



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111386086 A

(43)申请公布日 2020.07.07

(21)申请号 201880073389.9

S·B·乔尔 W·B·沃尔特斯

(22)申请日 2018.11.13

(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245

(30)优先权数据

62/585,922 2017.11.14 US

代理人 李艳兵

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.05.13

(51)Int.Cl.

A61B 90/70(2006.01)

A61B 1/12(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/060796 2018.11.13

A61M 25/00(2006.01)

A61M 3/02(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/099396 EN 2019.05.23

(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 J·A·坎普 F·巴巴格力

J·R·卡罗尔 V·多文戴姆

L·S·高登 R·L·施勒辛格

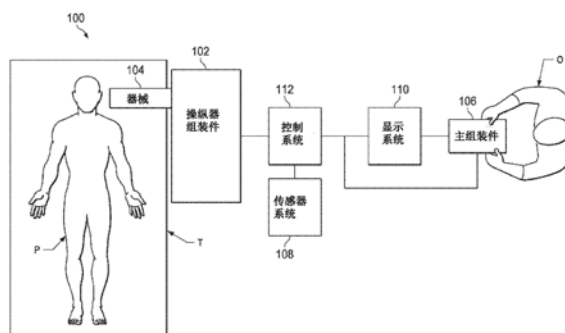
权利要求书2页 说明书14页 附图11页

(54)发明名称

清洁内窥镜器械的系统和方法

(57)摘要

本发明描述了一种用于控制流体输送至导管的方法,包括用流体将具有已知尺寸的储存器填充到具有初始流体压力的体积,并将流体的释放流体体积从储存器释放到导管。该方法还包括测量排放流体体积并基于释放流体体积和排放流体体积确定通过导管的排出流体体积。



1. 一种用于控制至导管的流体输送的方法,所述方法包括:
用流体将具有已知大小的储存器充注到具有初始流体压力的体积;
将所述流体的释放流体体积从所述储存器释放至所述导管;
测量排放流体体积;以及
根据所述释放流体体积和所述排放流体体积,确定通过所述导管的排出流体体积。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所排出流体体积具有大气压。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中,将所述流体的至少一部分从所述储存器释放到所述导管包括:启动阀门达经校准以与预期排出体积相对应的持续时间。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中,将所述流体从所述储存器释放到所述导管包括:启动使所述释放流体体积通过的阀门。
5. 根据权利要求4所述的方法,其中,所述排放流体体积通过所述阀门。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中,将所述流体的释放流体体积从所述储存器释放到所述导管包括将所述流体通过限流器。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中,进一步包括:
根据所述初始流体压力和释放所述释放流体体积后的所述储存器内的最终流体压力确定来自所述储存器的所述释放流体体积。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中,进一步包括:
确定所述排出流体体积是否超过阈值。
9. 根据权利要求8所述的方法,其中,进一步包括:
如果所述排出流体体积超过所述阈值,提供警告指示。
10. 根据权利要求8所述的方法,其中,进一步包括:
如果所述排出流体体积超过所述阈值,防止从所述储存器释放额外的流体体积。
11. 根据权利要求8所述的方法,其中,进一步包括:
响应于确定在释放所述释放流体体积后所述导管内的器械已经被移动,释放第二释放流体体积并且确定第二排出流体体积。
12. 一种用于控制至导管的流体输送的系统,所述系统包括:
流体储存器,其具有已知尺寸并且用流体充注到具有初始流体压力的初始已知流体体积;
在所述流体储存器和所述导管之间耦接的阀门系统;
排放口;
耦接在所述阀门系统和所述排放口之间的流量传感器;以及
控制系统,其包括一个或多个处理器,所述控制系统配置为:
启动所述阀门系统以将所述流体的释放流体体积从所述流体储存器释放到所述导管;
用所述流量传感器测量通过排放口的排放流体体积;以及
根据所述释放流体体积和所述排放流体体积,确定通过所述导管排出的流体的排出流体体积。
13. 根据权利要求12所述的系统,其中,启动所述阀门系统包括打开所述阀门系统达经校准以与预期排出体积相对应的持续时间。
14. 根据权利要求12所述的系统,其中,所述排放流体体积通过所述阀门系统。

15. 根据权利要求12所述的系统,其中,所述阀门系统包括至少两个阀门。
16. 根据权利要求12所述的系统,其中,所述阀门系统包括构造成用作三通阀的阀门。
17. 根据权利要求12所述的系统,还包括耦接在所述流体储存器和所述阀门系统之间的限流器,其中所述限流器限制所述释放流体体积。
18. 根据权利要求12所述的系统,其中,所述控制系统进一步配置为:
根据所述初始已知流体体积、所述初始流体压力和所述流体储存器内释放所述释放流体体积后的最终流体压力,确定所述释放流体体积。
19. 根据权利要求12所述的系统,其中,所述控制系统进一步配置为:
确定所述排出流体体积是否超过或低于阈值。
20. 根据权利要求19所述的系统,其中,所述控制系统进一步配置为:
如果所述排出流体体积超过所述阈值,提供警告指示。
21. 根据权利要求19所述的系统,其中,所述控制系统进一步配置为:
如果所述排出流体体积超过所述阈值,防止从所述流体储存器释放额外的流体体积。
22. 根据权利要求19所述的系统,其中,所述控制系统进一步配置为:
响应于确定在释放所述释放流体体积之后器械已经在所述导管中移动,释放第二释放流体体积并确定第二排出流体体积。

清洁内窥镜器械的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求获得2017年11月14日提交的美国临时申请62/585922的权益,该申请通过引用并入本申请的全部内容。

技术领域

[0003] 本发明涉及用于控制可操纵细长设备的系统和方法。

背景技术

[0004] 微创医疗技术旨在减少医疗程序中受损组织的数量,从而减少患者的康复时间、不适和有害副作用。这种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。通过这些自然的孔口或切口,操作者可以插入微创医疗工具,以达到目标组织位置。微创医疗工具包括治疗、诊断、活检和外科手术器械。微创医疗工具也可以包括成像器械,如内窥镜器械。成像器械为用户提供了患者解剖结构内的视野。一些微创医疗工具和成像器械可以是远程操作或计算机辅助的。为了提供清晰的视野,成像器械应无碎片或其他妨碍视线的物质。在将成像器械插入患者解剖结构时,需要对成像器械进行清洗的系统和方法。

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,用于控制向导管的流体输送的方法包括:在初始流体压力下向已知尺寸的储存器充入流体至一定体积,并将所需释放流体体积的流体从储存器释放至导管。该方法还包括测量排放流体体积,并基于释放流体体积和排放流体体积确定通过导管的排出流体体积。

[0007] 根据一些实施例,用于控制向导管的流体输送的系统包括流体储存器和阀门系统,该流体储存器具有已知大小并且在初始流体压力下充入流体至初始已知流体体积,以及阀门系统耦接在流体储存器和导管之间。该系统还包括排放口,耦接在阀门系统和排放口之间的流量传感器以及包括一个或多个处理器的控制系统。控制系统被配置为启动阀门系统以将释放流体体积流体从流体储存器释放到导管,利用流量传感器测量通过排放口的排放流体体积,并根据释放流体体积和排放流体体积来确定通过导管排出的排出流体体积。

[0008] 应当理解,上述概述和以下详细描述都是示例性的和解释性的,旨在提供对本发明的理解,而不限本发明的范围。在这方面,本发明的附加方面、特征和优点对于本领域技术人员来说将从以下详细描述中显而易见。

[0009] 附图的简要说明

[0010] 图1是根据一些实施例的远程操作医疗系统的简化图。

[0011] 图2A是根据一些实施例的医疗器械系统的简化图。

[0012] 图2B是根据一些实施例的具有延伸医疗工具的医疗器械的简化图。

[0013] 图3A和图3B是根据一些实施例的包括安装在插入组装件上的医疗器械的患者坐标空间的侧视图的简化图。

[0014] 图4是成像器械的远端的横截面图,该成像器械位于导管的远端内以便形成流体分配路径。

[0015] 图5示出了根据一些实施例的流体输送系统。

[0016] 图6示出了根据一些实施例的医疗器械系统。

[0017] 图7示出了图5的流体输送系统的流体储存器中的压力变化的曲线图。

[0018] 图8示出了控制流体向医疗器械的输送的方法。

[0019] 图9示出了跟踪流体排出体积的方法。

[0020] 图10示出了评估成像器械在细长的柔性引导器械内的安置的方法。

[0021] 图11示出了根据一些实施例的流体输送系统。

[0022] 通过参考下面的详细描述,将最好理解本发明的实施例及其优点。应当理解,类似的附图标记用于识别一个或多个附图中所示的类似元件,其中所示是为了说明本发明的实施例,而不是为了限制相同的实施例。

[0023] 详细说明

[0024] 在下面的描述中,阐述了描述与本发明一致的一些实施例的具体细节。为了提供对实施例的透彻理解,阐述了许多具体细节。然而,对于本领域技术人员来说,显而易见的是,在没有这些特定细节的部分或全部的情况下,可以实践一些实施例。本文所发明的具体实施例是说明性的,但不是限制性的。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也在本发明的范围和精神内。此外,为了避免不必要的重复,与一个实施例相关联地示出和描述的一个或多个特征可以并入其他实施例,除非另有特别说明或者如果一个或多个特征将使一个实施例不起作用。

[0025] 在一些情况下,没有详细描述众所周知的方法、程序、组件和电路,以免不必要地混淆实施例的各个方面。

[0026] 本发明根据三维空间中的状态描述了各种器械和器械的部分。如本文中所使用的,术语“方位”是指对象或对象的一部分在三维空间中(例如,沿着笛卡尔x,y和z坐标的三个平移自由度)的位置。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、俯仰和横摆)。如本文所使用的,术语“姿势”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(最多六个自由度)中的取向。如本文所使用的,术语“形状”是指沿着对象测量的一组姿势、方位或取向。

[0027] 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可适合用于例如外科、诊断、治疗或活检程序中。虽然本文提供了关于这些程序的一些实施例,但是对医疗或外科手术器械以及医疗或外科手术方法的任何参考都是非限制性的。本文所描述的系统、器械和方法可用于动物、人体尸体、动物尸体、人体或动物解剖结构的部分、非外科手术诊断、以及工业系统和通用机器人或远程操作系统。

[0028] 如图1所示,医疗系统100通常包括远程操作操纵器组装件102,用于操作医疗器械104以对患者P执行各种程序。远程操作操纵器组装件102安装在手术台T上或其附近。主组

装件106允许操作者O(例如,外科医生、临床医生或医生,如图1所示)查看介入部位并控制远程操作操纵器组装件102。

[0029] 主组装件106可以位于通常与手术台T位于同一房间的操作者控制台处,例如位于患者P所在的手术台的侧面。然而,应当理解,操作者O可以位于与患者P不同的房间或完全不同的建筑物中。主组装件106通常包括一个或多个控制设备,用于控制远程操作操纵器组装件102。控制设备可以包括任意数量的各种输入设备,例如操纵杆、轨迹球、数据手套、触发枪、手动控制器、语音识别设备、身体运动或存在传感器等。为了向操作者O提供直接控制器械104的强烈感觉,控制设备可以具有与相关医疗器械104相同的自由度。以这种方式,控制设备向操作者O提供远程呈现或控制设备与医疗器械104集成在一起的感觉。

[0030] 在一些实施例中,控制设备可以比相关的医疗器械104具有更多或更少的自由度,并且仍然向操作者O提供远程呈现。在一些实施例中,控制设备可以任选地是以六个自由度移动的手动输入设备,其还可以包括用于致动器械的可致动手柄(例如,用于闭合抓握钳口、向电极施加电势、递送药物治疗等)。

[0031] 远程操作操纵器组装件102支持医疗器械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,通常被称为装配结构)以及远程操作操纵器。远程操作操纵器组装件102任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。致动器任选地包括驱动系统,当该驱动系统耦接到医疗器械104时,其可将医疗器械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,其中可以包括三个线性运动自由度(例如,沿X、Y、Z笛卡尔坐标轴的线性运动)和三个旋转运动自由度(例如,围绕X、Y、Z笛卡尔坐标轴的旋转)。此外,致动器可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/或类似设备的钳口中。致动器方位传感器(诸如解析器、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。该方位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具有用于接收关于远程操作操纵器组装件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:方位/位置传感器系统(例如,电磁(EM)传感器系统);用于确定沿着可组成医疗器械104的柔性主体的远端和/或一个或多个节段的方位、取向、速度、速率、姿势和/或形状的形状传感器系统;和/或用于从医疗器械104的远端采集图像的成像系统。

[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的子系统生成的手术部位和医疗器械104的图像或表示。显示系统110和主组装件106可以被定向,使得操作者O能够在远程呈现的感知的情况下控制医疗器械104和主组装件106。

[0034] 在一些实施例中,医疗器械104可以包括成像系统的组件(在下面更详细地讨论),它可以包括成像范围组装件或成像器械,其记录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(例如显示系统110的一个或多个显示器)将图像提供给操作者或操作者O。并发图像可以是,例如,由位于手术部位内的成像器械捕获的二维或三维图像。在一些实施例中,成像系统包括可整体地或可移除地耦接到医疗器械104的内窥镜成像器械组件。然而,在一些实施例中,附接到单独操纵器组装件的单独内窥镜可与医疗器械104一起用于手术部位成像。在一些例子中,如下所述,当一个或多个透镜被成像器械远端

遇到的液体和/或其他材料部分和/或完全遮挡时,成像器械单独或与医疗器械104的其他组件组合可包括用于清洁成像器械的一个或多个透镜的一个或多个机构。在一些示例中,一个或多个清洁机构可任选地包括空气和/或其他气体输送系统,其可用于发射一股空气和/或其他气体以将一个或多个透镜吹干净。在2016年8月11日提交的公开“Systems and Methods for Cleaning an Endoscopic Instrument”的国际公开号W0/2016/025465中;在2017年3月5日提交的公开“Devices, Systems, and Methods Using Mating Catheter Tips and Tools”的美国专利申请15/508923中;以及2017年2月13日提交的公开“Systems and Methods for Cleaning an Endoscopic Instrument”的美国专利申请15/503589中都详细地公开了一种或多种清洁机构的示例,这些专利中的每一个都通过引用完整地并入本文中。成像系统可以被实现为硬件、固件、软件或与一个或多个计算机处理器交互或以其他方式被执行的组合,该计算机处理器可以包括控制系统112的处理器。

[0035] 显示系统110还可以显示由成像系统捕获的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和主组装件106的控件,使得医疗器械的相对方位类似于操作者0的眼睛和手的相对方位。以这种方式,操作者0可以操纵医疗器械104和手控件,如同在基本上真实存在的情况下观看工作空间一样。真实存在是指图像的呈现是真实的透视图像,其模拟物理上操作医疗器械104的操作者的视角。

[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、超声波、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射线成像等)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的目的,显示系统110可以显示虚拟导航图像,其中医疗器械104的实际位置用术前或并发图像/模型配准(即,动态参考)。这样做可以从医疗器械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,该视角可以来自医疗器械104的尖端。医疗器械104的尖端和/或其他图形或字母数字指示器的图像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在虚拟图像中可能不可见。

[0038] 在一些实施例中,显示系统110可以显示虚拟导航图像,其中医疗器械104的实际位置用术前或并发图像配准,以从外部角度向操作者0呈现外科手术部位内医疗器械104的虚拟图像。医疗器械104的一部分或其它图形或字母数字指示器的图像可以叠加在虚拟图像上,以帮助操作者0控制医疗器械104。如本文所述,数据点的可视表示可以呈现给显示系统110。例如,测量的数据点、移动的数据点、配准的数据点和本文描述的其他数据点可以以可视表示方式显示在显示系统110上。数据点可以通过显示系统110上的多个点或圆点可视地表示在用户界面上,或作为渲染模型(例如基于数据点集创建的网格或线模型)可视表示在用户界面上。在一些示例中,可以根据数据点表示的数据对数据点进行颜色编码。在一些实施例中,在每个处理操作被实现以改变数据点之后,可以在显示系统110中刷新视觉表示。

[0039] 远程操作医疗系统100也可以包括控制系统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(未显示),用于在医疗器械104、主组装件106、传感器系统108

和显示系统110之间进行控制。控制系统112还包括编程的指令(例如,存储指令的非暂时性机器可读介质),以实现根据本文公开的方面描述的一些或全部方法,包括用于向显示系统110提供信息的指令。尽管在图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,其中一部分处理电路可选地在远程操作操纵器组装件102上或在其附近执行,另一部分处理电路在主组装件106上执行,等等。控制系统112的处理器可以执行指令,该指令包括与在本文公开并在下面更详细描述的过程相对应的指令。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,被编程的指令可以被实现为多个单独的程序或子例程,或者它们可以被集成到本文所述的远程操作系统的许多其他方面。在一个实施例中,控制系统112支持诸如蓝牙、IrDA、HomeRF、IEEE 802.11、DECT和无线遥测的无线通信协议。

[0040] 在一些实施例中,控制系统112可以接收来自医疗器械104的力和/或扭矩反馈。响应于该反馈,控制系统112可以将信号发送至主组装件106。在一些示例中,控制系统112可以发送指示远程操作操纵器组装件102的一个或多个执行器移动医疗器械104的信号。医疗器械104可以通过患者P体内的开口延伸到患者P体内的内部外科手术部位。可使用任何合适的常规和/或专用致动器。在一些示例中,一个或多个致动器可以与远程操作操纵器组装件102分离或集成。在一些实施例中,一个或多个致动器和远程操作操纵器组装件102被设置为位于患者P和手术台T附近的远程操作推车的一部分。

[0041] 控制系统112可以可选地进一步包括虚拟可视化系统,以在图像引导的外科手术程序中控制医疗器械104时向操作者O提供导航辅助。使用虚拟可视化系统的虚拟导航可以参考所获得的术前或术中解剖通道数据集。虚拟可视化系统处理使用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、纳米管X射线成像等成像技术成像的外科手术部位图像。可以与手动输入结合使用的软件用于将记录的图像转换为部分或整个解剖器官或解剖区域的分段的二维或三维复合表示。图像数据集与复合表示相关联。复合表示和图像数据集描述了通道的各种位置和形状及其连通性。在临床程序中,可以在术前或术中记录用于生成复合图像。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)或标准表示与患者特定数据的混合。复合表示和由该复合表示生成的任何虚拟图像可以表示在一个或多个运动阶段(例如,在肺的吸气/呼气周期期间)中的可变形解剖区域的静态姿态。

[0042] 在虚拟导航程序中,传感器系统108可用于计算医疗器械104相对于患者P的解剖结构的大概位置。该位置可用于生成患者P的解剖结构的宏观(外部)跟踪图像和患者P的解剖结构的虚拟内部图像。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,以将医疗实施方式和术前记录的外科手术图像(例如,来自虚拟可视系统的那些已知图像)配准或一起显示。例如,通过引用整体并入本文的美国专利申请No.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”)公开一个这样的系统。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),例如照明系统、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远程操作操纵器组装件和/或一个以上的主组装件。远程操作操纵器组装件的确切数量将取决于外科手术程序和手术室内的空间限制以及其他因素。主组装件106可以并

置,或者它们可以位于分开的位置。多个主组装件允许多于一个操作者以各种组合方式控制一个或多个远程操作操纵器组装件。

[0043] 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可以在用远程操作系统医疗系统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查程序或涉及传统的手动医疗器械的程序,例如内窥镜检查。可选地,医疗器械系统200可以用于收集(即,测量)与患者(例如患者P)的解剖通道内的位置相对应的一组数据点。

[0044] 医疗器械系统200包括耦接到驱动单元204的细长设备202,例如柔性导管。细长设备202包括具有近端217和远端或尖端部分218的柔性体216。在一些实施例中,柔性体216具有约3mm的外径。其他柔性体外径可以更大或更小。

[0045] 医疗器械系统200还包括跟踪系统230,以通过使用一个或多个传感器和/或成像设备确定沿柔性体216的远端218和/或一个或多个区段224的方位、取向、速度、速率、姿势和/或形状,如下文进一步详细描述。柔性体216的在远端218和近端217之间的整个长度可以有效地分成区段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,则跟踪系统230可以可选地实现为硬件,固件,软件或其组合,该组合与一个或多个计算机处理器交互或以其他方式由其执行,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/或一个或多个区段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,设置在内部通道(未示出)内或外部安装)。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体216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)的光纤被用于提供结构在一个或多个维度上的应变测量。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方位的各种系统和方法,这些申请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,细长设备的形状可以使用其他技术来确定。例如,柔性体216的远端姿势的历史能够被用来重建柔性体216在该时段内的形状。在一些实施例中,跟踪系统230可以可选地和/或额外地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传感器系统的组件,其中该方位传感器系统220包括可经受外部产生的电磁场的一个或多个导电线圈。然后EM传感器系统的每个线圈然后产生感应电信号,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可以被配置并且被定位为测量六个自由度(例如,三个方位坐标X、Y、Z和三个取向角,以指示基点的俯仰、横摆和滚动)或五个自由度(例如,三个方位坐标X、Y、Z和两个取向角,以指示基点的俯仰和横摆)。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。

[0047] 在一些实施例中,跟踪系统230可以替代地和/或额外地依赖于针对器械系统的已知点沿着交替运动(例如呼吸)的周期所存储的历史姿势、方位或取向数据。该存储的数据可以被用来开发关于柔性体216的形状信息。在一些示例中,一系列方位传感器(未示出),例如与方位传感器220中的传感器类似的电磁(EM)传感器,可以沿着柔性体216进行定位,并且然后被用于形状感测。在一些示例中,在程序中从这些传感器中的一个或多个获取的历史数据可以用于表示细长设备202的形状,特别是在解剖通道通常是静态的情况下。

[0048] 柔性体216包括被设定尺寸和形状以接收医疗器械226的通道221。图2B是根据一些实施例的在医疗器械226被延伸的情况下的柔性体216的简化示意图。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能够通过柔性体216的通道221来展开,并且用在解剖结构内的目标位置处。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/或其他外科手术、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、电极等。其他末端执行器可以包括例如镊子、抓紧器、剪刀、施夹器等。其他末端执行器可以进一步包括电启动的末端执行器,诸如电外科电极、换能器、传感器等。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位置移除样本组织或采样细胞。医疗器械226也可与成像器械(例如,图像捕获探针)一起在柔性体216内使用。在各种实施例中,医疗器械226本身可以是成像器械(例如,图像捕获探针),其包括在柔性体216的远端218处或附近具有用于捕获图像(包括视频图像)的立体相机或单视场相机的远端部分,所述图像由成像系统231处理以供显示和/或提供给跟踪系统230以支持对远端218和/或一个或多个区段224的跟踪。成像器械可以包括耦接到照相机的电缆,用于传输捕获的图像数据。在一些示例中,成像器械可以是耦接到成像系统231的光纤束,诸如纤维镜。成像器械可以是单光谱的或多光谱的,例如采集在可见光、红外和/或紫外光谱中一个或多个光谱中的图像数据。医疗器械226可以从通道221的开口推进以执行该程序,然后在该程序完成时缩回到通道中。医疗器械226可从柔性体216的近端217或沿着柔性体216从另一可选器械端口(未示出)移除。

[0049] 另外地,医疗器械226还可容纳在其近端和远端之间延伸的电缆、联动装置或其他致动控制设备(未示出),以控制医疗器械226的弯曲远端。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,该专利文本通过引用整体并入本文。

[0050] 柔性体216还可以容纳在驱动单元204和远端218之间延伸以控制地(例如,通过远端218的虚线描述219显示的)弯曲远端218的电缆、联动装置或其他转向控制设备(未示出)。在一些示例中,使用至少四根电缆来提供独立的“上下”转向以控制远端218的俯仰,并提供“左右”转向以控制远端218的横摆。美国专利申请号13/274208(2011年10月14日申请)(公开了“Catheter with Removable Vision Probe”)中详细描述了可转向细长设备,其通过引用并入本文中。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(例如,致动器)并从中接收动力的驱

动输入。在一些实施例中,医疗器械系统200可包括用于手动控制医疗器械系统200的运动的抓握特征、手动致动器或其他组件。细长设备202可以是可转向的,或者可替代地,系统可以是不可转向的,而没有用于操作者控制远端218弯曲的集成机构。在一些示例中,在柔性体216的壁中限定了一个或多个管腔,通过该管腔可以将医疗器械部署并用于目标外科手术位置。

[0051] 在一些实施例中,医疗器械系统200可包括用于肺的检查、诊断、活检或治疗的柔性支气管器械,例如支气管镜或支气管导管。医疗器械系统200还适用于经由自然的或外科手术创建的连接通道导航和治疗在各种解剖系统(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/或类似系统)中的任何一种的其他组织。

[0052] 来自跟踪系统230的信息可以被发送到导航系统232,在导航系统232中,该信息与来自成像系统231和/或术前获得的模型的信息相结合,以向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可以利用方位信息作为反馈用于定位医疗器械系统200。在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”的第13/107,562号美国专利申请中提供了使用光纤传感器以将外科手术器械与手术图像配准且显示的各种系统,在此该专利通过引用全文而被并入本公开。

[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的远程操作操纵器组装件102可以由直接操作者控制来代替。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。

[0054] 图3A和图3B是根据一些实施例的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侧视图的简化示意图。如图3A和图3B所示,外科手术环境300包括患者P被定位在图1的手术台302上。从通过镇静、约束和/或其他手段来限制总体患者移动的意义讲,患者P在外科手术环境内可以是静止的。周期性解剖运动,包括患者P的呼吸和心脏运动,可以继续,除非要求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进行收集,并用该阶段标记和识别。在一些实施例中,可以从患者P收集的生理信息中推断出收集数据的阶段。在外科手术环境300内,点收集器械304被耦接到器械托架306。在一些实施例中,点收集器械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被安装到固定于外科手术环境300内的插入台308。可替代地,插入台308可以是可移动的,但是在外科手术环境300内具有已知的位置(例如,经由跟踪传感器或其他跟踪设备来获知)。器械托架306可以是远程操作操纵器组装件(例如,远程操作操纵器组装件102)的组件,该组件耦接到点收集器械304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设备310的远端318沿多个方向的运动(包括横摆、俯仰和滚动)。器械托架306或插入台308可以包括控制器械托架306沿着插入台308的运动的致动器(未示出),诸如伺服马达。

[0055] 细长设备310耦接到器械主体312。器械主体312相对于器械托架306耦接和固定。在一些实施例中,光纤形状传感器314固定在器械主体312上的近端点316处。在一些实施例中,光纤形状传感器314的近端点316可以与器械主体312一起移动,但是近端点316的位置可以已知(例如,通过跟踪传感器或其他跟踪设备来获知)。形状传感器314测量从近端点

316到另一点(例如细长设备310的远端318)的形状。点采集器械304可以基本上类似于医疗器械系统200。

[0056] 当器械主体312在插入台308上沿着插入轴线A移动时,方位测量设备320提供关于器械主体312的方位的信息。方位测量设备320可以包括解析器、编码器、电位计和/或确定控制器械托架306的运动并因此控制器械主体312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308是线性的。在一些实施例中,插入台308可以是弧形的,或者具有弧形和线性区段的组合。

[0057] 图3A示出了处于沿着插入台308的缩回方位的器械主体312和器械托架306。在该缩回方位中,近侧点316在轴线A上的方位 L_0 处。在沿着插入台308的该方位,近侧点316的位置的A分量可以被设置为零和/或另一参考值,以提供基准来描述器械托架306在插入台308上的方位,以及近侧点316的方位。在器械主体312和器械托架306处于该缩回方位的情况下,细长设备310的远端318可以被刚好定位在患者P的进入孔口内部。同样在该方位中,方位测量设备320可以被设置为零和/或另一参考值(例如, $I=0$)。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,并且细长设备310的远端318已经被推进到患者P内。在该推进位置中,近侧点316在轴线A上的方位 L_1 处。在一些示例中,编码器和/或其他方位数据被用于确定近侧点316相对于位置 L_0 的方位 L_x ,所述其他方位数据来自控制器械托架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。在一些示例中,方位 L_x 可以进一步被用作细长设备310的远端318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。

[0058] 图4是医疗器械系统350(例如,医疗器械系统200)的远端部分的等距横截面图,包括定位在导管354(例如,细长设备202)管腔内的成像器械352(例如,医疗器械226),其中成像器械352的远端座接在导管354的远侧部分内。在完全座接(seated)配置中,成像器械352的远端与导管354的远侧尖端356邻接,以提供至少部分密封以限制流体和组织进入导管354。在一些示例中,成像器械352可以被座接配置使得成像器械352的远端与导管354的远侧尖端356的近侧间隔一小段距离。这种间隔有助于对部分密封形成良好作用。导管354的远侧尖端和/或成像器械352的远端可被成形以提供例如槽、切口、开口或通道358的孔口,其允许流体从导管管腔表面和成像器械的外表面之间的流动路径360排出到成像器械的远侧区域。孔口358可以在形状、尺寸和/或数量上变化,使得多个孔口增加输送的流体体积和与污染物接触的流体量。多个孔口的取向可以径向和周向优化以根据流体体积提供有效的清洁,例如,多个孔口可以周向间隔以在导管远侧尖端356和成像器械352之间形成完整的同心间隙。在2017年3月5日提交的公开“Devices, Systems, and Methods Using Mating Catheter Tips and Tools”的第15/508,923号美国专利申请中更详细地描述了这种医疗器械,在此通过引用其全文而被并入本公开。

[0059] 医疗器械系统350的通道358可用于在成像器械远端提供包括液体或气体的清洗流体,例如盐水、水、二氧化碳、氧气、氮气、空气或雾态的气体 and 液体(如盐水和空气)组合,以清除成像器械透镜上的碎片并清除视野障碍物。在其它实施例中,流体可经由例如排出口、医疗器械或视觉系统、外科手术工作区中其它器械的专用管路conduit、或通过器械与导管的配合而产生的其它排出孔口配置被输送至成像器械的远侧尖端。由于输送的清洗流体被排入患者解剖体内,因此排出的液体体积、压力和/或流速可受到限制,以防止对患者

解剖造成伤害。例如,如果医疗器械系统用于肺气道,则可限制排出流体的体积、压力和/或流速,以避免器械所在的气道破裂或防止气胸。流体排出的数量、每次排出的持续时间、每次排出的速度、排出流体的压缩性、从源头到排出端的流体路径的体积以及排放孔口的大小都是可能影响排出流体体积的变量示例。当流体通过如图4所示的医疗器械系统350的流动路径360和通道358排出时,可预测的排出体积可以基于成像器械的远端在导管的远端内的适当座接而确定。当成像器械正确地座接在导管中,使得在成像器械和导管的远侧尖端周围形成密封,进而仅通过通道358输送清洗流体时,可以控制和预测排出体积。当成像器械未密封在导管远侧尖端内,且清洗流体能够泄漏到医疗器械远端周围的患者解剖结构中时,排出体积可不一致且不可预测。将成像器械正确座接在导管中的可预测流动配置可用于避免释放可能伤害患者的损害量流体。虽然座接且密封式成像器械有利于预测清洁流体的排出,但医疗器械系统也可配置成允许从座接且密封方位拉回成像器械,以确定导管尖端是否面对解剖壁或是否被杂物堵塞。积极座接机构,例如弹簧式机构,可施加力使成像器械偏向座接且密封配置,但该力可通过用户干预克服,以允许将成像器械从导管尖端拉回来。

[0060] 在各种实施例中,例如,在肺解剖结构中,导管远侧尖端相对于气道壁的方位和/或取向可以是已知的(例如,根据与术前解剖模型的配准或根据在程序中进行的成像)或感测到(例如,基于力传感器)以确定远侧尖端是否抵靠气道壁。如果远侧尖端抵靠着气道壁或距气道壁有阈值距离,则可采取措施防止气肿或气胸。例如,可向操作者发出警报,可以禁止流体排出,可输送不同的可压缩性(例如,可输送雾或液体而不是气体),可改变流体排出速度,或根据已知或感测到的方位或取向排出较低体积的流体。较低体积可以根据测量或计算的距气道壁的距离进行缩放。

[0061] 图5示出了可用于多种目的的流体输送系统400,包括输送可预测的流体排出、评估医疗器械系统中的流动阻力和校准流体排出。系统400包括流体源402、调节器404、阀门系统406、流体储存器408、压力传感器410、限流器412、阀门系统414、流量传感器416和排放口417。流量传感器可以包括流量计、皮托管或等效传感器。流体输送系统的组件可以通过管道403或其他管路材料耦接。可省略流体输送系统400的一个或多个组件。在替代实施例中,阀门系统414可以包括多于一个阀门,其中每个阀门独立地或一致地打开和关闭,以提供实现精确排出持续时间和速度所需的快速响应。

[0062] 流体输送系统400可以经由将流体从流体输送系统400输送到医疗器械系统420的管路442耦接到医疗器械系统420(例如,器械系统104)。如图6所示,医疗器械系统420包括细长的柔性引导器械或导管426(例如导管216、354),成像器械431(例如成像器械352)通过其延伸。

[0063] 成像系统419(例如成像系统231)可以通过电缆440和器械耦接器430耦接到成像器械431。当成像器械431通过细长的柔性引导器械426延伸时,成像耦接器430耦接到导管端口438。导管壳体432耦接到细长柔性引导器械426的近端。在细长柔性引导器械426中延伸的成像器械可以通过电缆440通信地耦接到成像系统419的处理器,所述电缆440传输功率、图像数据、指令信号等。成像耦接器430还通过耦接器430和导管端口438将流体输送系统400耦接到细长柔性引导器械426的近端。

[0064] 流体输送系统400可用于输送液体、气体或液体和气体的组合。在图11所示的替代

实施例中,流体输送系统400还可以包括气动套囊系统443,以控制液体的分布。在图11的实施例中,储存器408位于阀门414和医疗器械系统420之间。气动套囊系统443包括插入储存器408中的气动套囊膜,使得在通电状态下从阀门414的一侧施加到气动套囊系统443的气压导致储存器408内的流体被推出到管路442以被输送到医疗器械系统420。在本实施例中,当阀门414被停用时,多余的气动套囊压力将通过流量传感器416释放,并且经由管路442流向医疗器械420的流体流动将停止。使用这种输送方法,可以使用在经由已知限流器412和时间测量的压差来测量分配的流体。这些测量可用于计算释放到气动套囊系统443的流量和体积。使用流量和体积测量值以及气动套囊内的压力,可以近似地估计出储存器中置换的液体体积。此外,在通电循环后释放气动套囊中的多余气体时,可使用流量计计算置换体积。在替代实施例中,液体和气体的组合可以使用流体输送系统400输送气体并使用耦接至器械联接器430的注射器(未示出)输送液体来输送。在一个例子中,气体和液体可以同时以雾的形式输送。在另一个例子中,气体和液体输送可以以交替的方式独立发生。

[0065] 可以使用用于校准流体排出的一种或多种校准技术来提高精度和一致性。校准排出时使用的一个因素可能是致动正时。例如,在输送阀开启时间从3ms到60ms的范围内,可以记录压降计算的体积排出和排放测量的体积排出之间的比率。该比率可用于为流量计读数提供乘数。校准排出的另一个因素可以是无流动偏移。在无流动条件下,排出的流体类型可影响流量计的原始偏移信号计数。可针对不同类型的介质(包括二氧化碳和空气)确定偏移补偿。校准排出的另一个因素是空闲时间的变化。在系统空闲时间段后,喷出体积通常误差高。因此,可以基于先前的系统空闲时间来补偿测量。

[0066] 图7示出了使用流体输送系统400的组件向医疗器械系统420提供受控流体输送以清洁成像器械的远端的方法500。方法500在图8中示出为一组操作或过程。所示过程中并非全部过程都可以在方法500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包括在示出过程之前、之后、之间或作为所示过程的一部分。在一些实施例中,方法500的一个或多个过程可以至少部分地以存储在非暂时的、有形的、机器可读介质上的可执行代码的形式实施,当一个或多个处理器(例如,控制系统112的处理器)运行可执行代码时,可导致一个或多个处理器执行一个或多个过程。

[0067] 在过程502中,具有已知尺寸和容器容积的储存器408被充入到已知或可测量的体积和/或压力。更具体地,阀门系统406可以被驱动到打开方位,以允许流体从流体源402流向储存器408。在各种实施例中,流体源可以是罐,其容纳例如盐水、二氧化碳、氧气、氮气、水、压缩空气等流体,或者例如盐水和二氧化碳或盐水和压缩空气等流体的组合。例如,流体源可以是放置在外科手术环境中的可移动推车上的高压空气罐。空气罐中的气压可能约为例如2000psi。调节器404可以将通过阀门系统406的流体的压力调节为工作压力。例如,调节器可以将高压空气罐流出的空气压力调节到大约在10-150psi之间的工作压力。在一个实施例中,调节压力可以是145psi。压力传感器410可以提供已知尺寸的储存器408中的压力的读数,以便计算大气压下的流体体积。

[0068] 在过程504中,阀门系统414被驱动到打开方位,以允许流体从储存器408流向医疗器械系统420。在过程506中,在预定的时间之后,阀门系统414被致动到关闭方位以终止从储存器408到医疗器械系统420的流体流动,并允许从医疗器械420到流量传感器416和排出口417的流动。作为安全预防措施,基于包括但不限于插入导管426的解剖通道的大小、患者

的健康和患者解剖结构内的位置(例如,接近肺胸膜)等因素,可以限制导管426远侧尖端处的最佳容积、压力和/或流速。作为安全预防措施,可限制在短的预定时间段内(例如大约5-100毫秒)排出(在过程504和506之间)的流体体积,以防止患者受伤。可校准和控制流体排出的数量和每次排出的持续时间,以限制总体最大流体排出。例如,在人肺中的各种实施例中,可以通过一系列小的液体排出以排出大约10cc的总最大流体体积,但该最大值可取决于流体类型和排出速率。在各种实施例中,每次排出的目标体积(例如单次空气喷出)可以是1-2cc。因此,在排出总最大流体体积10cc之前,允许2-3次排出1cc体积。

[0069] 在过程508,确定是否通过医疗器械系统420的导管426的远端排出了足够的流体。例如,该确定可基于是否已发生预定体积的预定数量的排出、操作者是否确定障碍物已从视野中清除,或基于图像处理分析是否确定障碍物已从视野中清除。图像处理分析的示例在2017年2月13日提交的公开“Systems and Methods for Cleaning an Endoscopic Instrument”的美国专利15/503,589和在2013年6月6日提交的公开“Systems and Methods for Cleaning a Minimally Invasive Instrument”的美国专利申请13/911,705中有更详细的讨论,其中每个专利在此均通过引用全文而被并入本文中。

[0070] 在过程510,如果已排出足够的流体,则终止进一步的排出。在过程512,如果没有足够的流体通过医疗器械系统420的导管426的远端排出,则确定是否允许额外的流体排出。在过程514,如果不允许额外的流体排出,则在重新尝试导管清洁程序之前导管可以缩回或以其他方式重新定位。在另一实施例中,进一步的排放可以被终止达延长的时间(例如30秒)。如果允许额外的流体排放,可以从过程502开始重复程序500。

[0071] 图9示出了使用流量传感器416跟踪从医疗器械系统420排出的流体体积的方法520。在图9中示出了作为一组操作或过程的方法520。并非所有所示过程都可以在方法520的所有实施例中进行。另外,图9中未明确示出的一个或多个过程可以被包括在所示过程之前、之后、之间或作为所示过程的一部分。在一些实施例中,方法520的一个或多个过程可以至少部分地以存储在非暂时的、有形的、机器可读介质上的可执行代码的形式来实施,当由一个或多个处理器(例如,控制系统112的处理器)运行所述代码时,可导致一个或多个处理器执行一个或多个过程。

[0072] 在过程502,如前所述,将储存器408充注到已知或可测量的体积和/或压力。如前所述,在过程504中,阀门系统414被驱动到打开方位,以允许流体从储存器408流向医疗器械系统420。如前所述,在过程506中,在预定时间之后,阀门系统414被致动到关闭方位,以终止从储存器408到医疗器械系统420的流体流动。阀门系统414可以包括具有两种流动模式的阀门系统。当被致动到打开方位时,阀门或阀门系统的第一流动模式允许流体从储存器408流向医疗器械系统420,而第二流动模式允许流体从医疗器械系统420流过流量传感器416并通过排放口417排放到大气。因此,医疗器械中任何多余的流体都可以被测量并通过排放口417排空。

[0073] 在过程522中,可通过流量传感器416测量通过排放口417释放的排放流体体积。在过程524中,确定经由医疗器械系统420的导管426的远端排出(从而有效地进入患者解剖结构)的流体的体积。

[0074] 更具体地说,医疗器械系统420导管426远端排出的流体体积可通过比较在流量传感器416处测量的排出流体体积与在打开阀门系统414之前储存器408中的已知体积和/或

压力并且根据在关闭阀门系统414之后储存器408中的测量压力来确定。图7是示出流体输送系统400的流体储存器408中的压力变化的图450。在时刻t1, 阀门系统406被致动以将储存器408充注可测量的因而已知的体积和/或压力。在各种实施例中, 可在充注的储存器中保持约145psi的压力。储存器408充注后, 保持储存器中的初始流体压力, 直到阀门系统414在时刻t2被致动。阀门系统414可以被致动精确的持续时间460, 该持续时间460被校准以对应医疗器械系统420的预期排出速率、压力和/或体积。校准时间可以基于以下的期望: 即医疗器械系统420具有成像器械紧靠导管426密封的一致/可重复的流动配置, 从而仅允许使得流体仅流过清洗槽。在时刻t3, 阀门系统414被致动, 使得从储存器408到器械系统420的流体流动停止。在另一个实施例中, 在阀门系统414打开的同时监视储存器中的压力, 并且只要测量的压力降到预定临界值以下就关闭阀门系统414。释放流体后的储存器408中的压力可以被测量为最终储存器压力(例如, 通过压力传感器410), 因此可以确定压降458。从储存器408释放出的流体体积可以通过医疗器械系统420不完全排出, 因为部分流体可以通过排放口417排放。在图8的过程524中, 通过医疗器械系统420的导管426的远端排出的流体体积可以被确定为由流量传感器416测量的从储存器408释放的流体体积与通过排放口417排放的流体体积之间的差。在各种实施例中, 压力传感器可用作流量传感器的替代物。从储存器408释放的流体体积可以确定为:

[0075] 释放体积 = ((初始储存器压力) - (最终储存器压力)) × (储存器体积) / (大气压)。可选地, 可将计算出的排出流体体积与阈值安全排出体积进行比较。阈值安全排出体积可以是在不引起解剖通道过度膨胀、气胸、气肿或对患者解剖结构造成其他损害的情况下排入患者解剖结构的最大安全流体体积。可选地, 如果超过阈值安全排出体积, 可以向操作者发出警告指示, 或者控制系统可以在允许随后的液体排出之前提供延迟。测量的排出体积超过阈值可表示导管内的成像器械座接错误或其他因素可能导致的非一致或不可预测的流动。其他因素包括但不限于: 空气系统400或器械系统420中阀门406的远侧某处泄漏、患者或其他流体对流体通道360的污染、对导管器械或视觉器械的损坏导致流体通道360扭结或堵塞。

[0076] 在方法500和520中, 可以使用位于储存器408和医疗器械系统420之间的可选限流器412来防止从医疗器械系统420排出时大量流体(超过阈值安全排出)的泄漏。在一些实施例中, 限流器可以是玻璃毛细管, 其将流量限制约50%。如果在流体流动路径中放置有足够大小的限流器, 即使由错误座接的成像器械产生的间隙也不允许在阀门414的允许启动时间内排出超过阈值安全排出的流体体积。可选限流器也有助于减少所用的总体积, 并且可以通过控制流率更容易地测量分配的体积。

[0077] 图10示出了评估医疗器械系统420中的流动阻力的方法560。方法560在图10中示出为一组操作或过程。并非所有所示过程都可以在方法560的所有实施例中进行。另外, 图10中未明确示出的一个或多个过程可以被包括在所示过程之前、之后、之间或作为所示过程的一部分。在一些实施例中, 方法560的一个或多个过程可以至少部分地以存储在非暂时的、有形的、机器可读介质上的可执行代码的形式来实施, 当由一个或多个处理器(例如, 控制系统112的处理器)运行所述代码时, 可导致一个或多个处理器执行一个或多个过程。

[0078] 当成像器械在导管内正确座接和密封时, 医疗器械系统420以可重复的流动阻力最佳地操作。如果对方法560的评估确定流阻超过或达不到流动阻力的预定阈值, 则可指示

成像器械与导管的错误座接或错误密封。

[0079] 在过程562,如前所述,将储存器408充注到已知或可测量的体积和压力。在过程564,阀门系统414被致动到打开方位,以允许流体在短测试持续时间从储存器408流向医疗器械系统420,从而将测试流体体积释放到医疗器械系统420。可选择测试持续时间,以确保即使在最小流动阻力条件下从储存器释放的体积也不超过安全排出体积(例如1cc流体)。在一个例子中,测试持续时间可以是5-10毫秒。在一个例子中,基于阀门的最小启动时间,测试持续时间可以是大约7毫秒。根据所选择的限流器的大小和孔口358产生的阻力大小,该时间可以长于10毫秒。例如,释放的体积可在0.25到1.5cc之间。在一些实施例中,可以校准阻力和启动时间以将体积限制在小于1.5-2cc。

[0080] 在过程566,通过排放口417释放的排放流体体积可由流量传感器416测量,如过程522所述。在过程568,确定通过医疗器械系统420排出(从而有效地进入患者解剖结构)的流体体积,如过程524所述。在过程570处,控制系统确定排出的流体体积是否超过与导管中正确座接的成像器械相关联的在0.25cc到0.7cc之间的预期阈值。在过程572中,如果流体排出体积超过或未达到预期阈值,则控制系统提供警告,指示成像器械应重新座接在导管中。可重复进行评估方法560,直到排出的流体体积不超过预期阈值。

[0081] 本发明实施例中的一个或多个元件可以在软件中实施,以在例如控制处理系统的计算机系统的处理器上执行。当在软件中实施时,本发明实施例的元件本质上是执行必要任务的代码段。程序或代码段可以存储在处理器可读存储介质或设备中,并可以通过在传输介质或通信链路上的载波形式体现的计算机数据信号的方式下载。处理器可读存储设备可以包括能够存储信息的任何介质,包括光学介质、半导体介质和磁介质。处理器可读存储设备示例包括电子电路;半导体器件、半导体存储器件、只读存储器(ROM)、闪存、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,可以通过计算机网络(例如Internet, Intranet等)下载代码段。

[0082] 注意,所呈现的过程和显示可与任何特定计算机或其他装置不固有相关。各种通用系统可以与根据本文的教导的程序一起使用,或者可以证明构造更专用的装置来执行所描述的操作是方便的。各种此类系统所需的结构将作为权利要求中的元件出现。此外,本发明的实施例不参照任何特定编程语言来描述。应当理解,可以使用各种编程语言来实施如本文所述的本发明的教导。

[0083] 虽然在附图中描述和示出了本发明的某些示例性实施例,但是应当理解,这些实施例仅仅是对广泛的本发明的说明而不是限制,并且本发明的实施例不限于所示和所述的特定结构和布置,因为本领域技术人员可以进行各种其他修改。

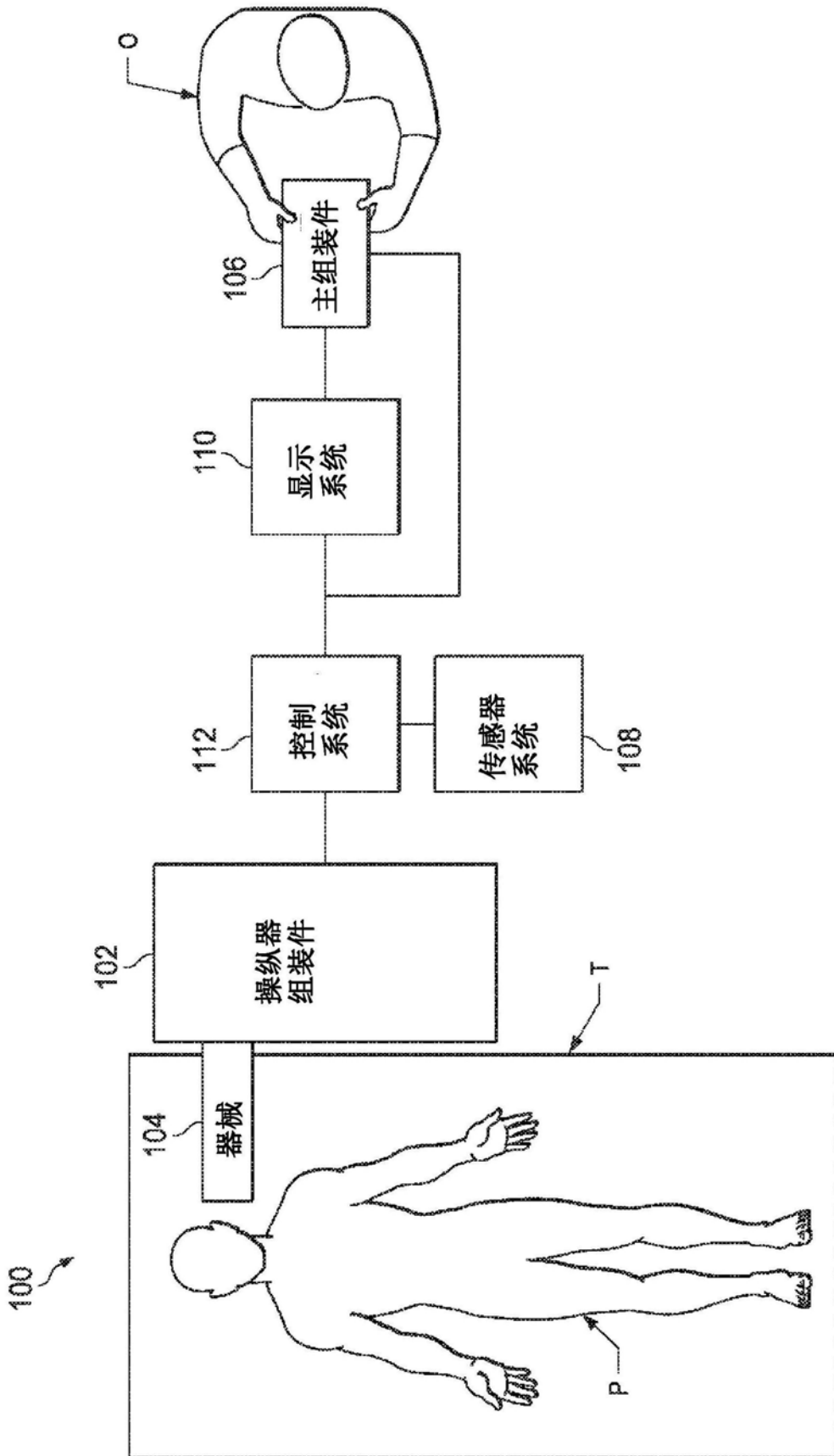
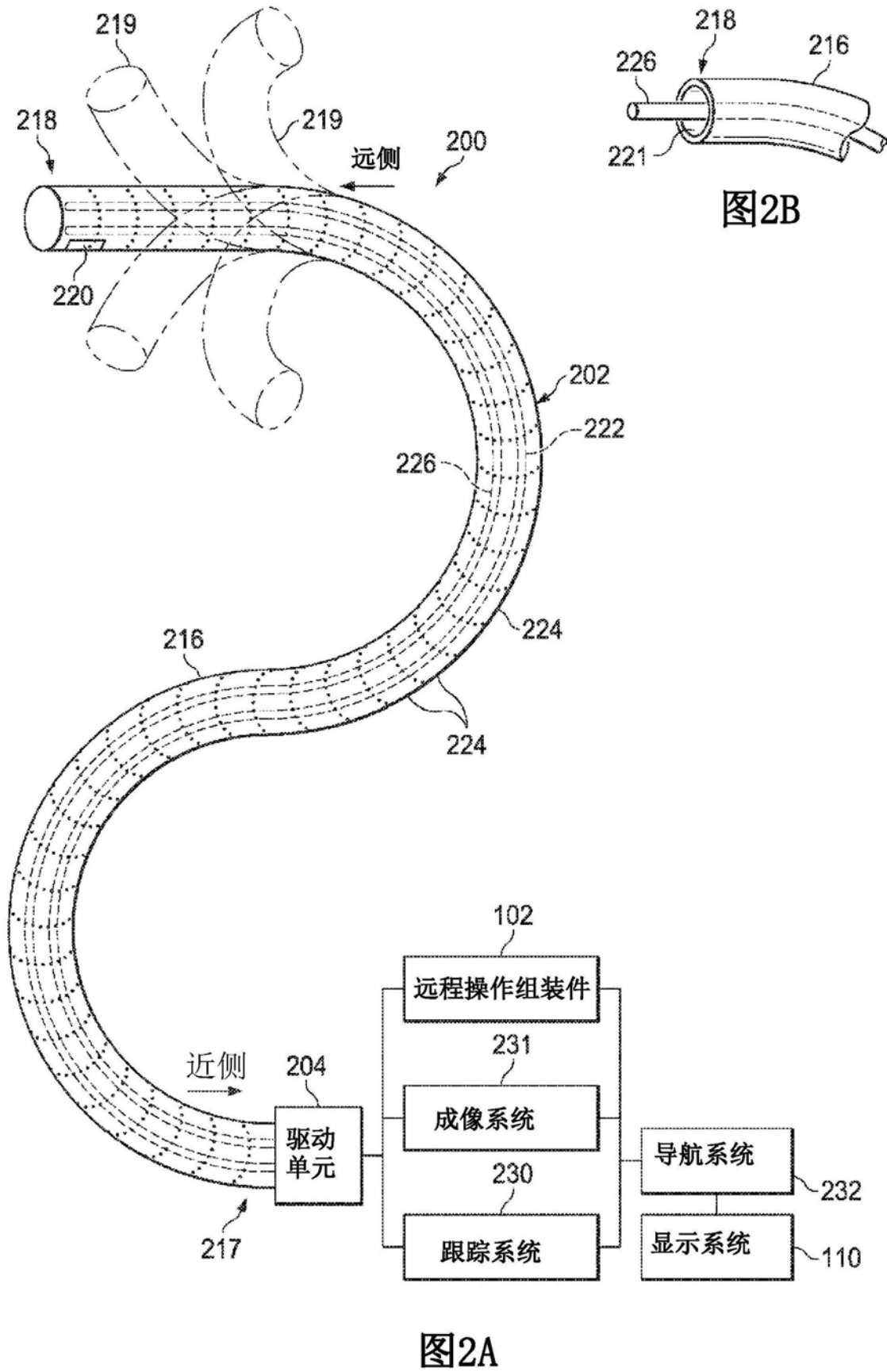


图1



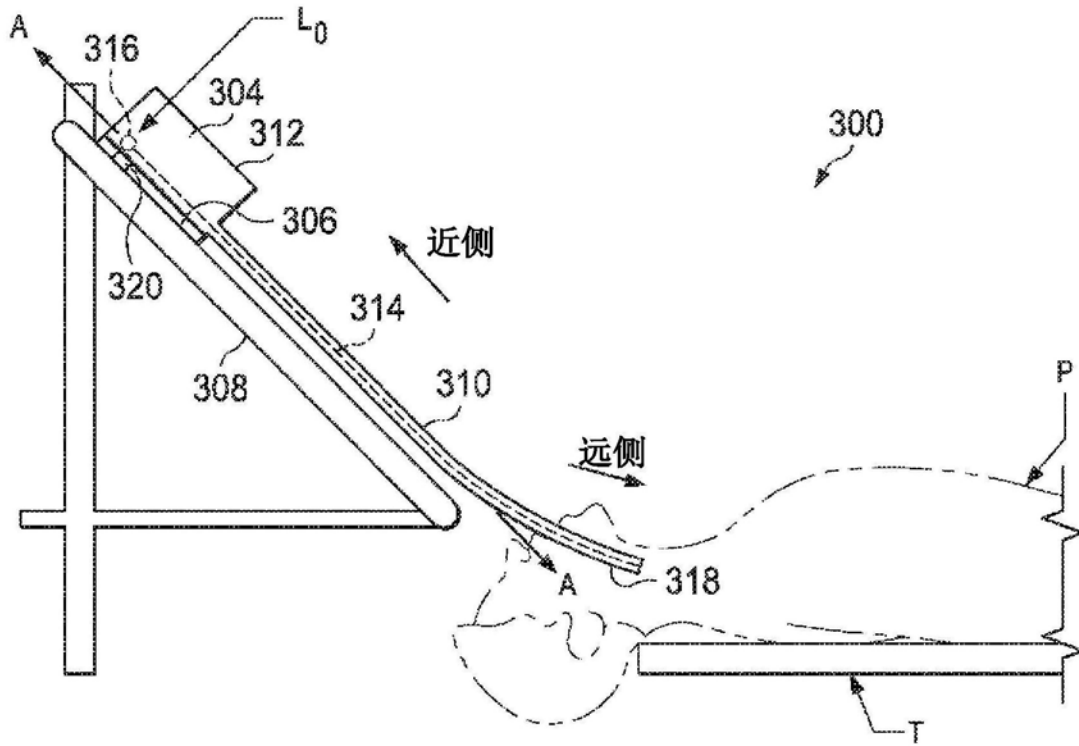


图3A

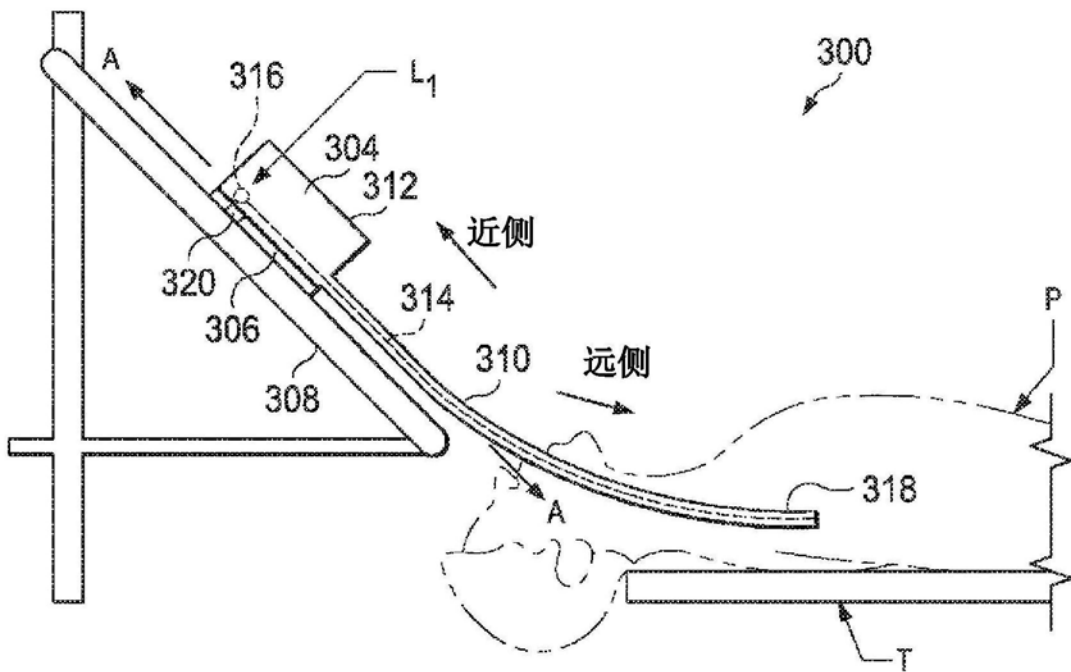


图3B

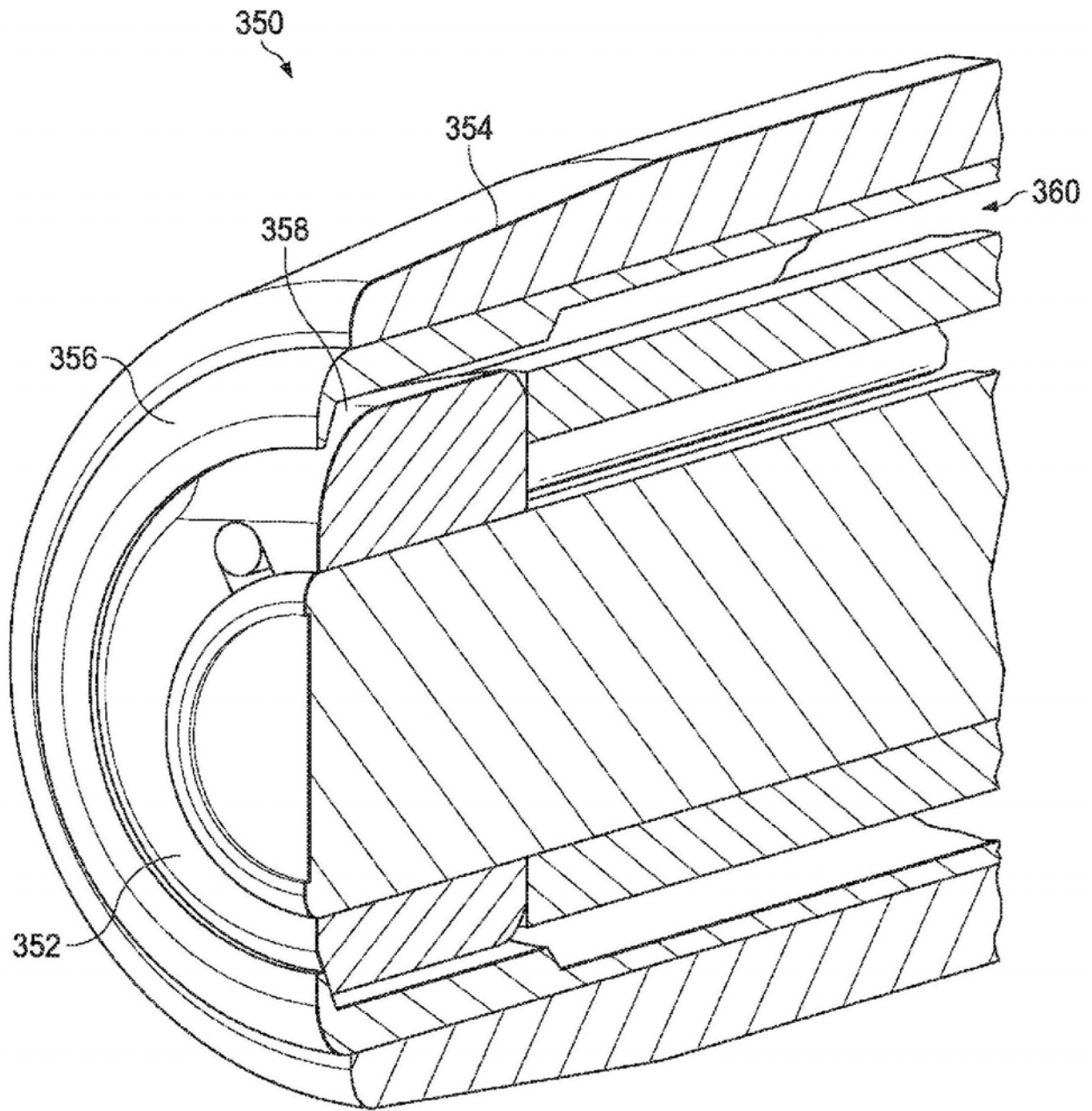


图4

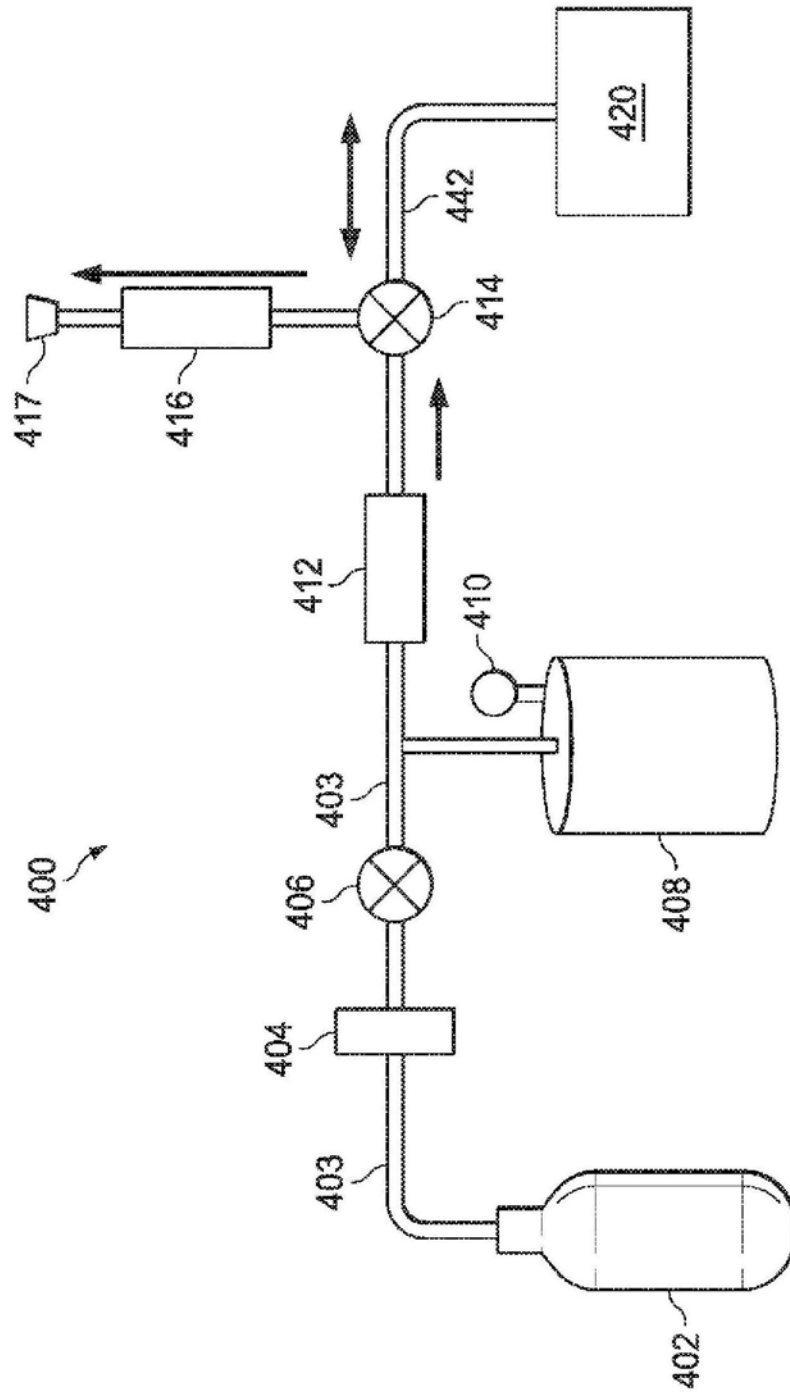


图5

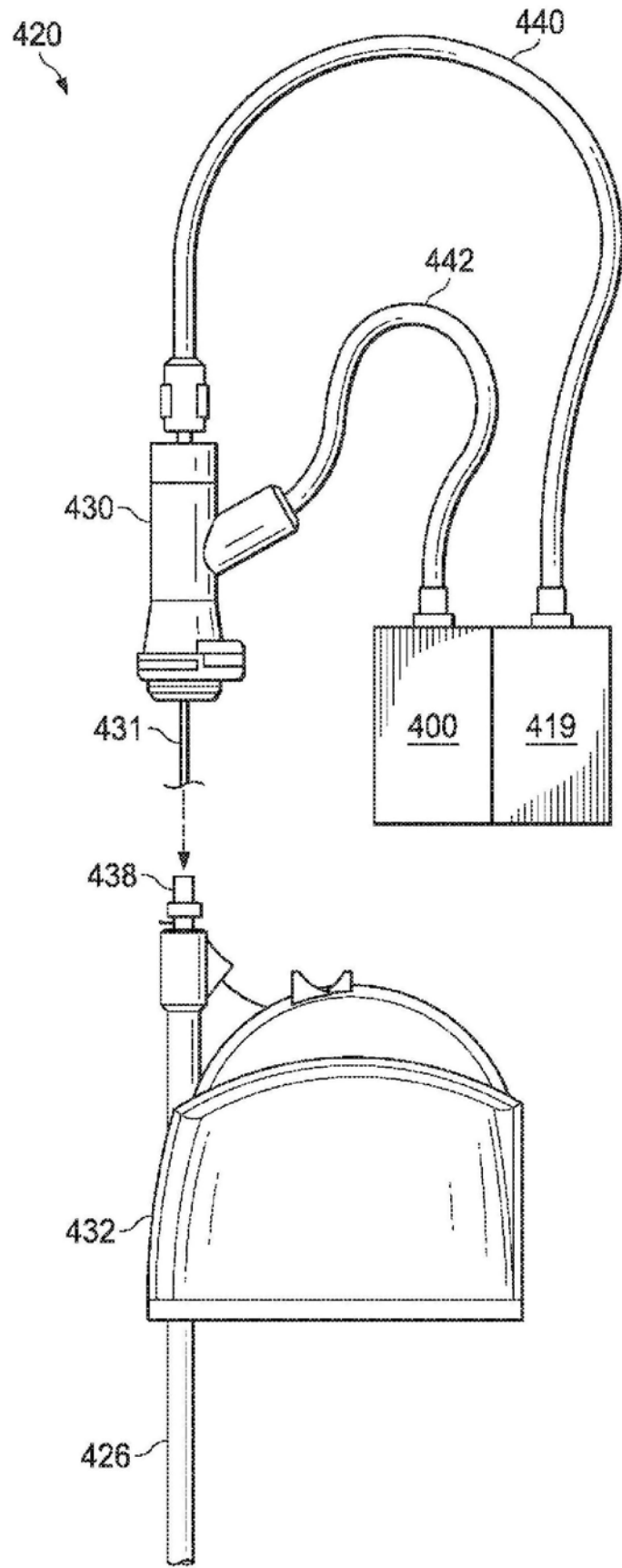


图6

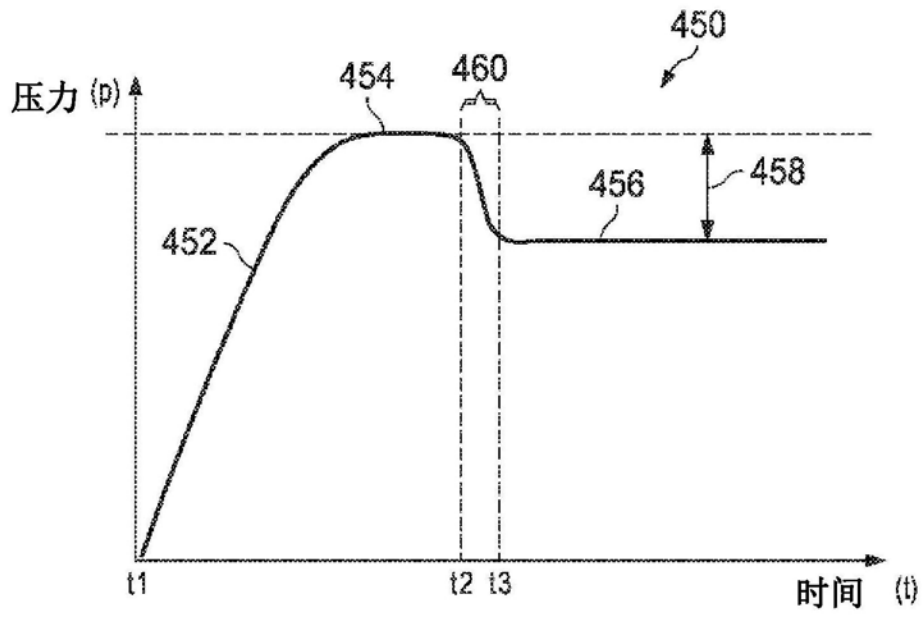


图7

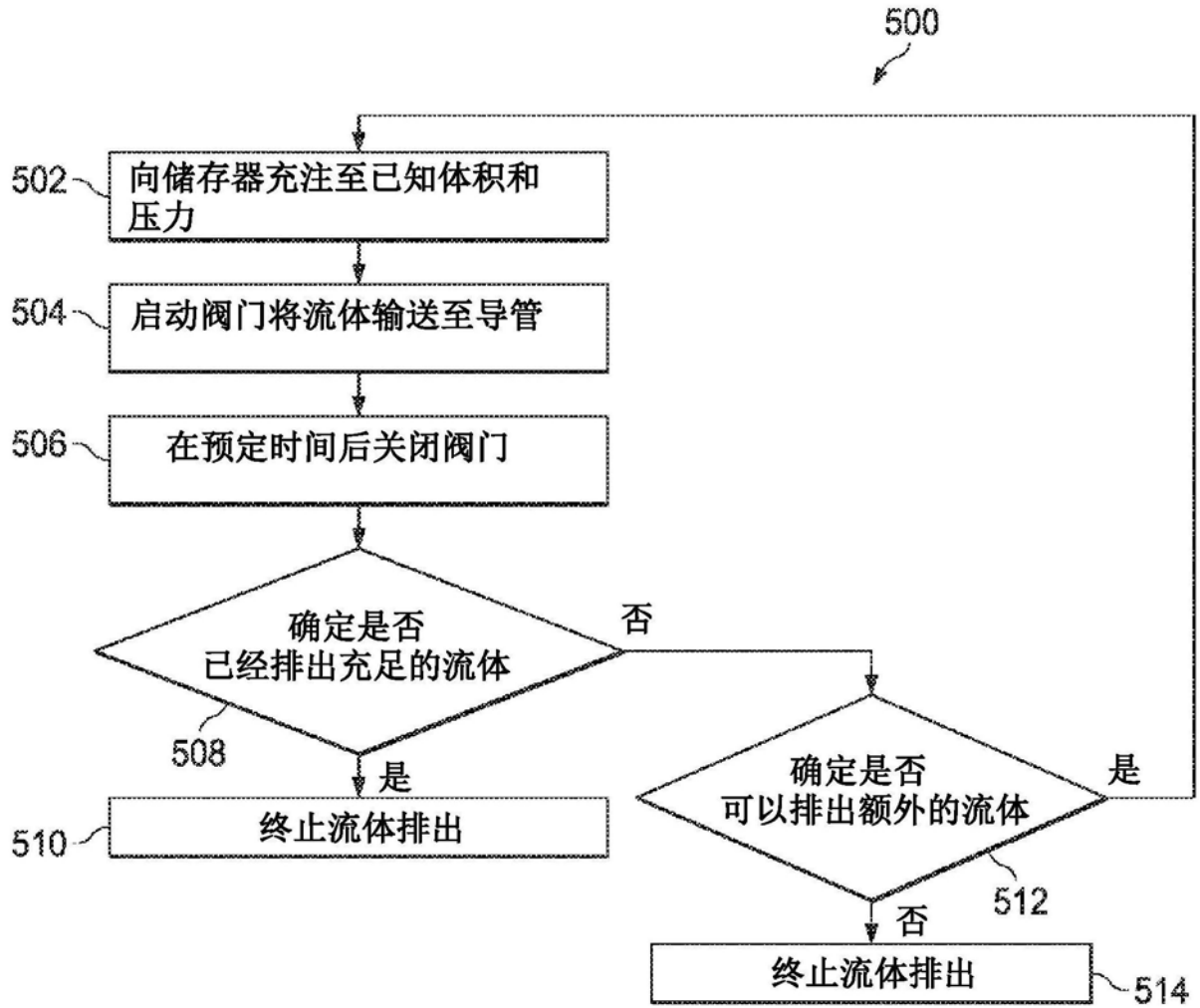


图8

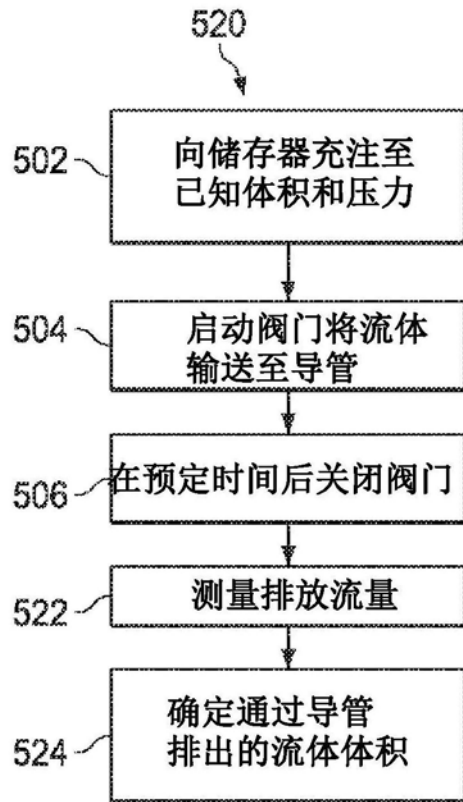


图9

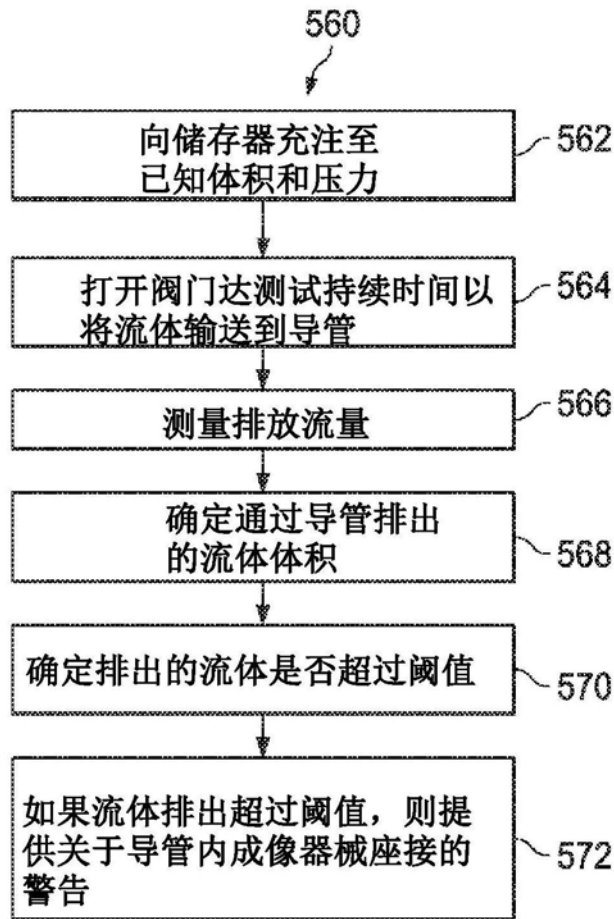


图10

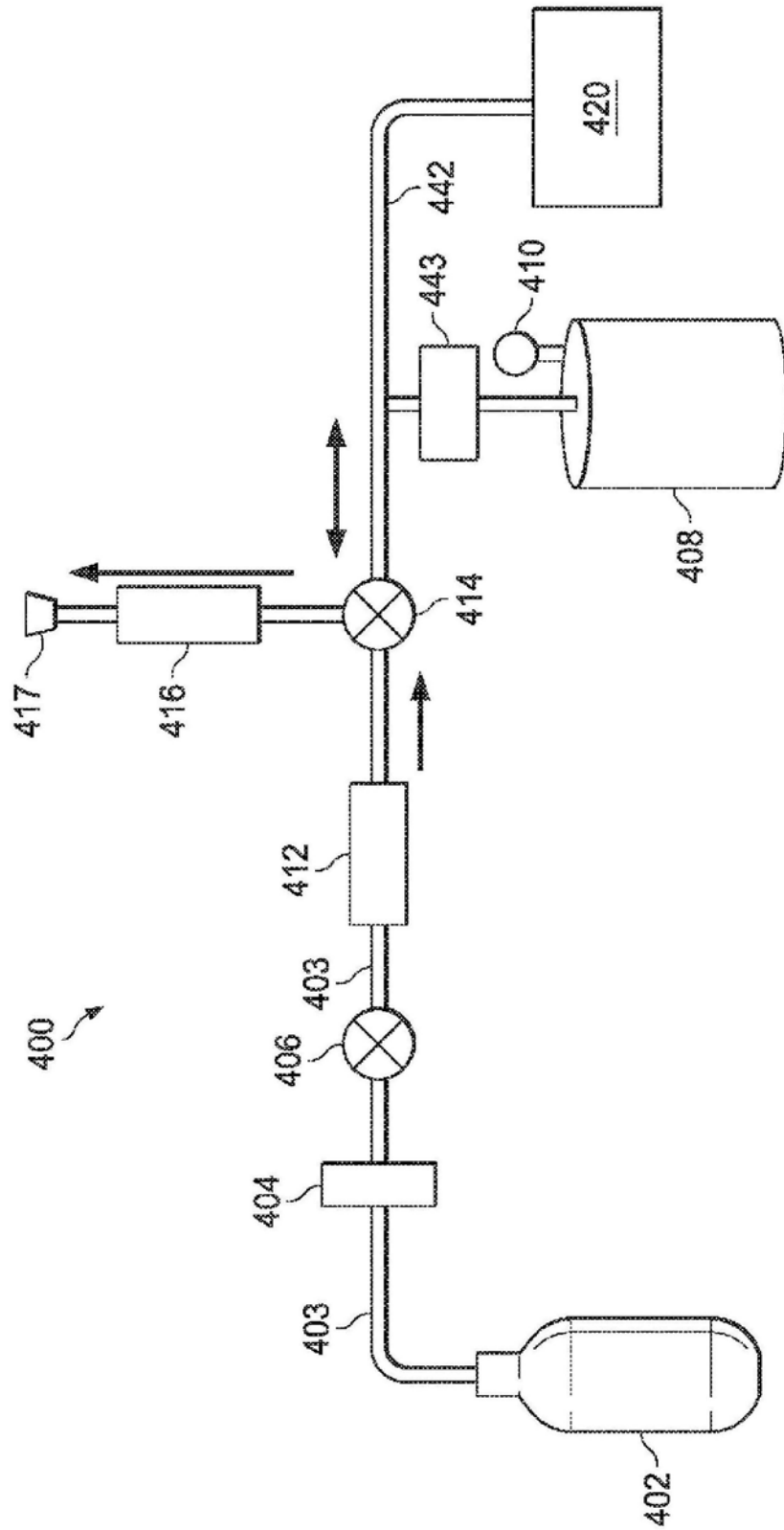


图11

专利名称(译)	清洁内窥镜器械的系统和方法		
公开(公告)号	CN111386086A	公开(公告)日	2020-07-07
申请号	CN201880073389.9	申请日	2018-11-13
[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	JA坎普 F 巴巴格力 V多文戴姆 L S 高登 R L 施勒辛格 W B 沃尔特斯		
发明人	J·A·坎普 F·巴巴格力 J·R·卡罗尔 V·多文戴姆 L·S·高登 R·L·施勒辛格 S·B·乔尔 W·B·沃尔特斯		
IPC分类号	A61B90/70 A61B1/12 A61M25/00 A61M3/02		
代理人(译)	李艳兵		
优先权	62/585922 2017-11-14 US		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

本发明描述了一种用于控制流体输送至导管的方法，包括用流体将具有已知尺寸的储存器填充到具有初始流体压力的体积，并将流体的释放流体体积从储存器释放到导管。该方法还包括测量排放流体体积并基于释放流体体积和排放流体体积确定通过导管的排出流体体积。

