、423和423各自对应于沿着横摆轴线510和俯仰轴线520的运动方向。具体地,拉动拉线421、422、423和423分别使内窥镜118沿正俯仰方向、正横摆方向、负俯仰方向和负横摆方向移动。尽管图5A中所示的拉线各自与横摆510或俯仰520方向对齐,但在其他实施方式中,拉线可以不需要沿着这些轴线对齐,为了便于解释,上述轴线是任意选择的。例如,拉线可以与内窥镜118中的点540对准(例如,相交)。因此,平移拉线将使得内窥镜118沿横摆510和俯仰520方向移动。在整个描述的示例性实施方

式中,当内窥镜118处于静止位置时,拉线大致平行于滚转530轴线。

[0093] 内窥镜118可以包括朝向内窥镜118的远端梢部联接的一个或更多个空间传感器550。空间传感器550可以是例如电磁(EM)传感器、加速度计、陀螺仪、基准标记器和/或其他类型的传感器。在一个实施方式中,空间传感器550是嵌置在内窥镜118内部并沿着内窥镜118的长度延伸的形状感测光纤。空间传感器550可以例如实时地提供指示内窥镜118的位置和/或取向的空间数据。空间数据还可以用作校准数据以辅助内窥镜118的校准。

[0094] 在理想的内窥镜中,平移内窥镜的拉线使内窥镜精确地移动至目标位置或取向,例如,将内窥镜的梢部沿正俯仰方向弯曲90度。然而,实际上,由于内窥镜的缺陷,目标运动不一定与内窥镜的实际运动相匹配,并且内窥镜可能表现出非线性行为。可能由于各种原因而出现缺陷,示例可能是制造中的缺陷(例如,拉线未与运动轴线正确地对准)、拉线的差异(例如,拉线与另一拉线相比刚度更大或者长度不同)或者内窥镜材料的差异(例如,俯仰方向比横摆方向更容易弯曲)。

[0095] IV.A. 俯仰方向的非理想偏移

[0096] 图5B至图5D示出了处于静止位置的内窥镜118的三个视图。图5E至图5G示出了在内窥镜118响应于沿正俯仰520方向关节运动至90度的目标偏转的命令而移动至偏转位置之后的相同三个视图。如图5E至图5G中所示,内窥镜118的实际偏转呈现出在正俯仰520方向上的非理想的偏移。

[0097] 图5B示出了根据一个实施方式的处于静止位置的内窥镜118的后视图。在后视图中,观察者从内窥镜的近端端部向下看,其中,相反的远端端部将被插入患者的体内。内窥镜118的横截面与横摆510和俯仰520轴线的原点对齐。内窥镜118平行于滚转轴线530,并且空间传感器550朝向内窥镜118的梢部被联接。图5C示出了根据一个实施方式的在图5B中所示的内窥镜118的俯视图。作为说明性示例,患者水平地平躺在桌上以进行手术过程。内窥镜118定位成平行于患者的身体,并且手术机器人系统100将内窥镜118插入身体中,同时保持平行构型。在俯视图中,观察者从患者身体上方向下观察。图5D示出了根据一个实施方式的在图5B中所示的内窥镜118的侧视图。

[0098] 图5E示出了根据一个实施方式的处于偏转位置的在图5B中所示的内窥镜118的后视图。图5F示出了根据一个实施方式的在图5E中所示的内窥镜118的俯视图。图5G示出了根据一个实施方式的在图5E中所示的内窥镜118的侧视图。内窥镜118的虚线轮廓指示内窥镜响应于命令应该移动到的目标偏转位置,例如,内窥镜118的梢部假设地在正俯仰方向上偏转90度以变成与俯仰520轴线平行。然而,实际偏转位置未达到90度偏转,因此呈现出在正俯仰520方向上的不理想的偏移。

[0099] IV.B. 横摆方向上的非理想偏移

[0100] 图5H示出了根据一个实施方式的处于具有另外的非理想偏移的偏转位置的在图5B中所示的内窥镜118的后视图。特别地,除了正俯仰520方向上的非理想偏移以外,图5H中所示的内窥镜还呈现出在正横摆方向上的另外的非理想偏移。因此,与图5F中所示的内窥镜的“直的”的远端端部相反,内窥镜118的远端端部(例如,梢部)是“弯曲的”。图5H中所示的内窥镜118在两个方向(正俯仰方向和正横摆方向)上具有缺陷,然而在其他实施方式中,内窥镜可以呈现出在任何数目的方向(例如,负俯仰方向和负横摆方向、以及滚转方向)上的缺陷。

[0101] 图5I示出了根据一个实施方式的在图5H中所示的内窥镜118的俯视图。

[0102] IV.C.滚转方向的非理想偏移

[0103] 图5J至图5K示出了处于静止位置的内窥镜118的两个视图。出于说明内窥镜118相对于横摆510和俯仰520方向的对准的目的,在内窥镜118上示出了四个标记器560。在静止位置,所述标记器中的每个标记器与横摆510和俯仰520轴线对齐。

[0104] 图5L至图5M示出了在内窥镜118响应于沿正俯仰520方向关节运动至90度的目标偏转的命令而已经移动至偏转位置之后的相同的两个视图。如图5L至图5M中所示,内窥镜118的实际偏转呈现出在滚转方向530上的非理想的偏移(并且在该示例中没有其他不理想的偏移)。内窥镜118的虚线轮廓指示内窥镜应该响应于命令移动到的目标偏转位置,例如,内窥镜118的梢部假设地偏转90度以变成与俯仰轴线520平行。实际偏转位置具有90度的偏转,但还具有沿着滚转530轴线的旋转。因此,四个标记器560不再与横摆510和俯仰520轴线对齐。类似于图5E中所示的内窥镜,图5L中的内窥镜的远端端部是“直的”而不是“弯曲的”。在一些实施方式中,内窥镜的近端端部的旋转伴随着内窥镜的远端端部的对应旋转(并且反之亦然)。旋转可以相同或不同,例如,近端端部的10度滚转偏移导致远端端部的20度滚转偏移。作为另一示例,在近端端部处可以不存在滚转偏移,并且在远端端部处可以存在非零滚转偏移。

[0105] 图5M示出了根据一个实施方式的在图5L中所示的内窥镜的侧视图。

[0106] 总之,图5B至图5G示出了在正俯仰方向上的非理想偏移。图5H至图5I示出了除正俯仰方向以外的横摆方向上的非理想偏移,并且图5J至图5M示出了滚转方向上的非理想偏移。在其他实施方式中,内窥镜可以呈现出在任何数目的方向或方向的组合上的非理想偏移。偏移的幅度可以在不同方向之间变化。

[0107] V.空间传感器

[0108] V.A.电磁传感器

[0109] 图6A是根据一个实施方式的电磁跟踪系统的图示。联接至内窥镜118的梢部的空间传感器550包括一个或更多个EM传感器550,一个或更多个EM传感器550检测由内窥镜118附近的一个或更多个EMF发生器600产生的电磁场(EMF)。检测到的EMF的强度是内窥镜118的位置和/或取向的函数。例如,如果内窥镜118包括多于一个EM传感器550,则第一EM传感器联接至引导管状部件,并且第二EM传感器联接至内窥镜的护套管状部件。

[0110] 一个或更多个EMF发生器600位于患者体外。EMF发生器600发射由EM传感器550拾取的EM场。

[0111] 如果使用多个EMF发生器600和/或EM传感器550,则可以以多种不同方式将它们调制成使得当它们发射/接收场由计算机系统120(或手术机器人系统100外部的任何计算机系统处理)时,信号是可分离的。因此,计算机系统120可以处理(发送和/或接收到的)多个信号,多个信号各自作为单独的输入,以提供关于EM传感器550的位置以及在内窥镜118的位置的延伸部附近的单独的三角测量位置。例如,可以在时间或频率上调制多个EMF发生器600,并且可以使用正交调制,使得尽管可能在时间上重叠,每个信号与每个其他的信号也是完全可分离的(例如,使用诸如滤波和傅里叶变换的信号处理技术)。此外,多个EM传感器550和/或EMF发生器600可以在笛卡尔空间中以非零、非正交角度相对于彼此定向,使得EM传感器550的取向的变化将导致EM传感器550中的至少一个EM传感器在任何时刻接收来自

一个或多个EMF发生器600的至少一些信号。例如,每个EMF发生器600可以从两个另外的EM发生器600中的每个EM发生器沿着任何轴线以小角度(例如,7度)偏移(并且与多个EM传感器550类似)。在该布置中可以使用所需的多个EMF发生器或EM传感器以确保沿着所有三个轴线的,并且如果需要,在沿着内窥镜118的多个点处的精确EM传感器位置信息。

[0112] V.B. 摄像机传感器

[0113] 图6B是根据一个实施方式的内窥镜118附近的摄像机的图示。摄像机可以包括任何类型的光学摄像机,比如数字摄像机、立体摄像机、高速摄像机、光场摄像机等。第一摄像机610平行于内窥镜118的纵向轴线。第二摄像机620与第一摄像机610正交。由于摄像机各自捕捉以至少二维的方式示出内窥镜的位置和/或取向的图像帧,因此使两个摄像机彼此正交地对准使得手术机器人系统100能够接收至少三维的(例如,对应于俯仰、横摆和滚转轴线)关于内窥镜的信息。在其他实施方式中,可以使用三个或更多个摄像机来捕捉内窥镜118的图像。数据处理模块160可以通过使用所捕捉的图像帧确定内窥镜118的实时3D位置而实现对象跟踪图像处理技术。示例性技术包括基于相关性的匹配方法、基于特征的方法和光流。

[0114] 图6C是根据一个实施方式的内窥镜118附近的包括基准标记器的运动摄像机的图示。朝向内窥镜118的远端联接的空间传感器550是基准标记器。运动摄像机630和640捕捉跟踪基准标记器的位置和运动的图像帧。尽管图6C中示出了两个基准标记器和两个运动摄像机,但其他实施方式可以包括联接至内窥镜和/或运动摄像机以跟踪基准标记器的任何其他数量的基准标记器。

[0115] 与图6B中的摄像机相反,图6C中的运动摄像机捕捉描述基准标记器的运动的数据。因此,在一些实施方式中,与在未使用基准标记器的情况下处理从其他光学摄像机捕捉的数据相比,数据处理模块160需要较少的计算资源来处理运动摄像机数据。例如,其他光学摄像机捕捉描述内窥镜118的视觉外观(例如,颜色和大小)的数据。然而,运动摄像机可能仅需要捕捉每个基准标记器的实时坐标位置,这足够数据处理模块160使用以响应于来自手术机器人系统100的命令而确定内窥镜118的在不同方向上(例如,俯仰、横摆和滚转)的整体移动。

[0116] 基于摄像机的传感器可能更适合于确定患者体外的内窥镜位置,而EM传感器可能更适合于内窥镜在体内的使用情况。在一些实施方式中,使用摄像机数据的图像处理技术提供例如与基于EM传感器的技术相比更准确或更高分辨率的位置和运动数据,这是因为观察身体外部的内窥镜的使用者可以验证图像处理技术的结果。相比之下,EM传感器的优点在于,即使当内窥镜位于患者体内时,EM传感器仍然可以检测由EMF发生器产生的EM场。

[0117] V.C. 形状感测光纤

[0118] 图6D是根据一个实施方式的具有形状感测光纤的内窥镜118的图示。空间传感器550是嵌入内窥镜118的内部形状感测光纤。定位在内窥镜118附近的控制台650联接至形状感测光纤。控制台650通过形状感测光纤传输光并接收从形状感测光纤反射的光。形状感测光纤可以包括光纤布拉格光栅(FBG)的区段。FBG反射特定波长的光,同时传输其他波长的光。控制台650基于由FBG反射的光的波长产生反射光谱数据。

[0119] 数据处理模块160可以分析反射光谱数据以产生在二维或三维空间中的内窥镜118的位置和取向数据。特别地,随着内窥镜118弯曲,嵌入内部的形状感测光纤也弯曲。由

FBG反射的光的特定波长基于形状感测光纤的形状而改变(例如,“直”内窥镜与“弯曲”内窥镜的形状不同)。因此,数据处理模块160可以例如通过识别反射光谱数据中的差异来确定(例如,响应于来自手术机器人系统100的命令)内窥镜118已经在一个或多个方向上弯曲了多少度。与EM传感器类似,形状感测光纤适用于患者体内的数据采集,这是因为不需要到达形状感测光纤的视线。

[0120] V.D. 荧光透视成像

[0121] 图6E是根据一个实施方式的内窥镜118附近的荧光透视成像系统660的图示。内窥镜118通过机械臂102被插入正在经受手术过程的患者670。荧光透视成像系统660是包括发生器、检测器和成像系统(未示出)的C形臂。发生器联接至C形臂的底端并向上面向患者670。检测器联接至C形臂的顶端并向下面向患者670。发生器向患者670发射X射线波。X射线波穿透患者670并被检测器接收。基于所接收的X射线波,透视成像系统660产生患者670的体内的身体部位或其他对象、例如内窥镜118的图像。与捕捉实际内窥镜的图像的在章节V.B摄像机传感器中描述的光学摄像机相反,荧光透视成像系统660产生包括表现例如基于反射的X射线的内窥镜形状的轮廓的患者670的体内的对象的图像。因此,数据处理模块160可以使用如前所述的类似图像处理技术、比如光流,以例如响应于来自手术机器人系统100的命令来确定内窥镜的位置和运动。

[0122] VI. 插入和滚转偏移

[0123] 图7A示出了根据一个实施方式的内窥镜118的引导件315的在内窥镜118的护套311外部延伸的长度700。随着长度700增大,引导件315的远端的柔性增加,这是因为长度700没有被护套311明显地围封。相比之下,引导件315的由护套311径向围封的部分具有较小的柔性,因为护套311的材料提供了更大的刚性。在一些实施方式中,由于内窥镜的物理特性基于延伸的长度而变化,手术机器人系统100需要提供使考虑到了延伸的内窥镜移动的命令。例如,随着延伸部增大,内窥镜的远端可变得更重(和/或更具柔性),因为引导件的更多长度在护套外部。因此,为了实现相同的弯曲运动,手术机器人系统100可能需要提供相对于使具有较小延伸的长度的内窥镜移动的命令使内窥镜的拉线平移更大的程度的命令。

[0124] 图7B示出了根据一个实施方式的内窥镜118的引导件315相对于内窥镜118的护套311的相对滚转角度710。例如由于内窥镜118的材料的差异,引导件315和/或护套311可以在某些方向上比在其他方向上更具柔性。因此,基于相对滚转角度710,内窥镜118的柔性可以在特定方向上改变。除了考虑如上所述的延伸的长度之外,手术机器人系统100还可能需要在提供使内窥镜移动的命令时的相对滚转角度。例如,当相对滚转角度为5度时,使内窥镜弯曲90度的命令可能导致80度的实际弯曲,但是当相对滚转角度为-5度时,可能导致100度的实际弯曲。

[0125] VII. 校准

[0126] VII.A. 概述

[0127] 手术机器人系统100执行校准过程以确定补偿内窥镜行为的缺陷的增益值。在校准过程期间,手术机器人系统100通过根据一个或多个命令平移一个或多个拉线来将内窥镜移动到一个或多个目标位置(或角度)。手术机器人系统100接收指示响应于命令而获得的内窥镜的实际位置和取向的空间数据,其中,由于内窥镜的缺陷,实际位置可能与

目标位置不同。手术机器人系统100基于命令、期望获得的目标位置和获得的实际位置来确定增益值。手术机器人系统100可以例如在用于质量保证的生产线上、或者在实验室或临床环境中在手术过程之前执行这样的校准过程执行。另外,手术机器人系统100可以在对患者执行手术过程的同时执行这样的校准过程。

[0128] 作为简单的说明性示例,特定内窥镜的材料可能比预期的更硬。当执行校准处理时,空间数据指示内窥镜在俯仰方向上偏转到30度的实际位置,而目标位置是60度。作为示例性校准过程的一部分,手术机器人系统100确定对于内窥镜的相应增益值是2.0的十进制值,因为目标位置是实际位置的值的两倍。在其他实施方式中,可以使用其他格式、例如百分比、整数、以度为单位等来表示增益值。

[0129] 增益值可以与特定的拉线、内窥镜、运动方向(例如,正俯仰方向、负横摆方向或滚转方向)和/或其他类型的因素相关联。特别地,上述示例是假设对于内窥镜的所有条件而言为恒定增益值2.0的简单的场景。然而,在实践中,校准内窥镜是更复杂的问题,因为增益值单独地或以组合的方式取决于多种因素。例如,增益值可以在正俯仰方向上是2.0,在负俯仰方向上是3.0,在正横摆方向上的1.5等。此外,在同一内窥镜中,对于第一拉线,增益值可以在正的俯仰方向上是2.0,而对于第二拉线,增益值可以是2.2。另外,增益值可以对于第一内窥镜的第一拉线是2.0,而对于第二内窥镜的第一拉线是2.5。

[0130] 在一些实施方式中,校准模块130接收内窥镜的引导件的延伸到内窥镜的护套(或由内窥镜的护套径向围封)的外部的长度,和/或引导件相对于护套的相对滚转角度。校准模块130进一步基于长度和/或相对滚转角度来确定增益值。对于特定长度或相对滚转角度的增益值可以与对于另一长度或相对滚转角度的增益值不同,因为内窥镜可以在内窥镜的特定方向或区段中是更加柔性的。

[0131] 在一个实施方式中,内窥镜(例如,引导件和/或护套)包括多个区段,每个区段具有不同的刚度水平。校准模块130接收至少一个区段的杨氏模量,并进一步基于杨氏模量来确定增益值。

[0132] 在一个实施方式中,完整的校准过程涉及若干子校准过程。例如,手术机器人系统100提供命令以将内窥镜沿第一方向移动到目标位置。校准模块130接收指示内窥镜的实际位置的校准数据,该实际位置可以与目标位置不同。手术机器人系统100将内窥镜释放回到静止位置,并且针对许多其他方向重复数据收集过程。手术机器人系统100还可以提供命令以将引导件延伸至更大的护套外部的长度,并且针对许多不同的延伸长度重复校准数据收集过程。类似地,手术机器人系统100可以提供命令以将引导件旋转到相对于护套的相对滚转角度,并且针对许多不同的相对滚转角度重复校准数据收集过程。

[0133] 校准模块130基于来自每个子校准过程的合计校准数据集来确定增益值。从校准期间要考虑的因素的潜在组合的数量可以看出,校准过程可能变为具有不同测试的许多嵌套循环的更复杂的过程。因此,有利的是使用手术机器人系统100使校准自动操作,例如,以有助于保持跟踪需要测试的所有因素,减少校准错误或疏忽的机会,并且消除使用者对每个测试手动地进行机械的任务的需要。

[0134] 在一些实施方式中,校准模块130将校准数据和相关联的增益值与一个或更多个其他因素(例如,关于用以移动内窥镜的相应命令、移动方向、某个拉线的标识符、引导件相对于护套的长度和/或相对滚转角度或内窥镜的唯一标识符的信息)一起存储在校准存储

器140中。校准模块130可以将校准数据、增益值和/或因素上传到包括来自多个内窥镜的信息的全局校准数据库。

[0135] VII.B. 校准模型

[0136] 手术机器人系统100可以使用一种或多种类型的模型来生成命令以基于校准数据适当地移动内窥镜。具体地,命令模块150基于模型中的一个模型的参数生成针对内窥镜的每个拉线的命令,其中,基于校准数据确定参数和相关联的增益值。对于一些模型,参数可以与增益值相同,而对于其他模型,手术机器人系统100可以基于参数确定增益值。模型可以与内窥镜的引导件、护套或者引导件和护套二者相关联。与引导件和护套二者相关联的模型的实施方式考虑了描述引导件与护套之间的相互作用的参数,例如,引导件相对于护套的延伸的长度和相对滚转角度。

[0137] 在一个实施方式中,校准模块130使用利用增益值矩阵实现的经验模型。通过基于来自先前完成的校准过程的校准数据求解一组线性方程来凭经验确定增益值。校准模块130可以将表示输入命令的矢量(例如,包括内窥镜的每个拉线的目标平移以及延伸和相对滚转值)乘以增益值矩阵,可以生成表示调整后的命令的输出矢量(例如,包括一个或多个拉线的修改的平移值)。经验模型增益值可以基于内窥镜的弯曲来补偿拉线的特定压缩或扩张。特别地,某个拉线在内窥镜内行进的距离可以基于内窥镜的曲率收缩或延长。在一些实施方式中,经验模型考虑了相反方向上的线之间的依赖性。例如,第一线对应于正俯仰方向,第二线对应于负俯仰方向。在拉动第二线的第一线上提供松弛度二者有助于使内窥镜在负俯仰方向上弯曲的相同运动。

[0138] 在一个实施方式中,校准模块130使用基于物理学的模型来确定内窥镜在其弯曲时的有效物理特性。基于物理的模型有可能更全面地捕捉内窥镜的行为。作为比较,简单的模型可以假设弯曲的内窥镜在内窥镜的特定长度上根据该特定长度中的给定弯曲刚度均匀地弯曲并且在内窥镜的其余长度上保持笔直。此外,基于物理学的模型可以将内窥镜的引导件和护套分解成各自具有相关联的弯曲刚度的区段。基于物理的模型还考虑了拉线的刚度以及护套和引导件相互作用(例如,延伸长度和相对滚转角度)对任何特定区段的刚度的影响。

[0139] 利用基于物理的模型,计算机系统120可以使用反演固体力学以将使内窥镜移动的命令(例如,指示在俯仰和/或横摆方向上弯曲的角度)转换成手术机器人系统100应该使一个或多个拉线平移以获得所需的运动的距离。此外,通过使用基于物理的模型,机器人系统100可以移动一个或多个IDM,以补偿由于与弯曲运动相关的轴向变形所导致的内窥镜远端梢部的任何不需要的运动。

[0140] 在一个实施方式中,校准模块130使用无模型反演过程来生成命令以使内窥镜移动。例如,校准模块130执行不需要使用增益值和/或参数的查找表。相反,查找表基于校准数据将先前记录的输入值(例如,使内窥镜在俯仰和横摆方向上移动的命令)映射到输出值(例如,内窥镜的每个拉线的平移)。如果准确的输入到输出映射未知,则查找表可以在数据点之间进行内插(例如,通过德劳内三角测量或其他多维三角测量技术求解)或者外插,例如,可以使用针对40度和45度的数据点来对弯曲42度进行内插。为了减少计算机系统120执行查找表所需的计算资源的量,校准模块130可以通过使用诸如泰勒分解的技术或使用傅立叶表示近似数据集来使映射的数据集的大小最小化。

[0141] VII.C. 示例性过程流程

[0142] 图8A是根据一个实施方式的用于内窥镜的自动校准的过程800的流程图。过程800可以包括与在一些实施方式中结合图8A描述的步骤不同的或附加的步骤,或者以与结合图8A描述的顺序不同的顺序执行步骤。过程800特别用于校准内窥镜的实施方式,该内窥镜包括四个拉线,例如,每个拉线分开90度并且对应于正或负的俯仰或偏转横摆方向。然而,过程800可以推广到任何数量的拉线,并且参照图8B进行进一步讨论。由于计算机系统120能够自动操作过程800,因此使用者不必手动执行校准过程以使用手术机器人系统100。自动校准是有利的,例如因为该过程减少了校准内窥镜所需的时间。

[0143] 命令模块150提供804命令以将内窥镜沿第一方向移动到目标位置。校准模块130接收指示响应于该命令移动的内窥镜的实际位置和取向的806空间数据。空间数据可以从诸如加速度计、陀螺仪、基准标记器、光纤电缆、摄像机或成像系统的空间传感器(例如,联接至内窥镜或定位在内窥镜附近)接收,如先前在章节V空间传感器中所述的。空间数据描述内窥镜或内窥镜的一部分在一个或多个移动方向上的位置和/或取向。命令模块150提供808命令以将内窥镜释放到静止位置。

[0144] 命令模块150提供810命令以将内窥镜沿第二方向移动到目标位置。校准模块130接收812空间数据。命令模块150提供814命令以将内窥镜释放到静止位置。

[0145] 命令模块150提供816命令以将内窥镜沿第三方向移动到目标位置。校准模块130接收818空间数据。命令模块150提供命令820以将内窥镜释放到静止位置。

[0146] 命令模块150提供822命令以将内窥镜沿第四方向移动到目标位置。校准模块130接收824空间数据。命令模块150提供826命令以将内窥镜释放到静止位置。

[0147] 对于四个方向中的每个方向,目标位置可以保持恒定。在一些实施方式中,目标位置在不同方向之间变化。例如,目标位置对于第一和第三方向是90度,对于第二和第四方向是45度。第一、第二、第三和第四方向可以以任何特定顺序是正俯仰、正横摆、负俯仰和负横摆方向。在其他实施方式中,命令将内窥镜同时沿两个或多个方向朝向目标位置移动,例如,在正俯仰方向和正横摆方向二者上都是60度。尽管过程800涉及四个方向,但是在其他实施方式中,计算机系统120可以针对任何其他数量的方向(更多或更少)重复步骤804到808。

[0148] 校准模块130基于针对一个或多个方向的空间数据确定用于内窥镜的拉线的828增益值。校准模块130可以确定与每个拉线相关联的增益值。增益值中的至少一个增益值可以具有不同于均一的值。均一增益值表示对应的拉线表现出理想的行为,例如,内窥镜的实际运动与基于对应拉线的平移的目标运动相匹配。在一些实施方式中,校准模块130找回针对拉线的默认增益值(例如,在先前校准过程中确定的),并进一步基于默认增益值确定增益值。

[0149] 校准模块130将增益值存储830到校准存储器140中。内窥镜可以包括计算机可读有形介质、例如闪存或数据库,以存储增益值。在一些实施方式中,命令模块150提供命令以修改引导件相对于护套的长度和/或相对滚转角度,并且手术机器人系统100重复过程800的步骤以确定与修改的长度和/或相对滚转角度相关联的增益值。

[0150] 图8B是根据一个实施方式的用于基于延伸的长度和相对滚转角度的用于内窥镜的自动校准的过程840的流程图。过程840可以包括与在一些实施方式中结合图8B描述的步

骤不同的或附加的步骤,或者以与结合图8B描述的顺序不同的顺序执行步骤。与过程800形成对比,过程840被推广到任意数量的方向,以及引导件相对于内窥镜的护套的任何数量的延伸的长度和相对滚转角度。例如,替代具有相对于彼此偏移90度的四个拉线的内窥镜,内窥镜可以包括相对于彼此偏移120度,或者呈不同偏移角度的任何其他构型(例如,在11点钟、2点钟、和6点钟的指针位置)的三个拉线。

[0151] 手术机器人系统100提供850命令以将内窥镜移动到长度或延伸和/或相对滚转角度。手术机器人系统100以长度或延伸和/或相对滚转角度执行860校准。在步骤860中,命令模块150提供862命令以将内窥镜沿一个方向移动到目标位置。校准模块130接收指示内窥镜的实际位置和取向的864空间数据。命令模块150提供命令866以将内窥镜释放到静止位置。手术机器人系统100针对一组方向中的每个方向重复步骤862至866。此外,手术机器人系统100针对一组不同的延伸的长度和/或相对滚转角度中的每个延伸的长度和/或相对滚转角度(或延伸长度和相对滚转角度的组合)重复步骤850至860。校准模块130基于从每个校准接收的空间数据确定870增益值。

[0152] 图9是根据一个实施方式的用于内窥镜的术中自动校准的过程900的流程图。过程900可以包括与在一些实施方式结合图9描述的步骤不同的或附加的步骤,或者以与结合图9描述的顺序不同的顺序执行步骤。在一些实施方式中,命令控制台200可以在先前在章节II命令控制台中描述的速度模式或位置控制模式中使用过程900。

[0153] 校准模块130找回910用于包括拉线,引导件和护套的内窥镜的默认增益值。每个拉线可以与默认增益值中的一个默认增益值相关联。手术机器人系统100将内窥镜插入920经受手术过程、例如输尿管镜术、经皮肾镜取石术(PCNL)、结肠镜检查、荧光镜检查、前列腺切除术、结肠切除术、胆囊切除术、腹股沟疝和支气管镜检查的患者。校准模块130接收930关于引导件相对于护套的相对滚转角度和引导件的由护套径向围封的长度的信息。关于相对滚转角度和长度的信息可以基于提供以移动内窥镜的先前命令、默认的相对滚转角和长度值、或者由传感器(例如,联接至内窥镜的加速计和陀螺仪)生成的数据。命令模块150提供命令940以通过平移拉线中的至少一个拉线来移动内窥镜。

[0154] 校准模块130接收950已经响应于该命令而移动的内窥镜的空间数据。在一个实施方式中,从荧光透视成像系统接收空间数据。荧光透视成像系统可以捕捉患者体内的内窥镜的图像,这使得手术机器人系统100能够在手术过程期间执行过程900。校准模块130基于空间数据、对应的默认增益值、延伸的长度、相对滚转角度和/或命令来确定960新的增益值。校准模块130将新的增益值存储970到校准存储器140中。手术机器人系统100可以基于由过程900确定的新的增益值生成附加命令。例如,内窥镜响应于第一命令移动到80度的实际位置,其中,目标位置实际上是90度。命令模块150基于新的增益值生成新命令,并提供新命令以使用手术机器人系统100移动内窥镜。由于新命令补偿角度差异(即,80度比90度少10度),内窥镜响应于新命令移动到90度的实际位置。

[0155] VIII. 替代性考虑因素

[0156] 在阅读本公开后,本领域技术人员将通过本文公开的原理理解另外的替代性结构性和功能性设计。因此,虽然已经说明和描述了特定实施方式和应用,但是应该理解,所公开的实施方式不限于本文公开的精确构造和部件。在不脱离所附权利要求限定的精神和范围的情况下,可以在本文公开的方法和装置的布置、操作和细节中进行对本领域技术人员

明显的各种修改、改变和变化。

[0157] 如本文所用,对“一个实施方式”或“一种实施方式”的任何引用意味着结合该实施方式描述的特定元件、特征、结构或特性包括在至少一个实施方式中。在说明书中各处出现的短语“在一个实施方式中”不一定都指的是同一实施方式。

[0158] 可以使用表达“联接”和“连接”以及它们的派生词来描述一些实施方式。例如,可以使用术语“联接”来描述一些实施方式,以指示两个或更多个元件处于直接物理或电接触。然而,术语“联接”还可以表示两个或更多个元件彼此不直接接触,但仍然彼此协作或相互作用。除非另外明确说明,否则实施方式不限于此上下文。

[0159] 如本文所使用的,术语“包括”、“包括有”、“包含”、“包含有”、“具有”、“带有”或其任何其他变型旨在涵盖非排他性的包含。例如,包括一系列元素的过程、方法、物品或装置不一定仅限于那些元素,而是可以包括未明确列举的或者这种过程、方法、物品或装置固有的其他元素。此外,除非有相反的明确说明,否则“或”是指包含性的或不是排他性的。例如,条件A或B由以下任何一者满足:A为真(或存在)且B为假(或不存在),A为假(或不存在)且B为真(或存在),A和B二者都是真的(或存在)。

[0160] 另外,使用“一”或“一种”来描述本文实施方式的元件和组件。这仅仅是为了方便并且给出本发明的一般意义。该描述应该被理解为包括一个或至少一个,并且单数也包括复数,除非明显另有所指。

[0161] 本说明书的一些部分在对信息的操作的算法和符号表示方面来描述本发明的实施方式。这些算法描述和表示通常由数据处理领域的技术人员使用,以将其工作的实质有效地传达给本领域其他技术人员。这些操作虽然在功能上、计算上或逻辑上描述,但应理解为由计算机程序或等效电路、微代码等实现。此外,有时也证明将这些操作的安排称为模块是有利的,而不失一般性。所描述的操作及其相关模块可以体现为软件、固件、硬件或其任何组合。

[0162] 本文描述的任何步骤、操作或过程可以单独地或与其他设备组合地用一个或更多个硬件或软件模块来执行或实现。在一个实施方式中,软件模块用计算机程序产品实现,该计算机程序产品包括含有计算机程序代码的计算机可读非暂时性介质,该计算机程序代码可以由计算机处理器执行以执行所描述的任何或所有步骤、操作或过程。

[0163] 本发明的实施方式还可以涉及通过本文描述的计算过程生产的产品。这样的产品可以包括由计算过程产生的信息,其中,信息存储在非暂时性有形计算机可读存储介质上,并且可以包括本文描述的计算机程序产品的任何实施方式或其他数据组合。

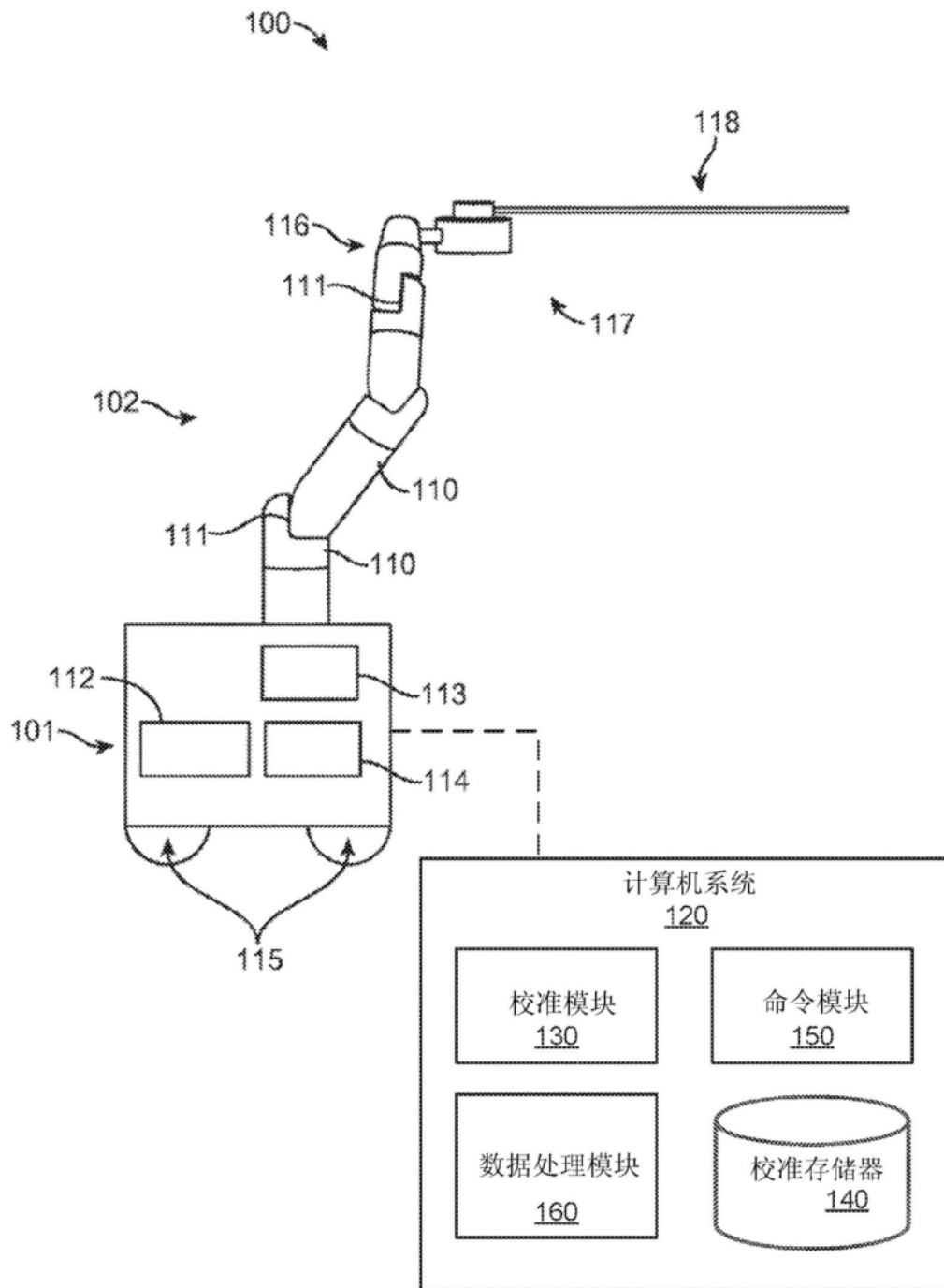


图1

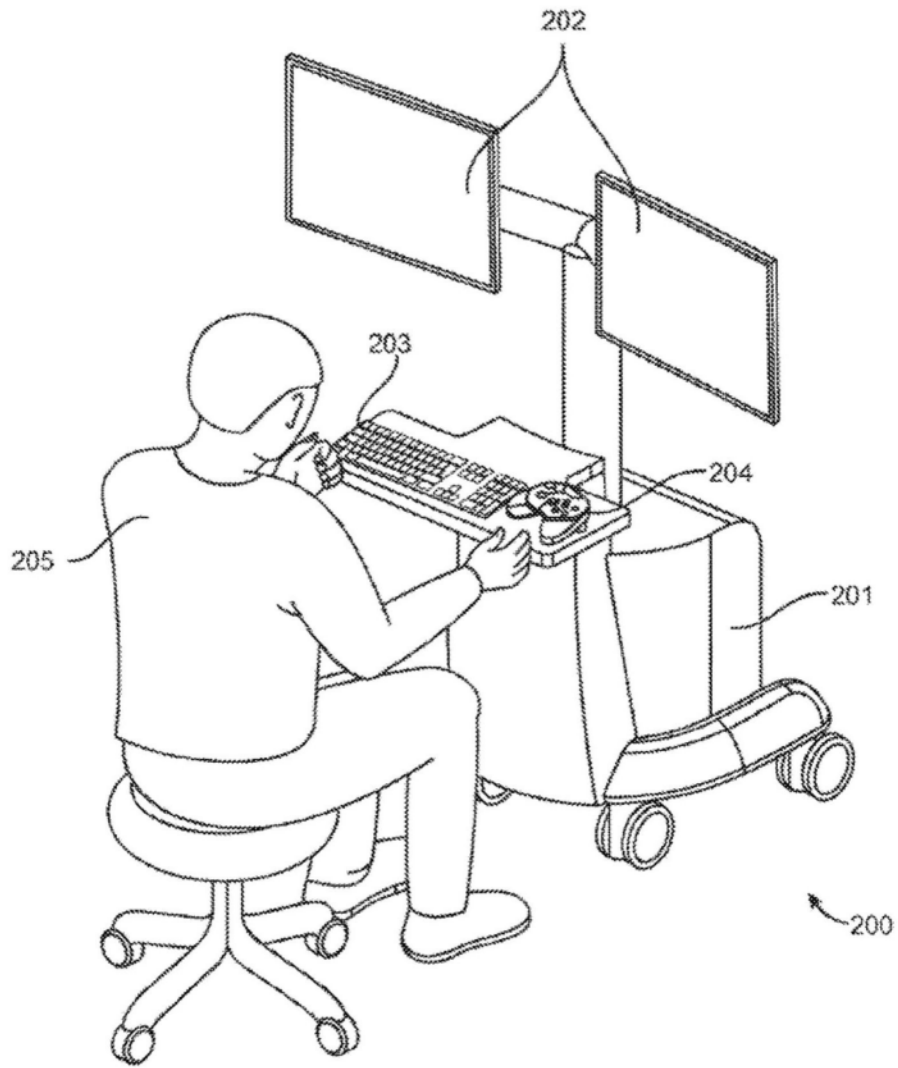


图2

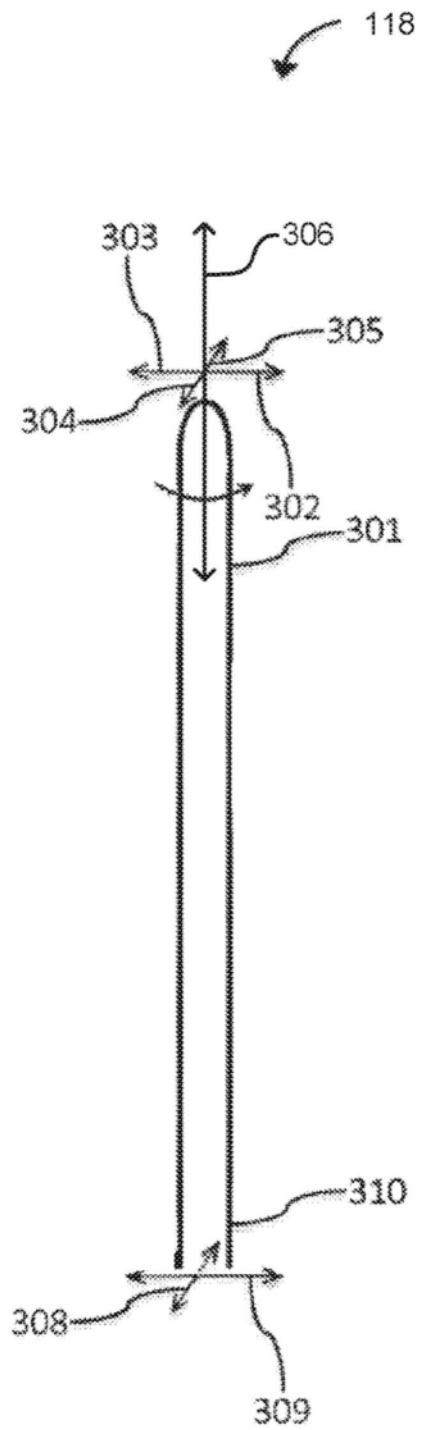


图3A

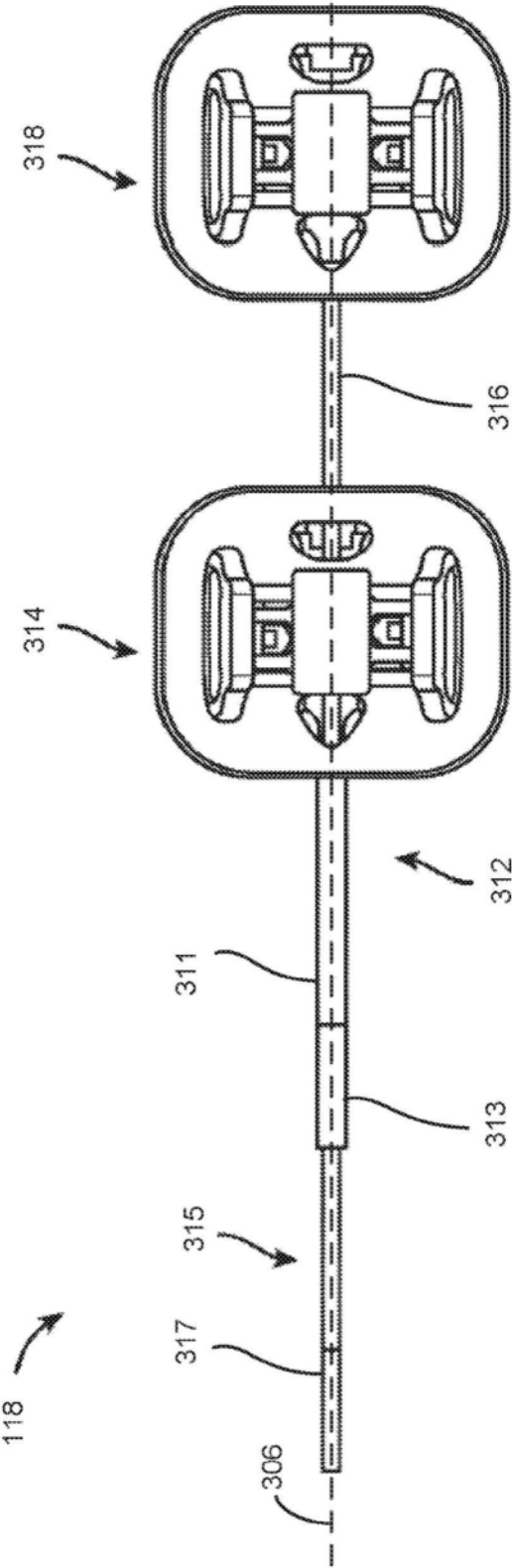


图3B

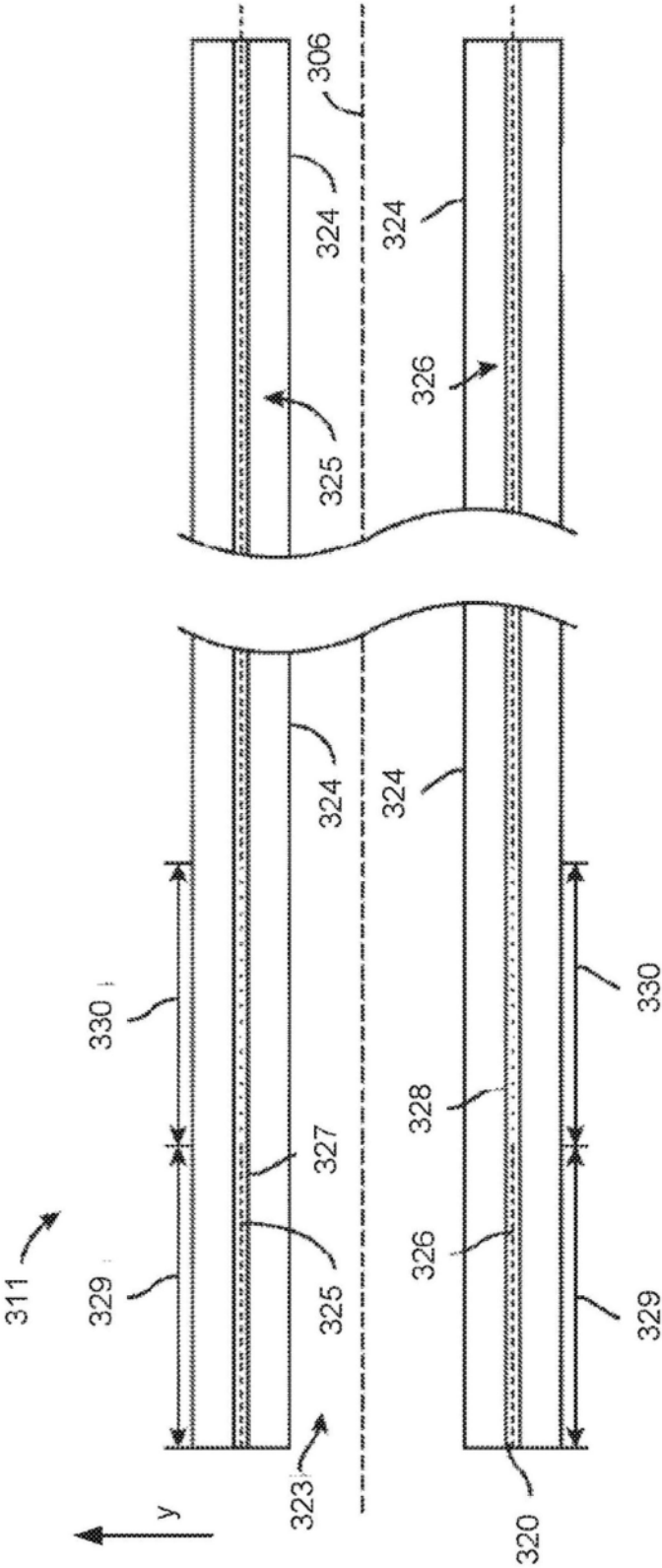


图3C

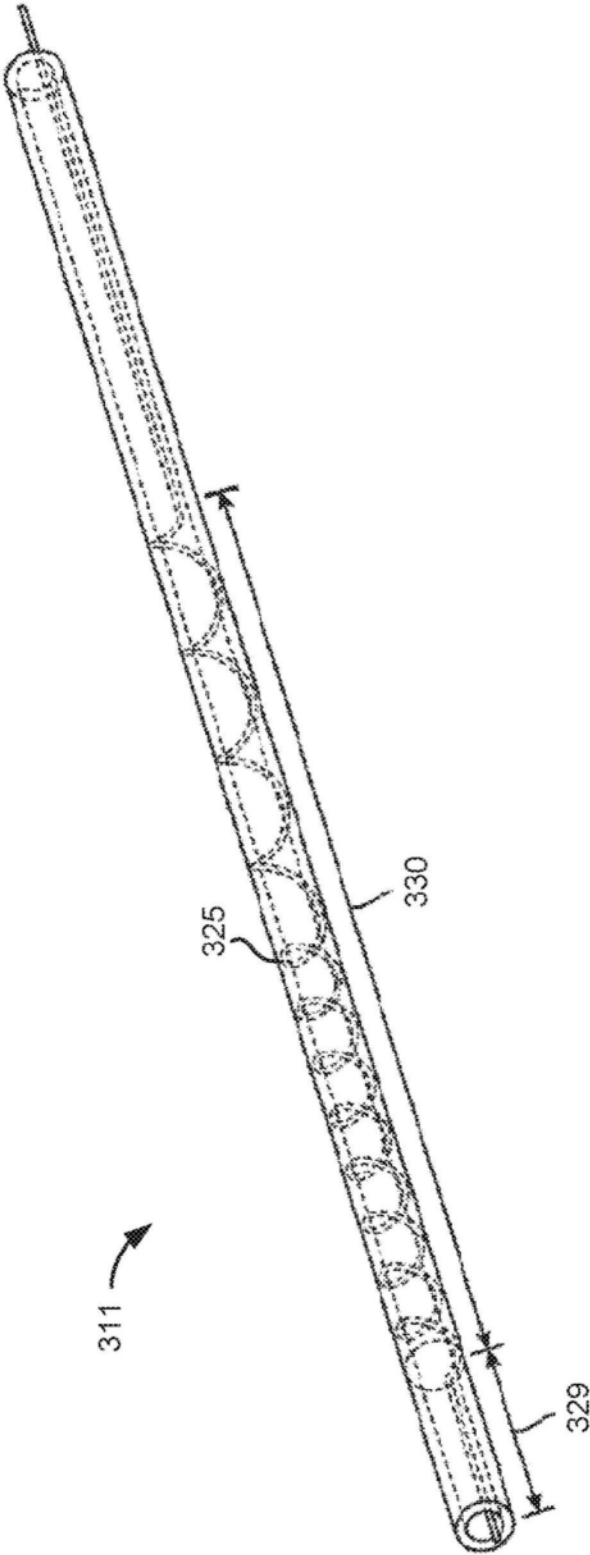


图3D

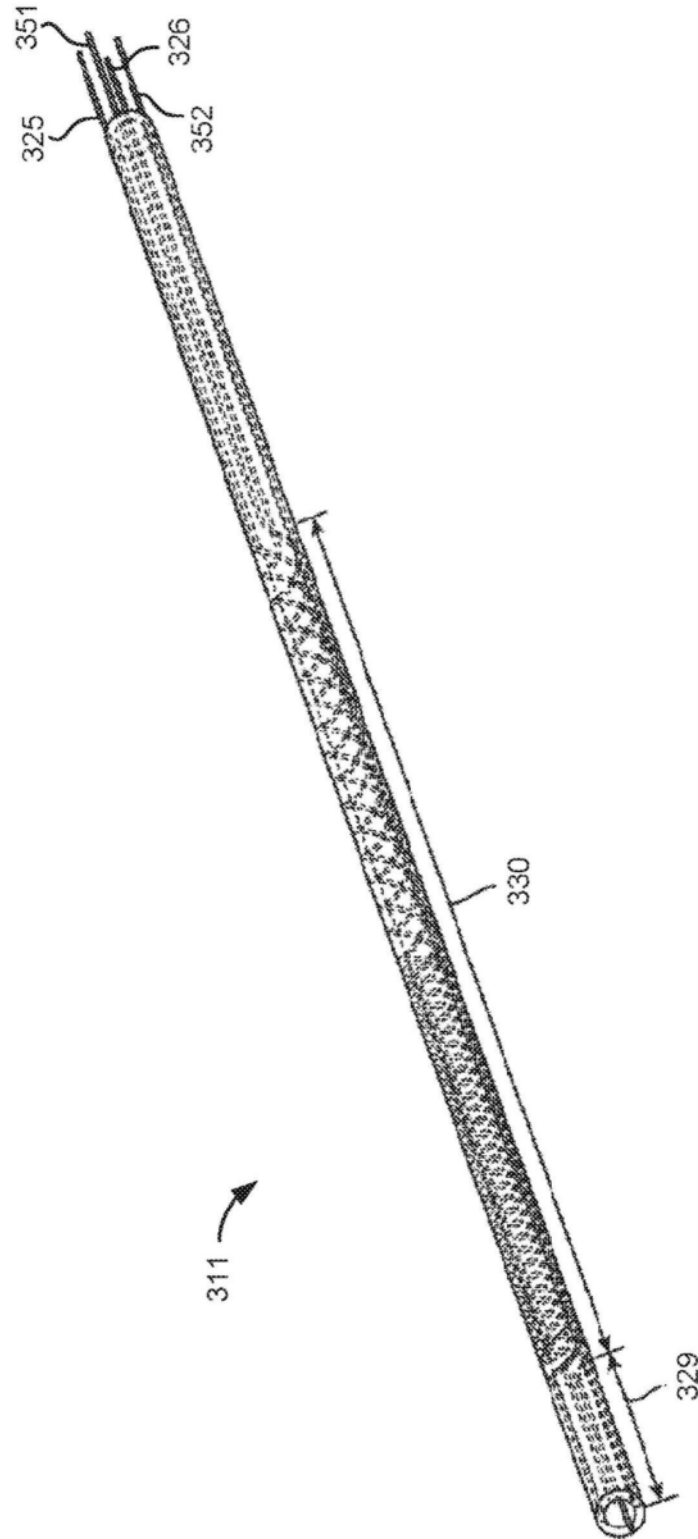


图3E

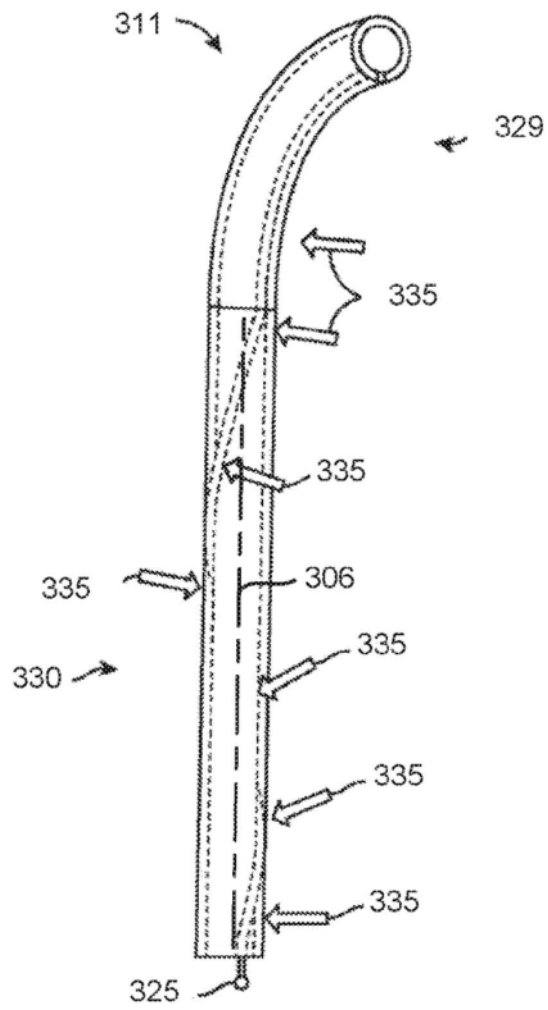


图3F

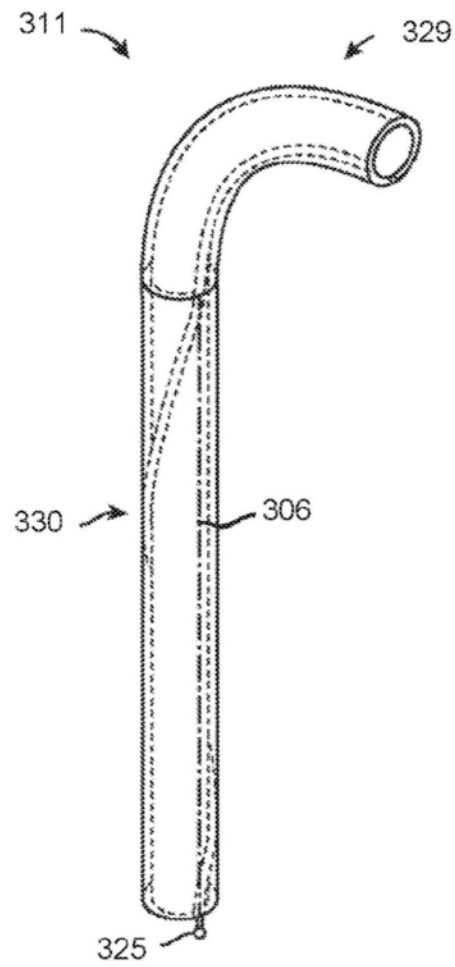


图3G

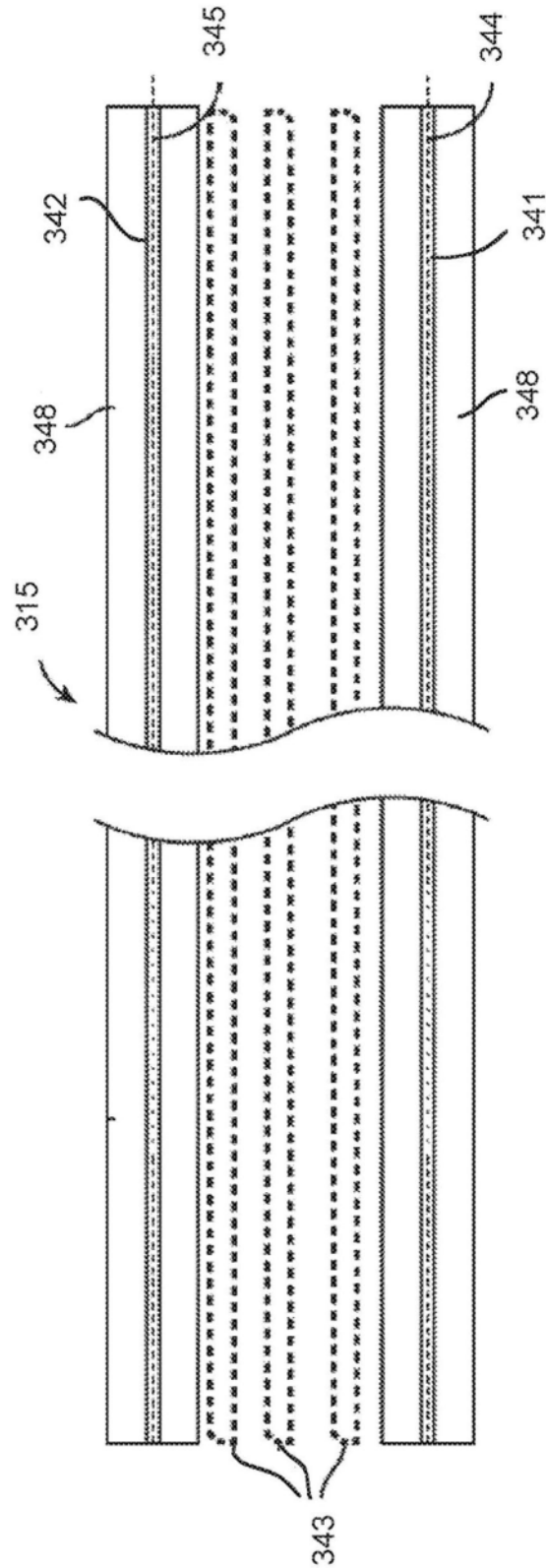


图3H

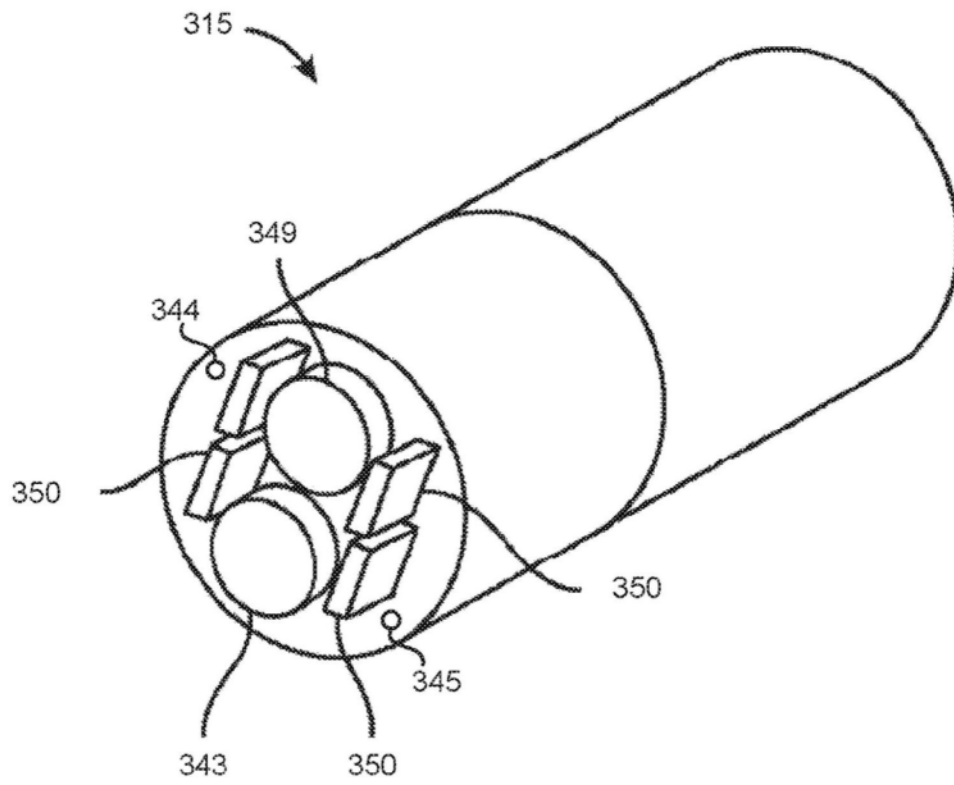


图3I

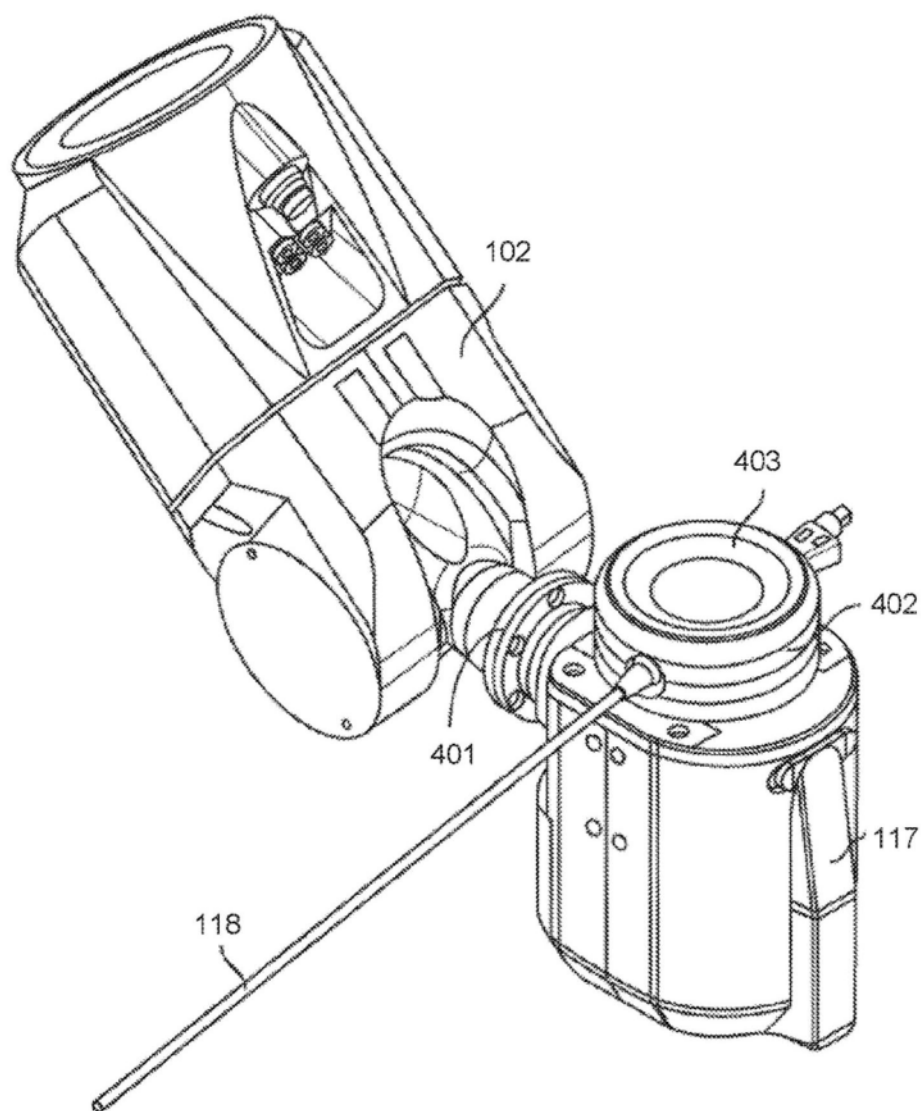


图4A

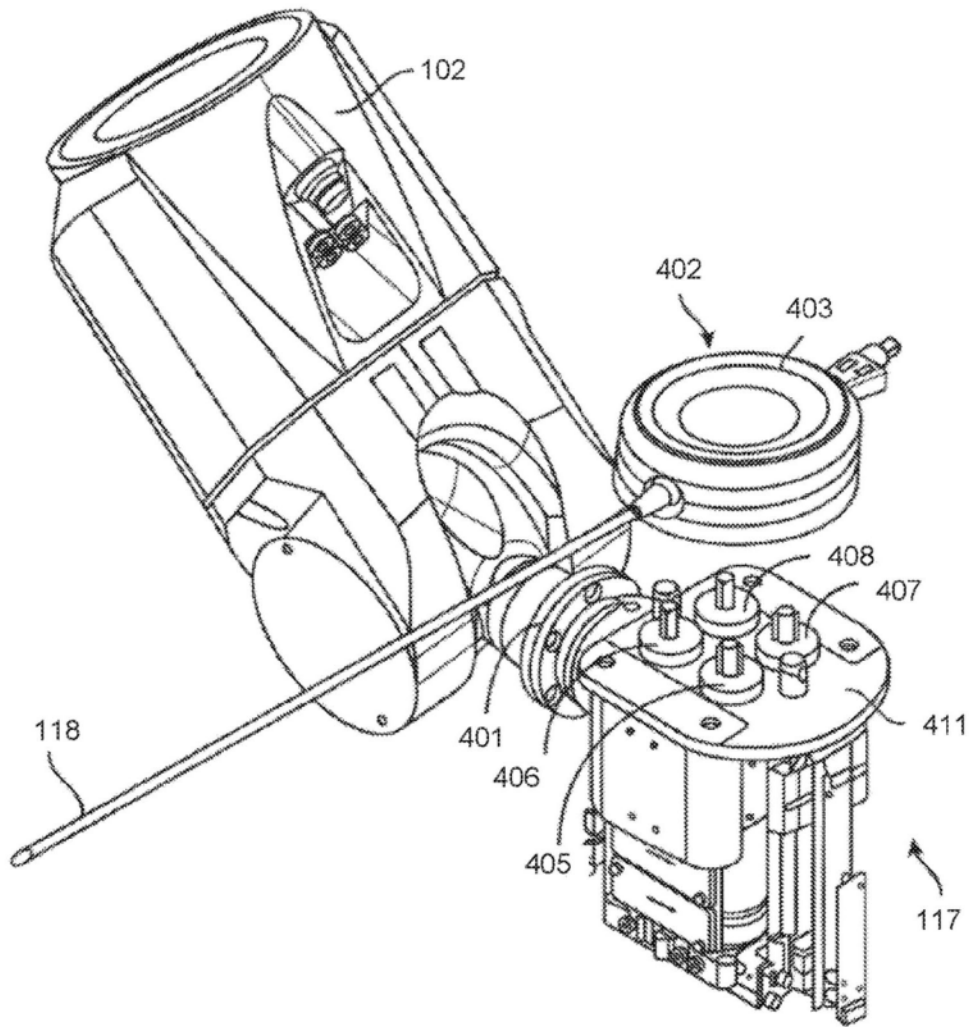


图4B

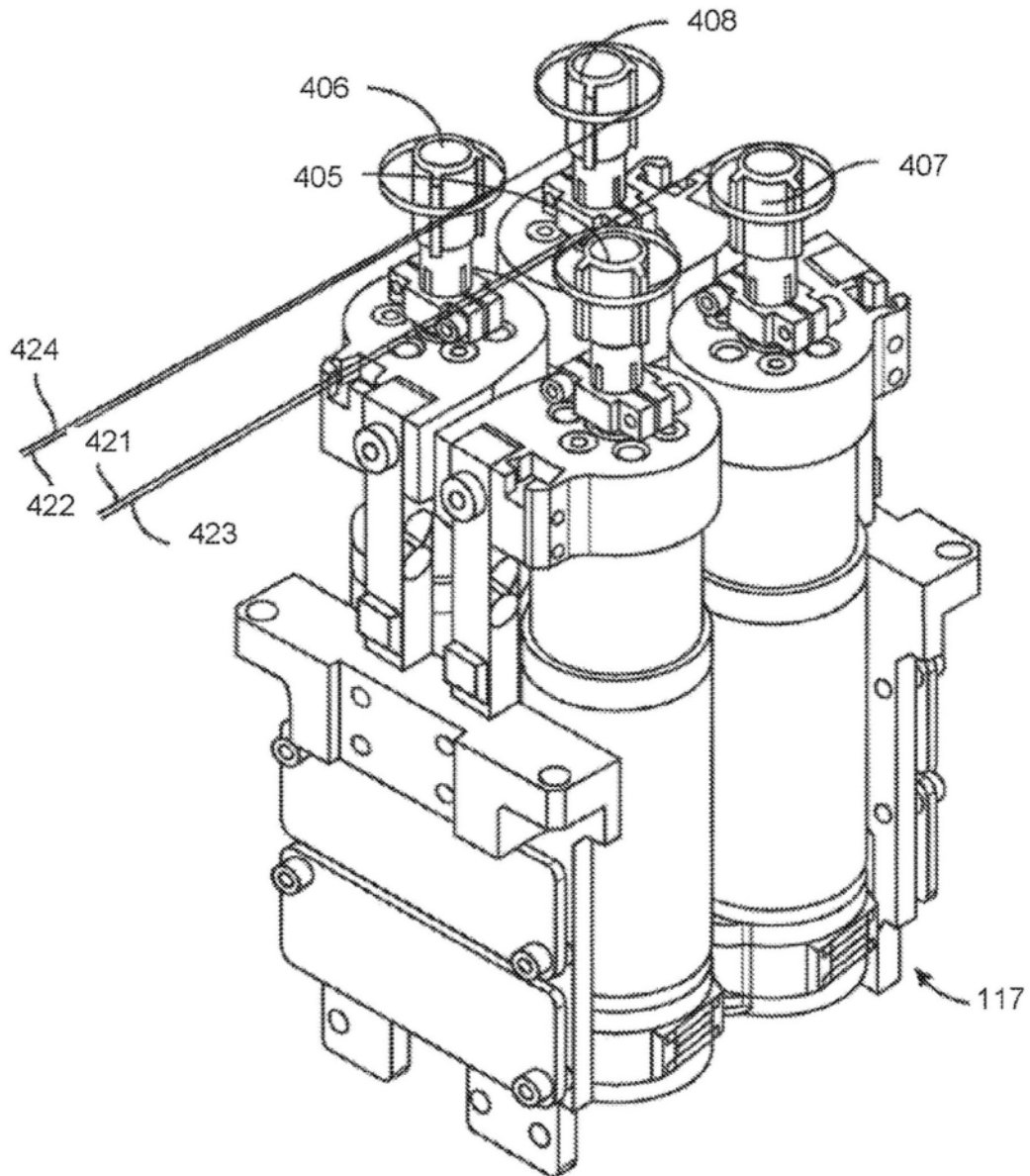


图4C

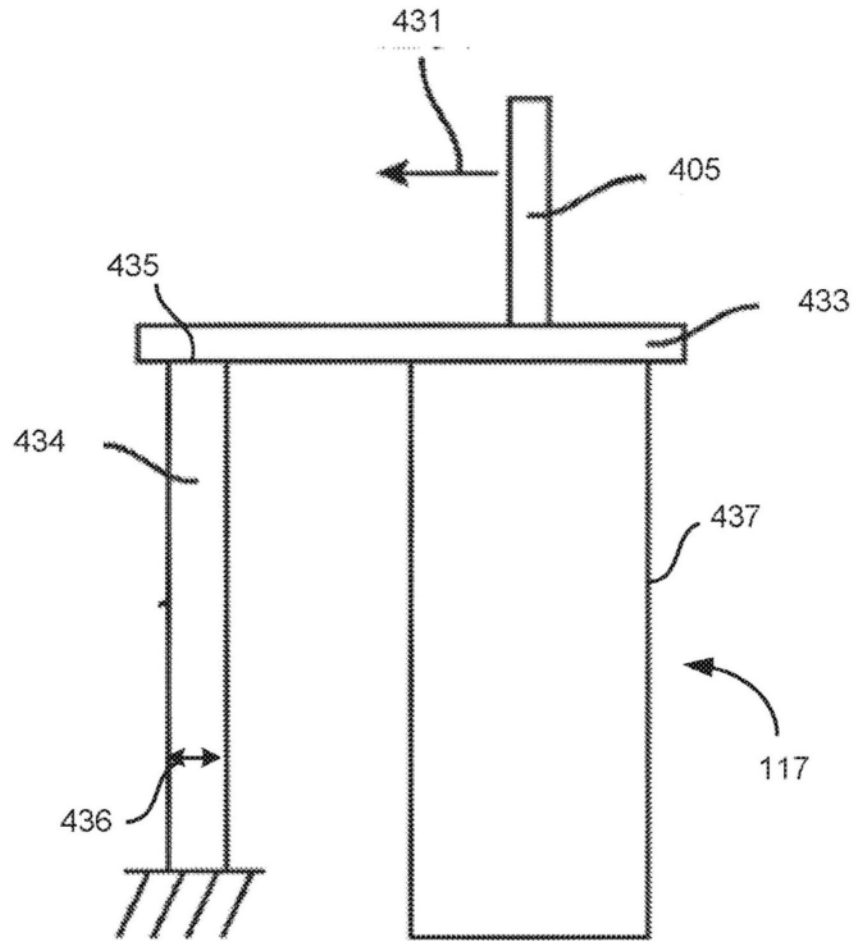


图4D

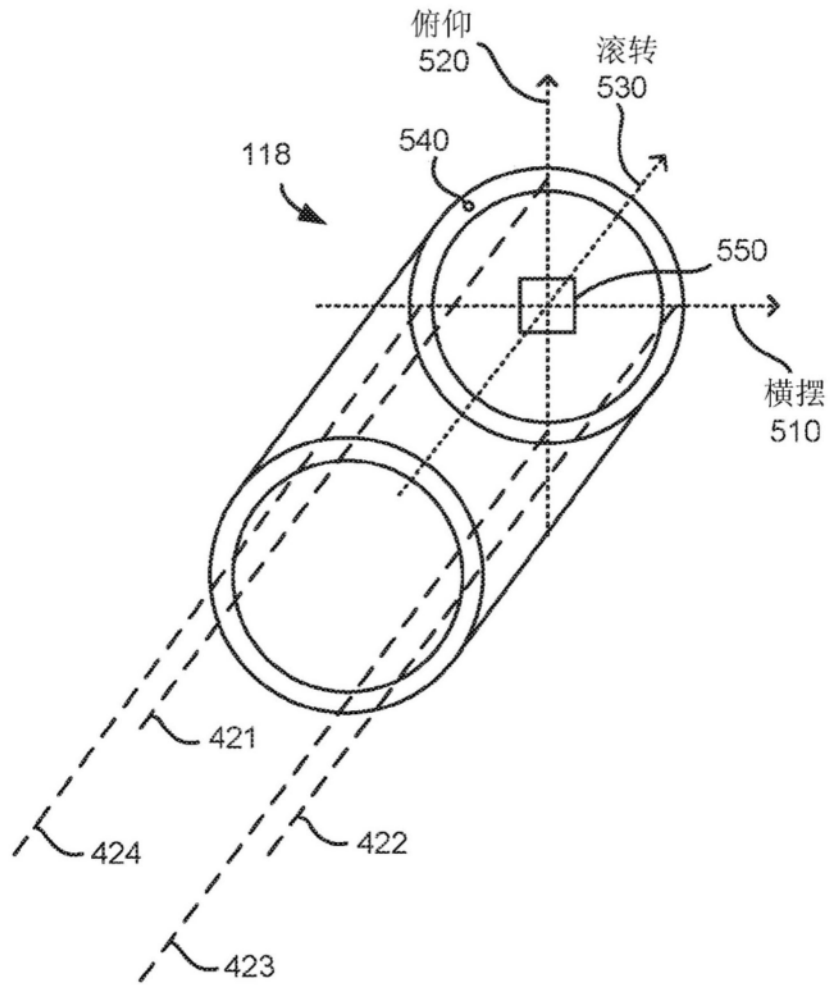


图5A

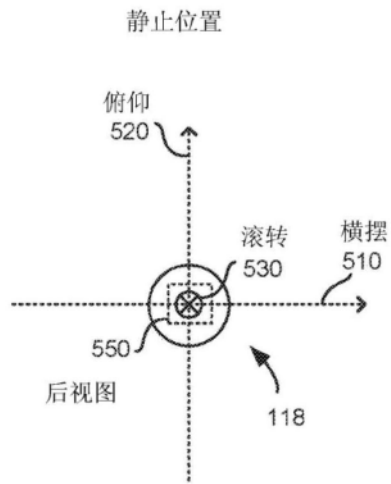


图5B

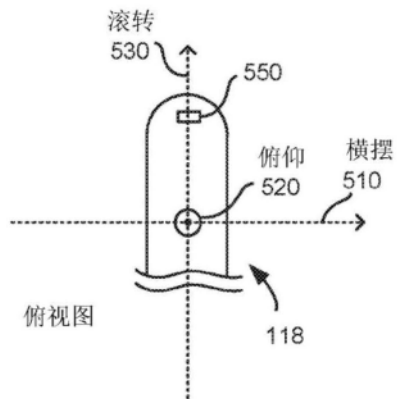


图5C

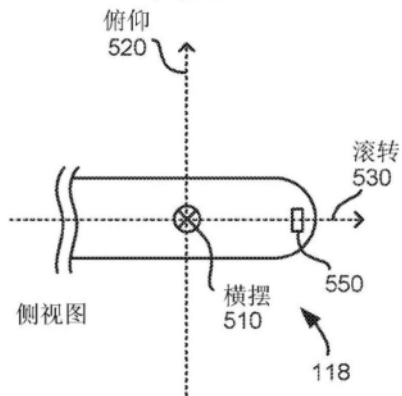


图5D

沿正俯仰方向关节运动至90度的目标偏转
正俯仰方向上的非理想偏移

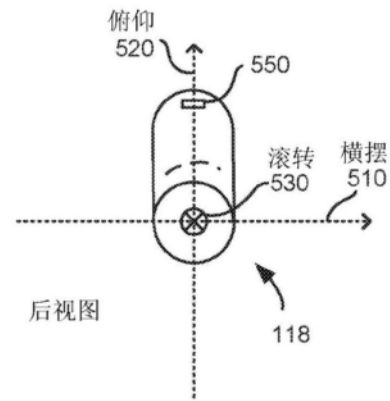


图5E

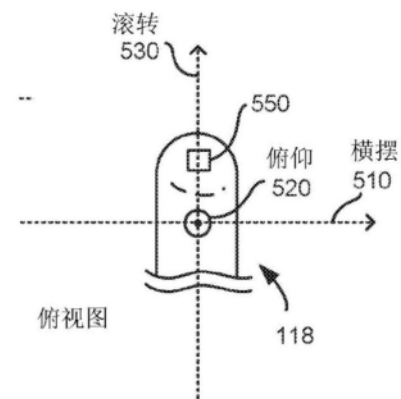


图5F

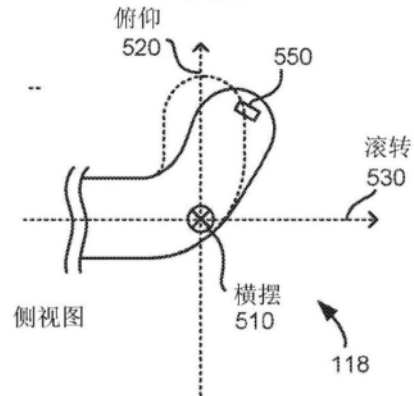


图5G

沿正俯仰方向关节运动至90度的目标偏转

正横摆方向上的另外的非理想偏移

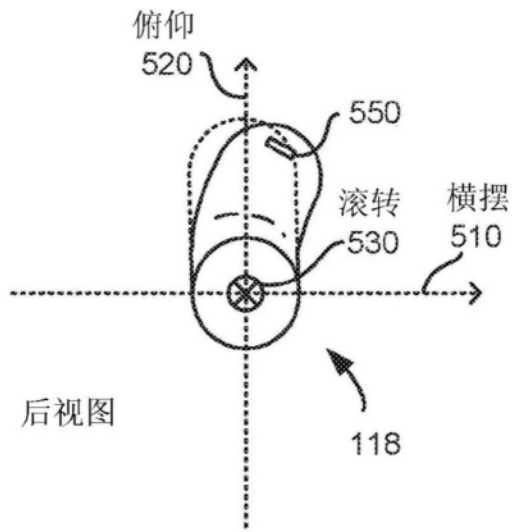


图5H

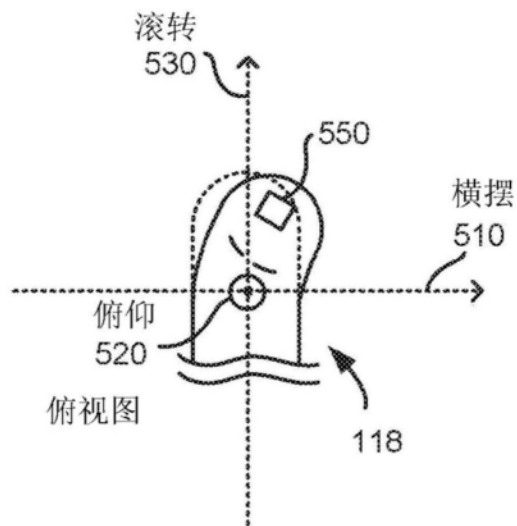


图5I

静止位置

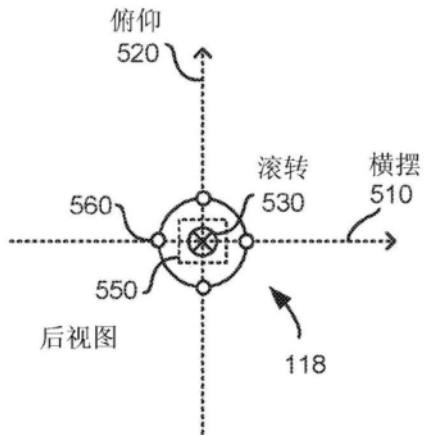


图5J

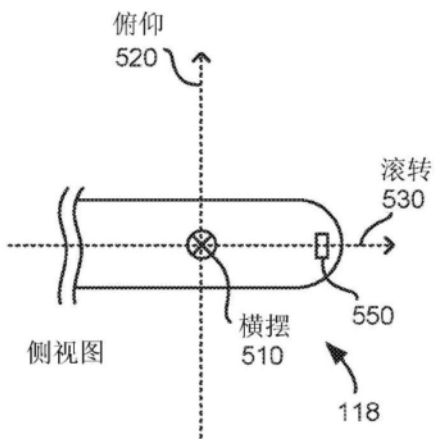


图5K

沿正俯仰方向关节运动至90度的
目标偏转

滚转方向上的非理想偏移

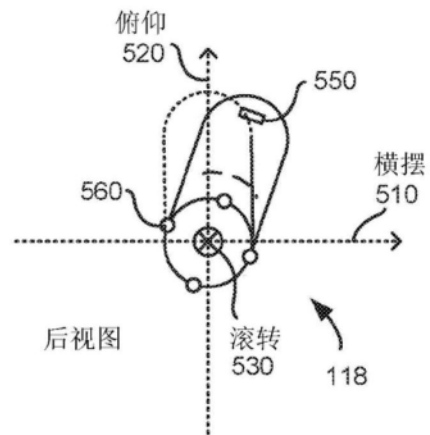


图5L

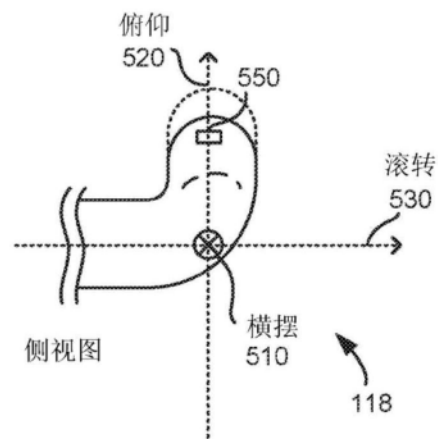


图5M

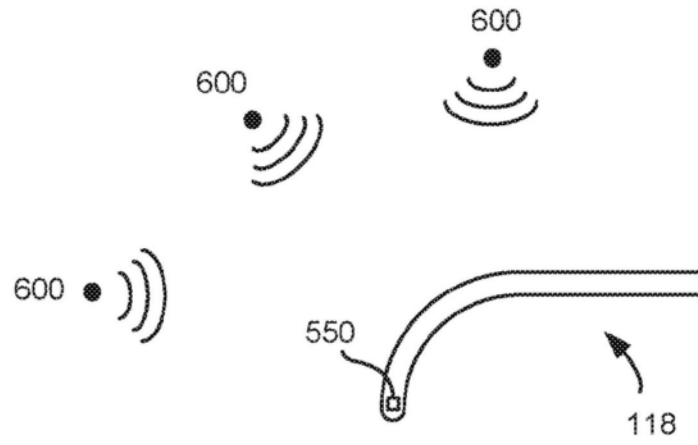


图6A

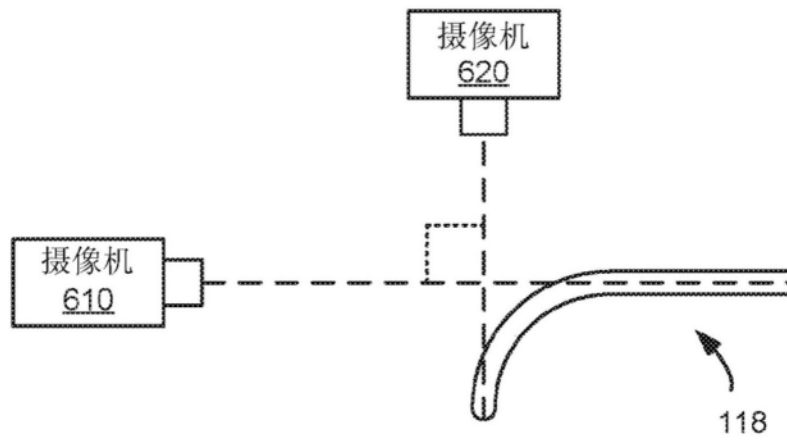


图6B

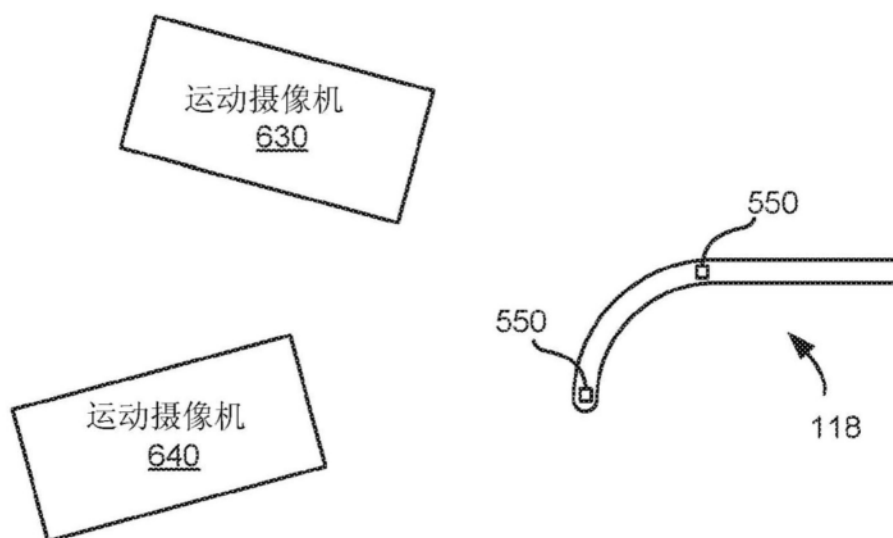


图6C

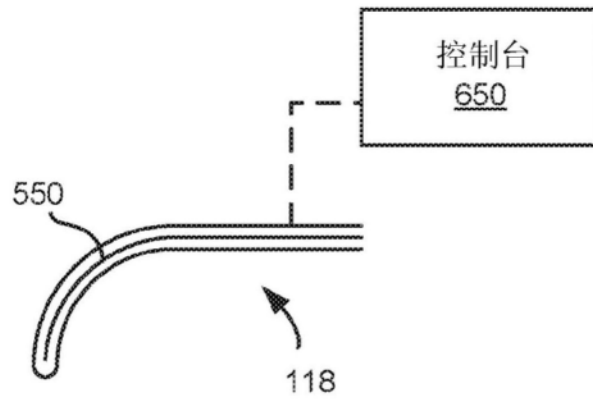


图6D

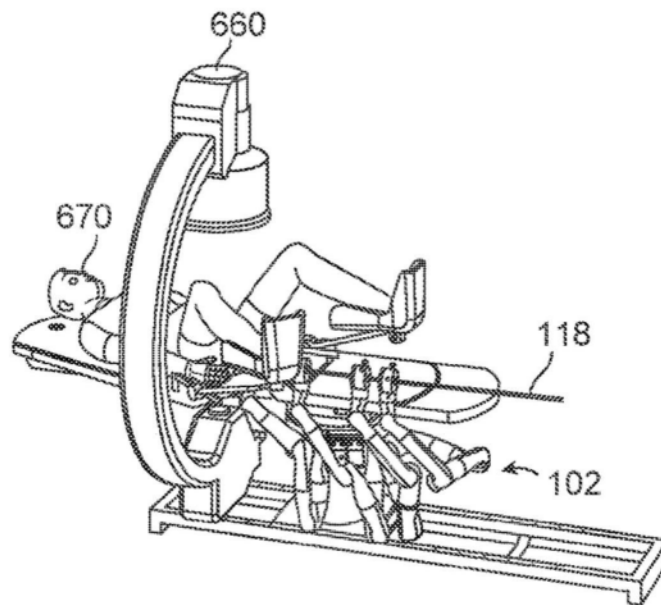


图6E

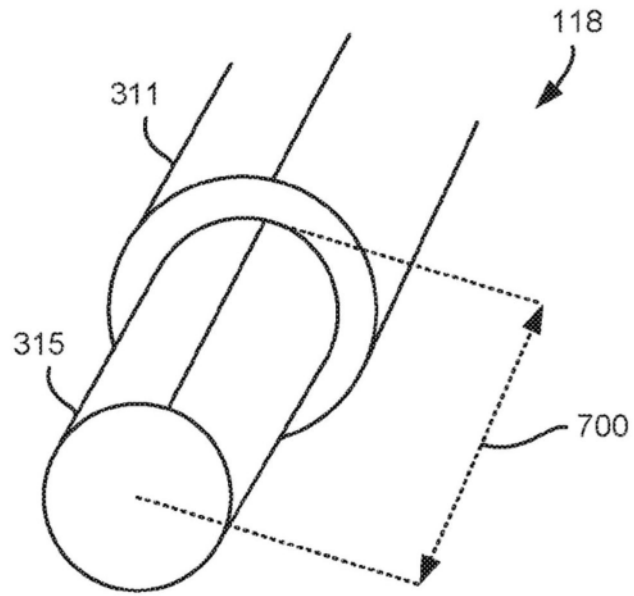


图7A

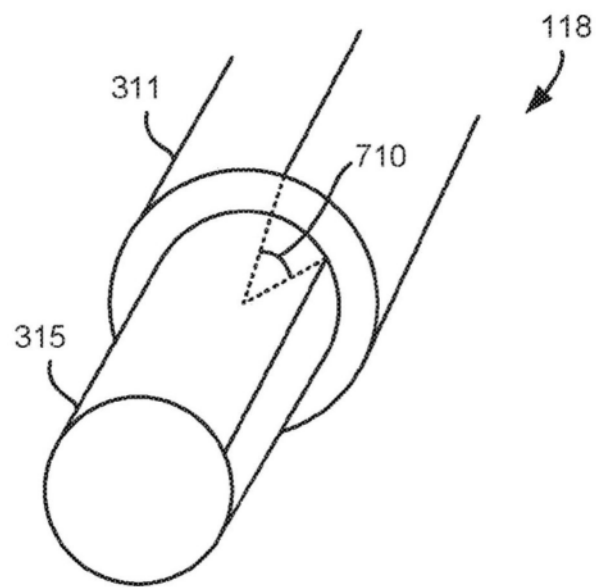


图7B

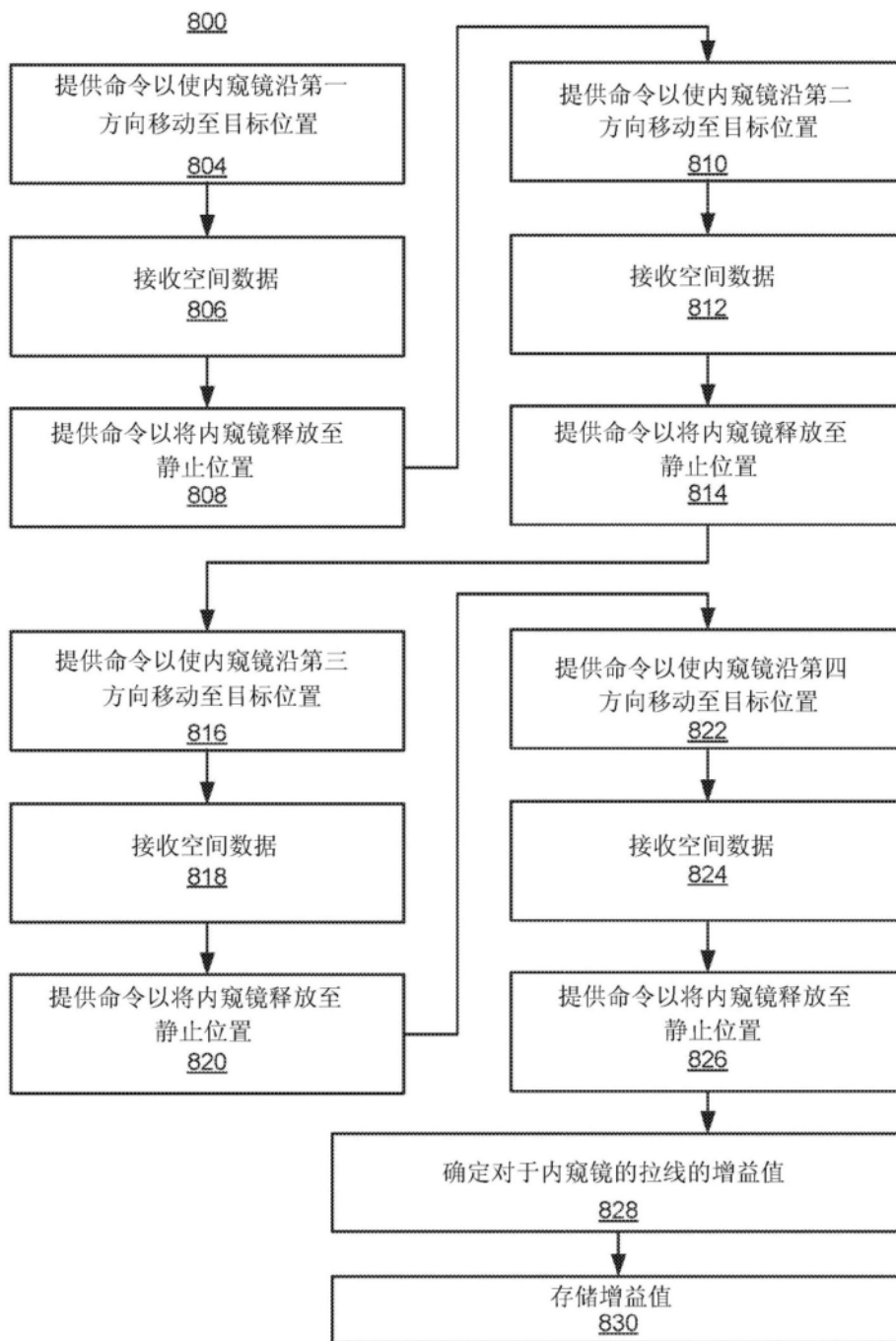


图8A

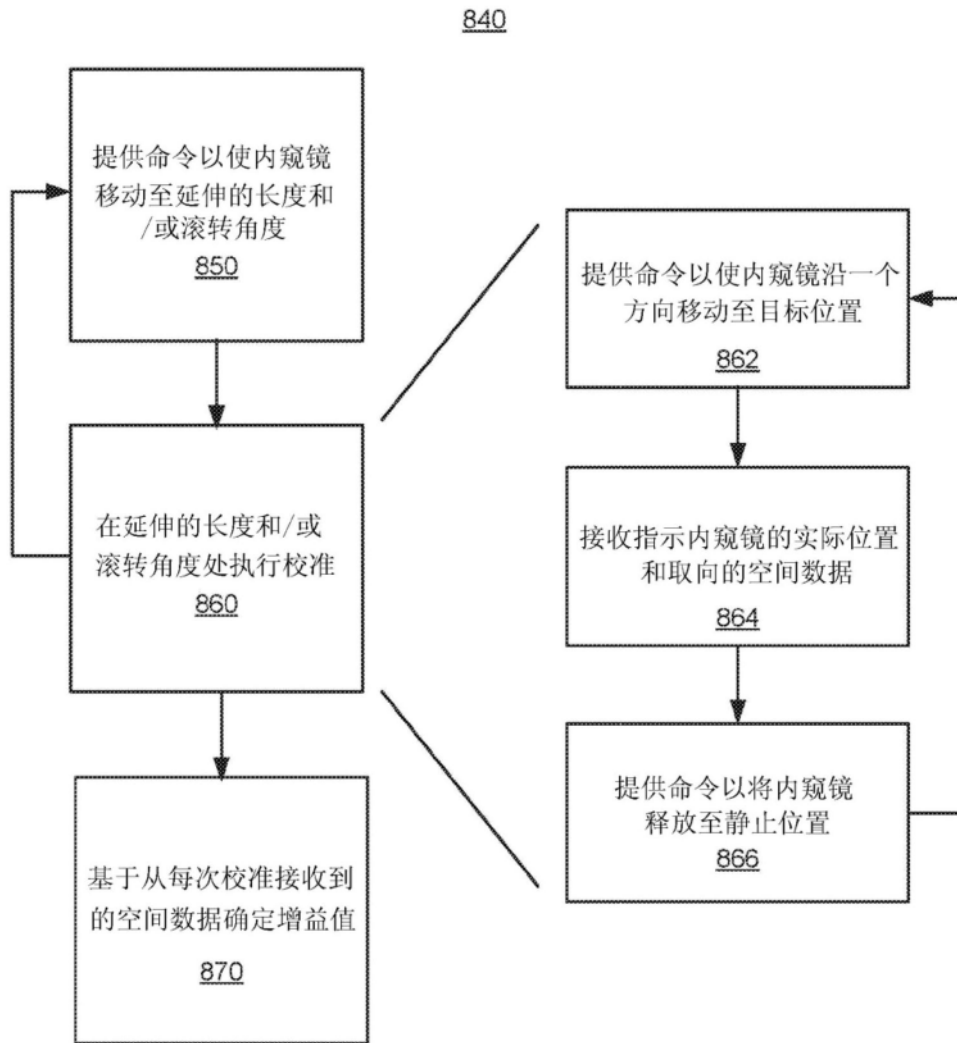


图8B

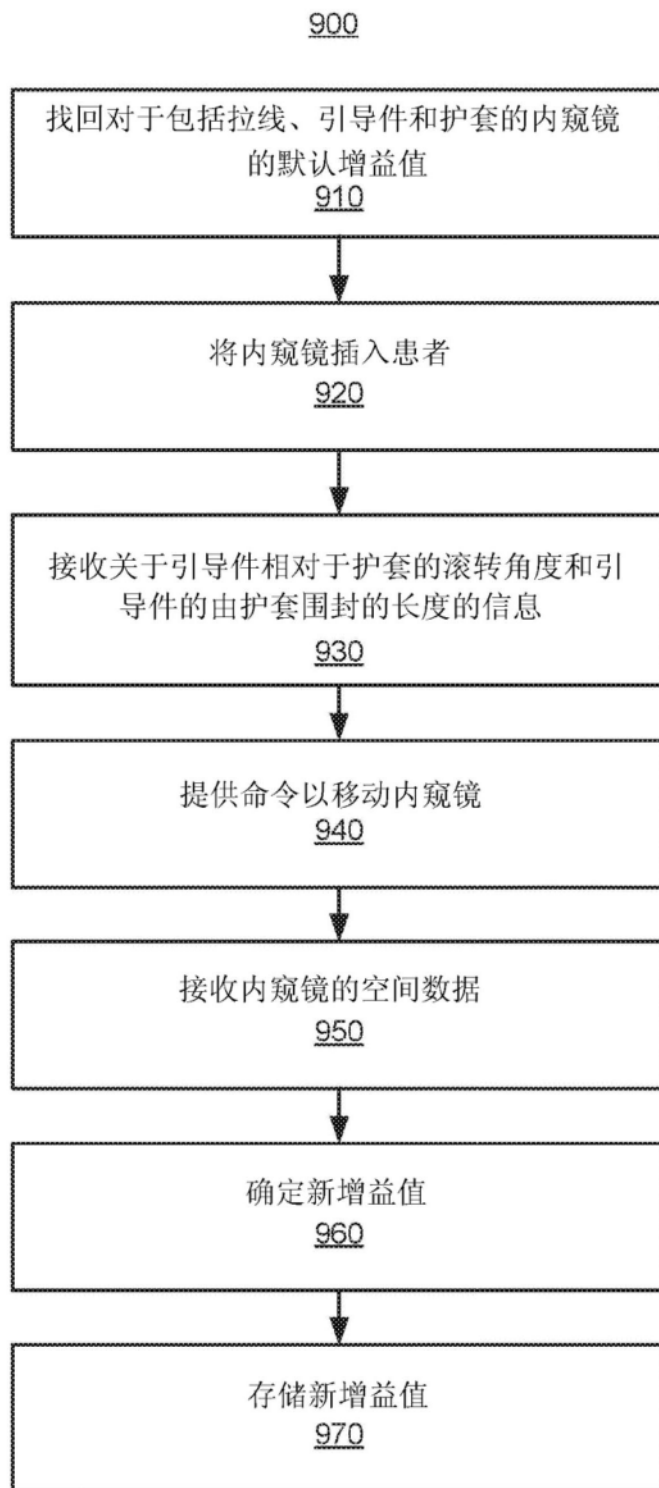


图9