



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107072521 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(21)申请号 201580050794.5

(22)申请日 2015.08.11

(30)优先权数据

62/037,299 2014.08.14 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.03.21

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/044633 2015.08.11

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/025465 EN 2016.02.18

(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 S·J·布鲁门克兰兹

F·巴巴格力 T·赵

(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245

代理人 赵志刚 赵蓉民

(51)Int.Cl.

A61B 1/12(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

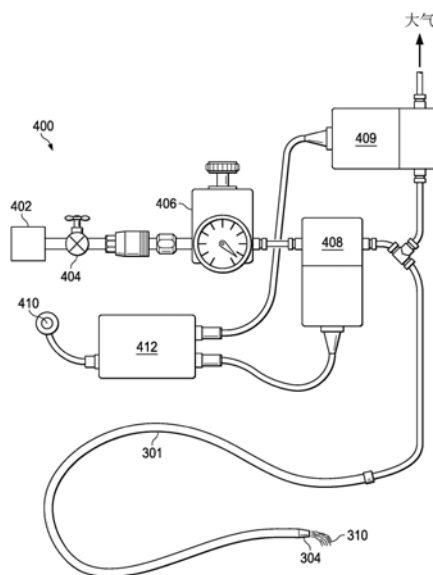
权利要求书3页 说明书11页 附图8页

(54)发明名称

用于清洁内窥镜器械的系统和方法

(57)摘要

一种方法包括提供医疗器械、启动横跨医疗器械的表面的增压流体的流,所述增压流体具有大于标准手术室供应的压力,并且在预定的持续时间之后终止增压流体的流。



1. 一种清洁医疗器械的方法,其包括:
启动横跨所述医疗器械的表面的增压流体的流,所述增压流体具有大于标准手术室供应的压力;以及
在预定的持续时间之后终止所述增压流体的所述流。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中启动所述增压流体的所述流包括激活高速阀。
3. 根据权利要求2所述的方法,其中激活所述高速阀还包括启动计时器,所述计时器被设置为在所述预定的持续时间之后到期。
4. 根据权利要求3所述的方法,其中所述预定的持续时间的结束对应于来自所述计时器用以停用所述增压流体的所述流的信号。
5. 根据权利要求3所述的方法,还包括将所述计时器设置为在所述预定的持续时间之后到期。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中所述增压流体由以下之一供应:辅助空气压缩机、压力放大器或瓶装气体。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中所述增压流体的所述压力大于50psi。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中所述预定的持续时间在约0.5毫秒至50毫秒的范围内。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中所述表面包括疏水涂层。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中启动所述增压流体的所述流包括打开气动阀。
11. 根据权利要求1所述的方法,其中启动所述增压流体的所述流包括使用以下中的一种:压电激活泵、伺服马达泵、音圈致动泵或电磁致动泵。
12. 根据权利要求1所述的方法,其中启动所述增压流体的所述流包括施加闭环电流波形以产生横跨所述表面的所述增压流体的脉冲。
13. 根据权利要求1所述的方法,其中启动所述增压流体的所述流包括施加开环电流波形以产生横跨所述表面的增压流体的脉冲。
14. 根据权利要求1所述的方法,其中所消耗的所述增压流体的量小于2ccs的流体。
15. 根据权利要求1所述的方法,其中启动所述增压流体的所述流响应于来自使用者通过脚踏板、手指按钮、鼠标按钮或触摸屏按钮的输入而发生。
16. 根据权利要求1所述的方法,其中启动所述增压流体的所述流以固定间隔发生。
17. 根据权利要求1所述的方法,其中启动所述增压流体的所述流响应于确定来自所述医疗器械的成像工具的图像低于阈值清晰度而自动地发生。
18. 根据权利要求17所述的方法,其还包括,施加横跨所述表面的一系列脉冲,直到所述图像的清晰度高于所述阈值清晰度。
19. 根据权利要求1所述的方法,其还包括,将来自用于启动增压流体的所述流的高速阀的过量流体重新引导通过旁通阀。
20. 根据权利要求1所述的方法,其还包括,启动流体的一系列后续脉冲,其中所述脉冲在液体和气体之间交替。
21. 根据权利要求20所述的方法,其中所述一系列脉冲的最终脉冲包括气体脉冲。
22. 根据权利要求1所述的方法,其中所述表面包括成像工具的镜头的表面。
23. 根据权利要求22所述的方法,其中所述镜头在所述医疗器械的远端处。

24. 根据权利要求1所述的方法,其中所述表面包括光递送工具的表面。
25. 一种方法,其包括:
利用压力增大机构提供增压流体;以及
传递所述增压流体的流横跨医疗器械的表面,
其中所述增压流体的脉冲延续预定的持续时间。
26. 根据权利要求25所述的系统,其中所述压力增大机构包括以下中的至少一种:压缩机、压力放大器,及瓶装气体。
27. 根据权利要求25所述的方法,其中所述预定的持续时间为约0.5毫秒至50毫秒。
28. 根据权利要求25所述的方法,其还包括检测所述医疗器械的所述表面上的阻塞物,并且其中传递所述增压流体的所述流响应于检测到所述阻塞物。
29. 根据权利要求25所述的方法,其还包括经由触发机构接收来自用户的信号,并且其中传递所述流响应于接收到所述信号。
30. 根据权利要求29所述的方法,其中所述触发机构是在触摸屏上的按钮。
31. 根据权利要求25所述的方法,其中传递所述增压流体的所述流包括将所述增压流体引导为大致平行于所述表面的流。
32. 根据权利要求25所述的方法,其中所述表面是所述医疗器械的镜头。
33. 根据权利要求25所述的方法,其中所述表面是光递送工具的表面。
34. 根据权利要求25所述的方法,其中所述增压流体被引导通过从所述医疗器械延伸的喷嘴。
35. 根据权利要求25所述的系统,其中所述表面包括疏水涂层。
36. 根据权利要求25所述的系统,其中所述增压流体包括增压气体。
37. 根据权利要求25所述的系统,其中所述增压流体包括液体。
38. 根据权利要求25所述的方法,其中传递所述增压流体的所述流包括激活高速阀。
39. 根据权利要求25所述的方法,其中所述增压流体的压力在60psi和300psi之间的范围内。
40. 一种系统,其包括:
喷嘴;
压力增大机构,所述压力增大机构连接到所述喷嘴;
在所述压力增大机构和所述喷嘴之间的阀;以及
阀控制机构,所述阀控制机构被配置为控制所述阀以将来自所述压力增大机构的增压流体的流释放通过所述喷嘴并越过医疗器械的表面达预定的持续时间。
41. 根据权利要求40所述的系统,其中所述阀包括电磁阀。
42. 根据权利要求40所述的系统,其中所述阀控制机构包括触发器。
43. 根据权利要求42所述的系统,其中所述触发器为在触摸屏上被配置为接收用户输入的按钮。
44. 根据权利要求40所述的系统,其中所述阀控制机构包括用于检测在所述表面上的阻塞物的检测系统。
45. 根据权利要求40所述的系统,其中所述阀控制机构包括用于停用所述阀的计时器。
46. 根据权利要求40所述的系统,其中所述喷嘴被配置成沿大致平行于所述表面的方

向引导所述增压流体。

47. 根据权利要求40所述的系统,其还包括控制系统,所述控制系统包括处理器和存储器,所述存储器包括机器可读指令,当由所述处理器执行所述机器可读指令时,引起所述控制系统以:

处理通过与所述表面相关联的可视化系统接收的图像数据;

响应于确定所述表面被遮蔽而自动地触发所述脉冲。

48. 根据权利要求40所述的系统,其中所述压力增大机构被配置成提供压力高于标准手术室压力的增压流体。

用于清洁内窥镜器械的系统和方法

[0001] 相关申请

[0002] 本专利申请要求于2014年8月14日提交的名称为“SYSTEMS AND METHODS FOR CLEANING AN ENDOSCOPIC INSTRUMENT (用于清洁内窥镜器械的系统和方法)”的美国临时专利申请62/037,299的申请日的优先权和益处,其通过引用以其全文并入本文。

技术领域

[0003] 本公开涉及用于清洁的系统和方法,并且更具体地,涉及用于清洁在患者体内的内窥镜器械的系统和方法。

背景技术

[0004] 微创医疗技术旨在减少在医疗程序期间损伤的组织的量,从而减少患者的恢复时间、不适和有害的副作用。这种微创技术可以通过患者解剖结构中的自然孔道或通过一个或更多个手术切口来执行。临床医生可以通过这些自然孔道或切口插入医疗工具以到达目标组织部位。医疗工具包括诸如治疗器械、诊断器械和外科器械的器械。为了到达目标组织部位,微创医疗工具可以导航于解剖系统(诸如肺、结肠、肠、肾、心脏、循环系统等等)中的自然或手术创建的通道。

[0005] 微创医疗过程可以依赖于可视化系统以找到目标部位并执行各种操作。具体地,可视化系统可以帮助微创医疗器械通过解剖系统中的自然或手术创建的通道以到达目标组织部位。例如,可视化系统可以帮助引导微创医疗器械导航于肺、结肠、肠、肾、心脏、循环系统等中的自然通道。一些微创医疗器械可以是远程操作的或以其他方式为计算机辅助的。

[0006] 在医疗器械的导航期间,或在通过医疗器械执行的操作期间,可视化系统的镜头可能被患者组织或流体阻塞或模糊。这种阻塞物会使导航或操作更加困难。因此,以一种对患者安全的方式清洁可视化系统的镜头是期望的。

发明内容

[0007] 本发明的实施例由以下权利要求概括。

[0008] 在一个实施例中,一种方法包括提供医疗器械,启动横跨医疗器械的表面的增压流体的流(a flow of a pressurized fluid),该增压流体具有大于标准手术室供应的压力,并且在预定的持续时间之后终止增压流体的流。

[0009] 在另一个实施例中,一种方法包括利用压力增大机构提供增压流体,并传递横跨医疗器械的表面的增压流体的流。增压流体的脉冲延续预定的持续时间。

[0010] 在另一个实施例中,一种系统包括医疗器械、喷嘴、被连接到喷嘴的压力增大机构、在压力增大机构和喷嘴之间的阀,以及阀控制机构,阀控制机构被配置成控制阀以将来自压力增大机构的增压流体的流释放通过喷嘴并越过(over)医疗器械的表面达预定的持续时间。

附图说明

[0011] 当伴随附图阅读时,从下面的详细的描述能最好地理解本公开的各方面。要强调的是,根据工业中的标准惯例,各种特征没有按比例绘制。实际上,为了讨论的清楚,可以任意地增加或减小各种特征的尺寸。另外,本公开可以在各个示例中重复参考标号和/或字母。这种重复是为了简单和清楚的目的,并且其本身不指示所讨论的各种实施例和/或配置之间的关系。

[0012] 图1是示出根据本文描述的原理的一个示例的说明性远程操作医疗系统的简图。

[0013] 图2是示出根据本文描述的原理的一个示例的包括内窥镜可视化系统的说明性医疗器械系统的简图。

[0014] 图3是根据本文描述的原理的一个示例的内窥镜可视化系统的前面的前视图。

[0015] 图4是示出根据本文描述的原理的一个示例的向内窥镜可视化系统的镜头提供增压流体的说明性系统的简图。

[0016] 图5A是根据本文描述的原理的一个示例的用于向内窥镜可视化系统的镜头的表面提供流体的喷嘴的前视图。

[0017] 图5B是根据本文描述的原理的一个示例的用于向内窥镜可视化系统的镜头的表面提供流体的喷嘴的横截面图。

[0018] 图6是根据本文描述的原理的一个示例的用于向内窥镜可视化系统的镜头的表面提供流体的圆形狭槽喷嘴的透视图。

[0019] 图7是示出根据本文描述的原理的一个示例的脉冲信号的图表,该脉冲信号引起待施加到内窥镜可视化系统的镜头的流体的脉冲。

[0020] 图8A和图8B是图示说明根据本文所述的原理的一个示例的镜头的表面上的阻塞物的简图。

[0021] 图9是示出根据本文描述的原理的一个示例的用于清洁内窥镜可视化系统的镜头的说明性方法的流程图。

具体实施方式

[0022] 出于促进对本公开的的原理的理解的目的,现将参照附图中所示的实施例,并将用特定的语言来描述所述实施例。然而,应该理解,并不旨在对本公开的范围进行限制。在本发明的方面的具体实施方式中,阐述了许多具体细节以便提供对所公开的实施例的透彻理解。然而,对本领域的技术人员而言显而易见的是,在没有这些特定细节的情况下也可以实践本公开的实施例。在其他情况下,未详细描述众所周知的方法、程序、部件以及电路,以免不必要地模糊本发明的实施例的方面。

[0023] 所述设备、器械、方法的任何改变和进一步修改,以及本公开的的原理的任何进一步应用均是可设想的,正如本公开所涉及的领域的技术人员通常会想到的那样。具体地,完全可以设想关于一个实施例所述的特征、部件和/或步骤可以与关于本公开的其他实施例所述的特征、部件和/或步骤组合。此外,本文所提供的尺寸用于特定示例,并且可以设想可利用不同的大小、尺寸和/或比例来实施本公开的概念。为避免不必要的描述性重复,根据一个说明性实施例所描述的一个或多个部件或动作(action)能够适用于其他说明性实施例

或从其他说明性实施例中省略。出于简洁的目的,这些组合的许多重复将不单独进行描述。为简单起见,在一些情况下,贯穿附图使用的相同的标号指的是相同的或相似的部分。

[0024] 下面的实施例将依据器械在三维空间中的状态来描述各种器械和器械的部分。如本文所使用的,术语“位置”指的是对象或对象的一部分在三维空间(例如,沿笛卡尔X,Y,Z坐标的三个平移自由度)中的部位。如本文所使用的,术语“取向”指的是对象或对象的一部分的旋转位移(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”指的是对象或对象的一部分在至少一个平移自由度中的位置,以及该对象或该对象的一部分在至少一个旋转自由度(多达六个总自由度)中的取向。如本文所使用的,术语“形状”指的是沿对象测量的一组姿态、位置或取向。

[0025] 根据各种实施例,医疗程序诸如活检程序可以使用远程操作系统实施以引导器械递送。参考附图的图1,用于例如包括诊断程序、治疗程序或手术程序的医疗程序中的远程操作医疗系统通常通过参考标号100来指示。如将要描述的,本公开的远程操作医疗系统受外科医生的远程操作的控制。在替代实施例中,远程操作医疗系统可以受经编程以执行程序或子程序的计算机的部分控制。在其他替代实施例中,受经编程以执行程序或子程序的计算机的完全控制的完全自动化的医疗系统可以用于执行程序或子程序。如图1所示,远程操作医疗系统100大体包括安装到或靠近手术台0的远程操作组件102,其中患者P定位在手术台0上。医疗器械系统104可操作地耦接到远程操作组件102。操作者输入系统106允许外科医生或其他类型的临床医生S观察表示手术部位的图像,并且控制医疗器械系统104的操作。操作者输入系统106可以被称为主控制台或外科医生的控制台。

[0026] 操作者输入系统106可以位于外科医生的控制台处,外科医生的控制台通常位于与手术台0相同的房间中。然而,应该理解,外科医生S能够位于不同的房间中或完全不同于患者P的建筑物中。操作者输入系统106通常包括用于控制医疗器械系统104的一个或多个控制设备。更具体地,响应于外科医生的输入命令,控制系统112实现医疗器械系统104的伺服机械运动。(一个或多个)控制设备可以包括许多各种输入设备中的一个或多个或任意数量,所述输入设备诸如手柄、操纵杆、追踪球、数据手套、触发枪、手操作的控制器、语音识别设备、触摸屏、人体运动或存在传感器等。在一些实施例中,(一个或多个)控制设备将具有与远程操作组件的医疗器械相同的自由度,以向外科医生提供临场感,(一个或多个)控制设备与器械一体的感知,从而使得外科医生具有好像置身在手术部位处直接控制器械的强烈感觉。在其他实施例中,(一个或多个)控制设备可以具有比相关联的医疗器械更多或更少的自由度,并且仍向外科医生提供临场感。在一些实施例中,(一个或多个)控制设备为手动输入设备,手动输入设备以六个自由度移动并且还可以包括用于致动器械的可致动柄部(例如,用于闭合抓取的钳头、施加电势到电极、递送药用治疗件等)。

[0027] 远程操作组件102支撑医疗器械系统104,并且可以包括一个或多个非伺服控制的链节(例如,可以手动定位并锁定在恰当位置中的一个或多个链节,其通常被称作机构结构(set-up structure))的运动学结构和远程操作操纵器。远程操作组件102包括驱动医疗器械系统104上的输入的多个马达。这些马达响应来自控制系统(例如,控制系统112)的命令而移动。马达包括驱动系统,当耦接到医疗器械系统104时,驱动系统可以将医疗器械推进到自然孔道或手术创建的解剖孔道中。其他机动化的驱动系统可以在多个自由度中移动医疗器械的远端,所述多个自由度可以包括三个线性运动自由度(例如,沿X,Y,Z笛卡尔坐标

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,马达能够用于致动器械的可铰接的(articulable)端部执行器,以用于抓取活检设备等的钳头中的组织。

[0028] 远程操作医疗系统100也包括图像采集系统108,图像采集系统108具有用于从医疗器械系统104的远端处的外科手术工作空间采集图像的一个或更多个子系统。系统操作者看到由图像采集系统108采集的被呈现用于在显示系统110上观察的图像,显示系统110被可操作地耦接到或并入到操作者输入系统106。显示系统110显示由图像采集系统108的子系统生成的手术部位和医疗器械系统104的图像或表征。显示系统110和操作者输入系统106可以被定向为使得操作者用远程呈现的感知来控制医疗器械系统104和操作者输入系统106。显示系统110可以包括多个显示器,诸如用于向操作者的每只眼睛呈现单独的图像的单独的右显示器和左显示器,从而允许操作者观察立体图像。

[0029] 远程操作医疗系统100还包括用于递送或排出流体通过医疗器械系统104的流体管理系统109。例如,流体管理系统109可以包括流体递送系统,用于递送空气、二氧化碳或盐水通过器械以清洁器械的远端。流体管理系统也可以包括抽吸系统,以从患者内部外科手术工作空间中移除流体和碎屑(debris)。

[0030] 替代地或另外地,显示系统110可以使用成像技术诸如计算机断层成像技术(CT)、核磁共振成像(MRI)、荧光镜检查、热像图、超声波、光学相干断层扫描(OCT)、热成像、阻抗成像、激光成像、纳米管X-射线成像等呈现术前或术中记录和/或成像的手术部位的图像。所呈现的术前或术中图像可以包括二维图像、三维图像或四维(包括例如,基于信息的时间的或基于信息的速度)图像和用于再现图像的相关联的图像数据集。

[0031] 远程操作医疗系统100还包括控制系统112。控制系统112包括至少一个存储器和至少一个处理器(未示出),并且通常包括多个处理器,用于实现医疗器械系统104、操作者输入系统106、图像采集系统108以及显示系统110之间的控制。控制系统112还包括编程的指令(例如,储存指令的计算机可读介质)以实施根据本文公开的方面中所述的方法中的一些或全部。虽然控制系统112在图1的简化示意图中被示为单个方框,但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组件102上或与远程操作组件102相邻被执行,处理的另一部分在操作者输入系统106等处执行。可以采用多种多样的集中式或分布式数据处理架构中的任一种。类似地,编程的指令可以实施为多个单独的程序或子程序,或者它们可以结合到本文所述的远程操作系统的多个其他方面中。在一个实施例中,控制系统112支持无线通信协议,诸如蓝牙、红外数据通讯(IrDA)、家庭无线射频(HomeRF)、IEEE 802.11、数字增强无绳通讯(DECT)以及无线遥测技术。

[0032] 在一些实施例中,控制系统112可以包括一个或多个伺服控制器,该一个或多个伺服控制器从医疗器械系统104接收力和/或扭矩反馈。响应于所述反馈,伺服控制器将信号传输至操作者输入系统106。(一个或多个)伺服控制器还可以传输指示远程操作组件102移动(一个或多个)医疗器械系统104的信号,(一个或多个)医疗器械系统104经由人体中的开口延伸到患者体内的内部手术部位。可以使用任何合适的常规或专门的伺服控制器。伺服控制器可以与远程操作组件102分开或成为一体。在一些实施例中,伺服控制器和远程操作组件被提供作为与患者身体相邻安置的远程操作臂推车的一部分。

[0033] 远程操作医疗系统100可以进一步包括可选的操作和支撑系统(未示出),诸如照

明系统、操控(steering)控制系统、冲洗系统和/或抽吸系统。在替代实施例中,远程操作系统可以包括多于一个的远程操作组件和/或多于一个的操作者输入系统。操纵器组件的确切的数目将取决于手术程序和手术室内的空间约束,以及其他因素。操作者输入系统可以放置在一起或者其可以定位在分开的位置中。多个操作者输入系统允许多于一个的操作者以各种组合控制一个或多个操纵器组件。

[0034] 图2图示说明了医疗器械系统200,其可以用作用于在自然孔道或手术创建的孔道处插入患者体内的远程操作医疗系统100的医疗器械系统104。替代地,医疗器械系统200可以用于非远程操作探查性程序或涉及传统手动操作的医疗器械的程序,例如内窥镜检查。

[0035] 器械系统200包括被耦接到器械主体204的导管系统202。导管系统202包括具有近端217和远端或尖端部218的细长的柔性导管主体216。在一个实施例中,柔性主体216具有大约3mm的外径。其他柔性主体外径可以更大或更小。主体216在远端218和近端217之间的整个长度可以被有效地分成节段224。

[0036] 导管系统202可以可选地包括形状传感器222,以用于确定在远端218处的导管尖端和/或沿着主体216的一个或更多个节段224的位置、取向、转速、速度、姿态和/或形状。形状传感器222可以包括与柔性导管主体216对齐的光纤(例如,设置在内部通道内(未示出)或安装在外部)。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。形状传感器系统222的光纤形成光纤弯曲传感器,以用于确定导管系统202的形状。

[0037] 医疗器械系统可以可选地包括位置传感器系统220。位置传感器系统220可以是电磁传感器(EM sensor)系统的部件,其中传感器220包括一个或更多个导电线圈,导电线圈可以经受外部产生的电磁场。

[0038] 柔性导管主体216包括一个或更多个工作通道,一个或更多个工作通道尺寸和形状经设计以接收辅助器械226。辅助器械可以包括例如图像采集探针、活组织检查器械、激光消融纤维或其他外科手术工具、诊断工具或治疗工具。辅助工具可以包括具有单个工作构件的末端执行器,例如解剖刀、钝刀片、光纤或电极。其它末端执行器可以包括例如钳子、抓紧器、剪刀或施夹器。电激活的末端执行器的示例包括电外科电极、传导器、传感器等等。在各种实施例中,辅助工具226可以是图像采集探针(例如内窥镜),其包括在柔性导管主体216的远端218处或远端218附近带有立体或单视相机的远端部,所述远端部用于采集通过图像采集系统108处理以用于显示的图像(包括视频图像)。图像采集探针可以包括被耦接到相机的电缆,以用于传输采集到的图像数据。替代地,图像采集器械可以是耦接到可视化系统的光纤束,例如纤维镜。图像采集器械可以是单光谱或多光谱的,例如在可见光谱、红外光谱或紫外光谱的一个或更多个中采集图像数据。

[0039] 辅助器械226可以容纳在器械的近端和远端之间延伸的电缆、联动装置或其它致动控制件(未示出),以可控制地使器械的远端弯曲。在通过引用以其全文并入本文的美国专利No.7,316,681(提交于2005年10月4日)(公开了“Articulated Surgical Instrument for Performing Minimally Invasive Surgery with Enhanced Dexterity and Sensitivity(用于执行具有增强的灵巧度和灵敏度的微创手术的铰接的手术器械)”)和美国专利申请No.12/286,644(提交于2008年9月30日)(公开了“Passive Preload and Capstan Drive for Surgical Instruments(用于手术器械的被动预载和绞盘驱动)”)中

详细描述了可操控器械。

[0040] 柔性导管主体216也可以容纳在壳体204和远端218之间延伸的电缆、联动装置或其它操控控制件(未示出),以可控地使远端218如所示弯曲,例如由远端的断裂的虚线描绘219所示。在通过引用以其全文并入本文的美国专利申请No.13/274,208(提交于2011年10月14日)(公开了“Catheter with Removable Vision Probe(具有可移除的视觉探头的导管)”)中详细描述了可操控导管。在其中器械系统200由远程操作组件致动的实施例中,壳体204可以包括被可移除地耦接到远程操作组件的机动化的驱动元件并从其接收功率的驱动输入装置。在其中手动操作器械系统200的实施例中,壳体204可包括抓握特征、手动致动器或用于手动控制器械系统的运动的其他部件。导管系统可以是可操控的,或者替代地,系统可以是不可操控的,其不具有用于操作者控制器械弯曲的集成机构。另外地或替代地,在柔性主体216的壁中限定了一个或更多个管腔,医疗器械能够通过所述管腔在目标手术位置处被部署和使用。

[0041] 在各种实施例中,医疗器械系统200可包括用于在肺的检查、诊断、活检或治疗中使用的柔性支气管器械(例如支气管镜或支气管导管)。系统200也适用于在多种解剖系统中的任一种中经由自然或手术创建的连接通道对其他组织的导航和治疗,所述解剖系统包括结肠、肠、肾、脑、心脏、循环系统等。在各种实施例中,医疗器械可以包括刚性结构(例如,刚性内窥镜)而不是柔性导管。

[0042] 在图2的实施例中,器械200在远程操作医疗系统100内被远程操作。在替代实施例中,远程操作组件102可以由直接的操作者控制代替。在直接操作的替代方案中,可以包括用于器械的手持操作的各种手柄和操作者界面/接口。图3是根据本文所述的原理的一个示例的内窥镜可视化系统的前面的前视图。

[0043] 为了正确操作,器械200或其它导管器械、支气管镜或内窥镜的远端应保持无阻塞物。患者流体(例如,粘液或血液)、组织或灼烧烟雾在成像系统的镜头上或在导管工作通道的开口处的累积可对使用这种器械的程序的安全和时间有效的进行产生障碍。一些清洁方法涉及瞄准镜头通过喷嘴注射流体(例如,气体或盐水)或从患者移除器械并且擦除远端的污染物。这两种程序都花费时间,这会影响患者的安全和成本效益。使用注射的流体清洁器械的远端可能在某些情况下引起担忧;例如当器械插入到患者腔体(例如,肺的气道通道)内并且器械尖端的外径完全或基本填充患者腔体的内径时,从而密封住器械尖端的解剖区域远侧。注射以清洁器械尖端的过量流体可能引起解剖区域的密封部分过度膨胀和使周围组织破裂。例如,如果器械是在肺中使用的支气管镜,则这种被注射到由嵌入的(impacted)器械隔离的肺部的区域中的过量的流体可能引起肺壁或胸膜的破裂,导致气胸。根据本文所述的方法和系统,用于器械远端的更有效的清洁方法使排放到患者解剖结构中的流体最小化,同时充分移除阻塞材料。

[0044] 图3是诸如内窥镜、支气管镜、柔性导管器械200或刚性成像器械的细长的医疗器械301的前视图300。根据本示例,医疗器械301包括具有通道303的导管302,细长的成像器械305通过通道303延伸。成像器械305包括镜头306。镜头306上可以具有阻塞物308。阻塞物308可以包括混浊物质或阻碍通过可视化系统的视觉的物体。例如,患者组织或患者流体(例如血液或粘液)可能粘附到镜头306的表面并使镜头306的表面模糊。镜头306上的阻塞物308在通过成像器械305接收的图像中是可见的并被发送给使用者。喷嘴304被配置成喷

射横跨镜头表面的流体310以清除镜头的阻塞物308。所述流体可以是例如盐水、二氧化碳或空气。注意,喷嘴304能够是用于将流体310引导到期望的输出位置/布置的任何结构。

[0045] 图4是示出说明性流体递送系统400的简图,流体递送系统400可以是流体管理系统109的部件。流体递送系统400提供从喷嘴304到医疗器械301的镜头306的高压流体310的短脉冲,以递送低体积的流体310进入患者解剖结构。根据本示例,系统400包括增压流体供应装置(supply) 402、截止阀404、压力调节器406、高速阀408、由触发器410控制的可选的计时器412、喷嘴304和延伸通过医疗器械301的流体供应管腔。计时器412和触发器410连在一起可以被认为是阀控制机构。

[0046] 流体供应装置402可以通过标准方法(例如,在腔室内被压缩)被加压,并且可以是在手术环境中可用的实用工具的标准套件中的现有增压流体递送系统的一部分。流体供应装置402可以通过控制流体310流的截止阀404被连接到系统400。为了监测和维持流体310的增压,可以使用压力调节器406。

[0047] 在一些实施例中,流体310的压力可以被调节以在约50psi(磅/平方英寸)和300psi之间的压力下被排出。在一些示例中,流体的压力可以大于50psi、60psi、75psi、100psi、150psi或甚至大于300psi。流体供应装置402的压力大于由手术室墙壁供应的标准压力。手术室中的增压流体的标准压力供应约为50psi。在一些示例中,压力增大机构用于创建较高的增压流体供应装置402。这种压力增大机构可以包括流体压缩机,例如空气压缩机。在一些示例中,压力增大机构可以是压力放大器(例如由Haskel制造的型号HAA31-2.5或85291)。在一些示例中,压力增大机构可以根据适当的调节器使用的高压瓶装气体。

[0048] 在一些实施例中,高速阀408可以是能够由触发器410和计时器412控制的被打开达短时间段(例如0.5毫秒)的阀408。当阀408打开时,允许增压流体310流入在医疗器械301内延伸的流体供应管腔中流至喷嘴304。在一个示例中,高速阀408是电磁阀。在一个示例中,高速阀408是由Festo制造的型号MHJ-10系列阀。这种阀能够处理压力范围在90-130psi之间的增压流体。在一个示例中,高速阀408是气动阀。

[0049] 阀能够被配置为在可以由计时器确定的预定的时间间隔之后自动停用增压流体的流。在一些实施例中,预定的时间间隔能够为使得所消耗的流体的总量低于阈值水平。能够设置阈值水平以降低患者解剖结构的过度膨胀的风险。阈值水平能够考虑器械在患者解剖结构内的部位。在解剖结构的较小的管腔中,可期望使消耗的流体的总量最小化,并且因此阈值水平可以相对较低,例如0.4立方厘米(ccs)。在一些略大的腔中,可以使用更大的阈值水平,例如2ccs。更大的管腔可以具有甚至更大的阈值。在一些实施例中,能够根据器械的位置手动地(例如,通过用户基于对器械的操纵或对X射线或成像数据的观察)或自动地(例如,基于由手术导航技术或位置传感器确定的器械在患者解剖结构内的位置)调整阈值水平。

[0050] 高速阀408的打开由触发器410控制。触发器410将引起阀408打开达预定的间隔,以将流体的脉冲释放通过医疗器械301的流体供应管腔到喷嘴304。触发器410可以被实施为硬件、软件或两者的组合。例如,触发器可以是被并入到操作者输入系统106中或在远程操作医疗系统100内的另一部位处的开关,并且可由临床医生或助手经由例如临床医生的手或脚的运动、口头命令、眼睛注视命令、或使用用户控制的器具(例如鼠标)致动。例如,触发器410可以是脚踏板。替代地,可以经由触摸板、手指按钮、鼠标按钮或在操作者输入系统

106处的触摸屏按钮提供触发器。经由触发器410传达的打开命令可以经由控制系统112被通信到阀408。在一个示例中,如果临床医生注意到屏幕(例如,图1的显示器110)上的图像由于阻塞物而变得模糊,则临床医生可以手动按压触发器410。

[0051] 虽然触发器410的操作可以由临床医生或助手响应于镜头306上的碎片的可视化而启动,但触发器的操作也可以或替代地基于系统对阻塞物的检测而启动。例如,位于导管302的远端处的光学传感器可以检测阻塞物。在另一示例中,控制系统112可以监测经由镜头306接收的图像并且检测(例如,通过基于傅里叶变换的分析)挡住镜头的物质。基于该检测,控制系统112可以启动触发器的操作。

[0052] 在一些示例中,更复杂的过程可以被用于分析来自医疗器械的成像系统的图像,以便确定镜头是否脏。例如,医疗器械可以在解剖结构的具有较少的纹理(texture)并因此具有较低的锐度和对比度的区域内。图像的锐度、对比度和其他参数将被称为图像的清晰度。自动确定镜头是否脏的功能能够把仪器的位置以及观察到的图像的清晰度作为因素计入。如果器械在解剖结构的预期较低的锐度和对比度的区域内,则能够提高清晰度的阈值量。因此,即使图像显现稍微不清楚,这也不一定意味着镜头是脏的,并且流体的自动脉冲将不会被引导横跨镜头。但是,在预期较高的锐度和对比度的区域中,可以降低清晰度阈值。因此,当图像显现不清楚时,更可能的是这将触发流体横跨镜头的自动脉冲。

[0053] 在一些示例中,能够将当前图像与最近获得的图像进行比较,以确定镜头是否是模糊的并且应该被清洁。例如,在具有较低对比度的区域中,能够将当前图像与最近的图像进行比较。如果当前图像比最近的图像大幅度地更模糊,并且医疗器械在位置上没有进行显著的改变,则能够确定镜头是脏的并且应该被清洁。因此,流体的脉冲将被自动地触发。

[0054] 在一些示例中,可以将图像的遮蔽作为因素计入到是否应当使用脉冲的决定中。例如,如果一定的百分比的图像被遮蔽,则能够启动脉冲。在一个示例中,20%的遮蔽可以触发流体的脉冲。

[0055] 在一些示例中,可以以规定的时间间隔自动触发流体的脉冲。例如,可以每1、2或5秒引导流体的脉冲横跨镜头的表面。也可设想其他的时间间隔。在该示例中,用户不必关心清洁镜头。相反,对于用户来说,且通常地(and on average),镜头的清洁是自动地完成,图像比没有基于间隔的流体脉冲保持更清楚。

[0056] 高速阀408的关闭能够由计时器412控制。计时器412可以被设置为预定的间隔。当高速阀408打开时启动计时器412。计时器被设置为预定的间隔。当预定的时间段已经逝去时,计时器412引起阀408关闭。例如,计时器可以向阀发送指示阀关闭的信号。计时器可以被并入到控制系统112中,使得控制系统向阀发送信号。在一个示例中,预定的时间段可以在大约0.5毫秒和50毫秒的范围内选择。在各种其它实施例中,系统400的性能特性能够经选择或配置成提供期望的流体脉冲时间间隔,而不需要专用计时器。

[0057] 在一些示例中,系统400包括旁通阀409,以将来自高速阀408的任何泄漏引导离开通向喷嘴304的导管通道303。因此,如果在高速阀408内存在任何泄漏,这种额外的流体将穿过旁通阀409并且被引导到除了患者解剖结构的内部之外的其它地方。旁通阀409也可以由触发器412控制。具体地,当高速阀408打开以通过导管302的通道303向喷嘴304递送流体时,旁通阀409从引导泄漏流体至排放管线转换到关(OFF)或关闭状态,从而阻断来自通道303的增压流体的损失。在该模式中,对旁通阀409的阀命令与对流体递送阀408的命令相

反,但是在另一个实施例中,在阀的开(ON)和关(OFF)状态时间选择中可存在重叠。在一些示例中,当阀应当处于指示流体在此时不应当流动的关位置时,流量传感器可用于确定高速阀408中是否存在泄漏。然后旁通阀能够用于将任何泄漏流体引导离开患者的解剖结构。

[0058] 在一些示例中,流体的脉冲可以是气体。在一些情况下,流体的脉冲可以是液体,例如盐水溶液。在一些示例中,流体的脉冲可以在气体和液体之间交替。这可以例如通过使用阀以在加压气体供应装置和加压液体供应装置之间交替来完成。在一些示例中,一系列交替脉冲中的最终脉冲可以是气体的脉冲。

[0059] 在一个不包括诸如压力调节器、高速阀、计时器或触发器等部件的常规流体递送系统的示例中,如由操作者所控制的,可以以10psi供应流体约0.10秒,以递送大约10ccs的流体通过喷嘴、横跨镜头并进入到患者解剖结构。

[0060] 在一个使用流体递送系统400的示例中,可以在较高压力下供应较短的持续时间的流体以递送较小体积的流体。例如,在由计时器412控制的持续时间为0.001秒的100psi的压力下,排出的流体的量为大约0.316立方厘米(cc)。与常规系统相比,系统400因此可以在10倍(1000%)的压力下仅排放3.2%的流体(减少了31倍)。更大的压力提供更大的力用于从镜头和导管的远侧尖端逐出阻塞物。排出的流体的量较低,从而降低了由导管密封的患者的解剖结构过度膨胀的风险。这降低了对患者的组织穿孔或其他损伤的风险。减小的流体体积也可以降低能够使镜头污染物的粘附性恶化的持续空气或二氧化碳射流的干燥效果。尽管所消耗的流体的减小的体积在解剖结构的较小区域中是有益的,但是本文描述的原理可以应用于医疗器械在患者解剖结构的较大腔内的情况。

[0061] 通常,在流体流动(例如气体或液体)的情况下,动压力能够被定义为 $DP = (1/2) \rho v^2$ 。DP是动压力; ρ 是流体密度;且 v 是速度。因此,动压力取决于速度的平方。从镜头移除阻塞物的能力取决于流体射流施加在阻塞物上的拖拽力 F 。拖拽力可以被表示为 $F = C_d \times A \times 1/2 \rho v^2$,其中 C_d 是阻塞物的拽引系数, A 是垂直于流动的阻塞物的横截面面积。因此,阻塞物上的力取决于流体速度的平方。这意味着具有较小压力的较长脉冲将产生实质上更大的体积并且对在镜头表面上的阻塞物产生较小的力。因此,通过增加压力和减小脉冲宽度,镜头能够在使用较小体积的流体的同时被更有效地清洁。

[0062] 例如,使用上述等式,压力的12倍增加对应于速度的大约3.5倍增加。具体地,使用以下等式, $P_1 = 1/2 \rho v_1^2$ 增加12倍到 $P_2 = 1/2 \rho v_2^2$ 。该等式减小到 $12 \times v_1^2 = v_2^2$,其进一步减小到 $v_2 = 3.5 v_1$ 。因此,施加到横跨镜头表面上的流体的体积流率增加约3.5倍,伴随着压力12倍的增加。但是,大幅减少消耗流体的时间将导致所施加的流体的体积明显地更小。例如,将脉冲宽度从约0.1秒改变为0.001秒将导致体积下降100倍。结合所增加的压力,能够实现在阻塞物上施加12倍的力并且具有仅约3.5%的体积的较高速度脉冲。

[0063] 在一些实施例中,流体的高压脉冲可以由特定类型的泵提供。例如,一些可以使用的泵的类型包括但不限于音圈马达泵、压电致动泵、伺服马达控制泵和电磁致动泵。这些泵可以用于代替高速阀408,因此允许非常短的流体脉冲。在一些情况下,代替使用计时器,泵被配置为响应于触发器而产生具有适当宽度的脉冲。

[0064] 图5A是医疗器械的另一个实施例的前视图500,其具有用于向镜头502的表面提供流体的喷嘴508。根据该示例,喷嘴508被放置在邻近镜头502的一侧。照明光纤504也被放置在镜头附近以照亮导管506将通过其导航的通道的外部。

[0065] 图5B提供了图5A的医疗器械的横截面视图。喷嘴508被定位靠近镜头502的表面。喷嘴508中的小开口512被定位和定向成平行且靠近镜头502的表面投射流体。喷嘴508可以连接到端口514,端口514连接到供应管腔。流体递送系统400可以与图5A和图5B的喷嘴配置一起使用。

[0066] 图6是用于向医疗器械的镜头502的表面提供流体的圆形或弯曲狭槽604的透视图600。根据该示例,喷嘴604包括在探针尖端602和被固定在导管护套608内的导管末端件604之间的弯曲狭槽604。利用弯曲狭槽604,流体可以通过两个内管腔之间的空间被递送。例如,流体可以在贯穿导管的光纤电缆和包围光纤电缆的管腔之间被递送。因此,流体可以从在面602的顶部处的开口604被投射,并且在606处集中,朝向镜头的相对侧横跨镜头502,在面602的底部离开。流体递送系统400可以与图6的喷嘴配置一起使用。该医疗器械在美国专利申请No. [ISRG006000]中被更详细的描述,其通过引用以其全文并入本文。

[0067] 图7是示出引起待施加到医疗器械的镜头的流体的脉冲的脉冲信号的简图。根据本示例,水平轴704代表时间。垂直轴702代表阀位置。具体地,阀可以处于关闭位置710或打开位置712。当阀触发器被启动时,脉冲信号被发送到阀,阀打开准许增压流体进入供应管腔。计时器被配置为提供脉冲信号706。脉冲宽度708(即,持续时间)可以根据用于将增压流体施加到镜头的期望的时间段来设置。如上所述,脉冲宽度可以在约0.5毫秒至50.0毫秒的范围变化。也设想到脉冲宽度的其它范围。通常,脉冲宽度将基于增压流体的压力设定。如前所述,在一些实施例中,较高的流体压力可准许脉冲持续时间的不成比例的减小,这提供增加的清洁效率,同时显著地减少所递送的流体的体积。

[0068] 在一些示例中,开环电流波形可以被施加到用于提供流体的脉冲的阀或泵。开环波形可以被成形以针对系统动力学,使得根据期望施加流体的脉冲。例如,波形可以被成形为使得脉冲具有初始步长但是然后缓慢下降。可以使用其他类型的脉冲形状使流体脉冲按照期望起作用。然而,在一些情况下,可以使用闭环波形。因此,反馈控制系统能够被用于仔细地控制阀的打开或泵的移动,以引导期望量的流体横跨镜头的表面。例如,反馈控制环能够被用于控制泵以产生小于两立方厘米的流体的脉冲。

[0069] 图8A和图8B是图示说明在镜头表面上的阻塞物的图。在一些情况下,镜头的表面可以覆盖有疏水涂层。图8A图示说明了这种情况。疏水涂层降低了液体物质粘附到镜头802的表面的程度。疏水镜头表面802上的液体物质更可能形成如图8A中图示的圆珠804。这产生了用于液体804的圆珠的更高的拽引系数 C_d ,并且将珠状阻塞物804的中心在流806中放置地更高,其中远离镜头802的表面的速度更大。这也产生更多的用于拖曳力的表面积。具体地,较大的表面积对应于上述等式 $F = C_d \times A \times 1/2 \rho v^2$ 中的 A ,并且较高的拽引系数对应于上述等式 $F = C_d \times A \times 1/2 \rho v^2$ 中的 C_d 。因此,由于拽引系数、横截面面积和在所施加的流体脉冲流中的投射高度的增加,液体微滴上的力增加。具体地,被平行于表面802投射的增压流体806将捕获更多的珠状阻塞物804,并且更有效地移动或逐出阻塞物804。另外,如本领域技术人员将理解的,流体从喷嘴的速度分布图为使得速度在更靠近由于边界层而使液体微滴所粘附至的表面的部位处减小。

[0070] 图8B图示说明了亲水表面803。在亲水表面的情况下,液体阻塞物808牢固地并更紧密地粘附到表面803。因此,拽引系数和阻塞物808的高度减小。因此,冲击附着的阻塞物808的增压流体806的部分将处于较低的速度,并且在更紧密地附着的阻塞物808上施加较

小的力,并且将不太有效地移除阻塞物。因此,通过将疏水涂层802施加到镜头的表面,使得从镜头的表面移除阻塞物更有效。具体地,当与指向接近和平行于镜头表面并且在更短的持续时间内处于更高的速度的射流结合使用时,疏水涂层在降低粘附力的同时具有增加拖拽力的协同有益效果。

[0071] 图9是示出用于清洁医疗器械系统的镜头的说明性方法的流程图。根据本示例,方法900包括将增压流体的压力控制到预定的水平或范围的过程902。过程904包括激活通过医疗器械的导管的增压流体的流。过程906包括在预定的持续时间之后停用增压流体的流。过程908包括引导增压流体横跨导管的远侧表面。所述过程可以重复,直到导管中的成像系统的镜头被由用户或上述检测系统确定的阻塞物被清除。在一些替代的实施例中,每次检测到阻塞物时可以递送预设数量的脉冲,或者可以在持续的基础上以固定间隔递送脉冲。

[0072] 本公开的系统和方法可以用于肺的连接的气管通道。所述系统和方法也可适用于在多种解剖系统中的任一种中经由自然或手术创建的连接通道用于其他组织的导航和治疗,所述解剖系统包括腹部、结肠、肠、肾、脑、心脏、循环系统等。本公开的方法和实施例也适用于非手术应用。

[0073] 本文所述的系统和方法使用这样的示例,其中通过流体的高压、短脉冲清除的表面是成像系统的镜头的表面。然而,在一些情况下,本文所述的原理可应用于能够受益于清洁的器械的其它表面。例如,可以应用增压流体的脉冲以清洁光递送工具的表面、外科工具的(一个或多个)组织接触表面(例如,抓持器或脉管密封器的钳口、手术刀的刀片、或活检工具的采样结构)。

[0074] 本发明的实施例中的一个或多个元件可以在软件中实施,以在计算机系统(诸如控制处理系统600)的处理器上执行。当在软件中实施时,本发明的实施例的元件本质上为执行必要任务的代码段。程序或代码段能够存储在处理器可读存储介质或设备中,其中所述设备可以已经通过传输介质或通信链接经由实施在载波中的计算机数据信号下载。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、半导体介质以及磁性介质。处理器可读存储设备示例包括电子电路;半导体设备、半导体存储器设备、只读存储器(ROM)、闪存存储器、可擦除可编程只读存储器(EPROM);软盘、CD-ROM、光盘、硬盘或其他存储设备。代码段可以经由计算机网络(诸如因特网、内联网等)进行下载。

[0075] 注意,所呈现的过程和显示可以不固有地与任何具体计算机或其他装置相关。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以执行所描述的操作是方便的。各种这些系统的所需结构将作为元件在权利要求书中出现。此外,本发明的实施例并不参考任何特定的编程语言进行描述。应该认识到,各种编程语言均可以用于实施如本文所述的本发明的教导。

[0076] 尽管已经在附图中示出且描述本发明的某些示例性实施例,但应该理解,此类实施例仅是对广义发明的说明而非对其进行限制,并且由于本领域的普通技术人员可以想到各种其他修改,因此本发明的实施例不限于所示和所述的特定结构和布置。

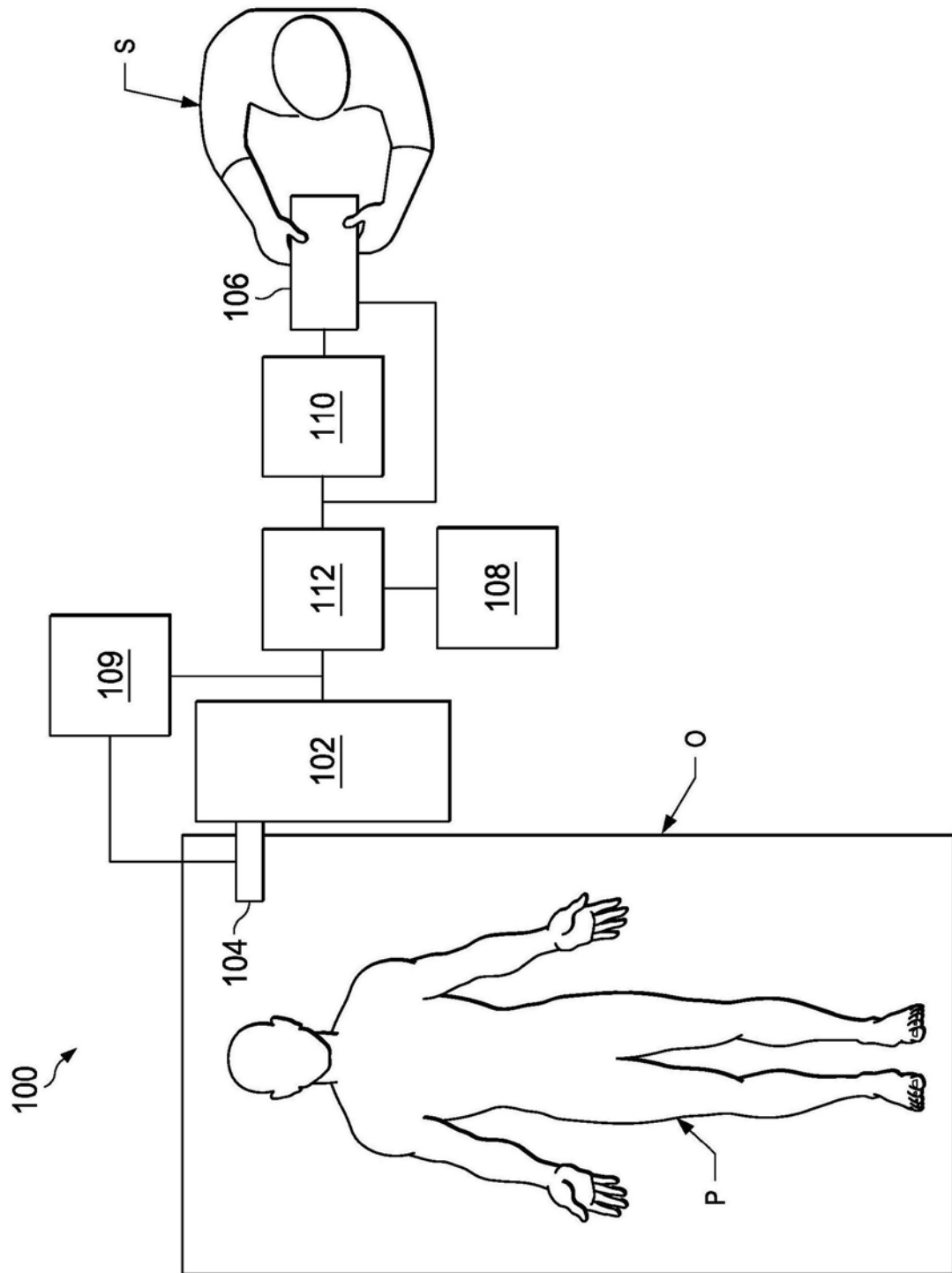


图1

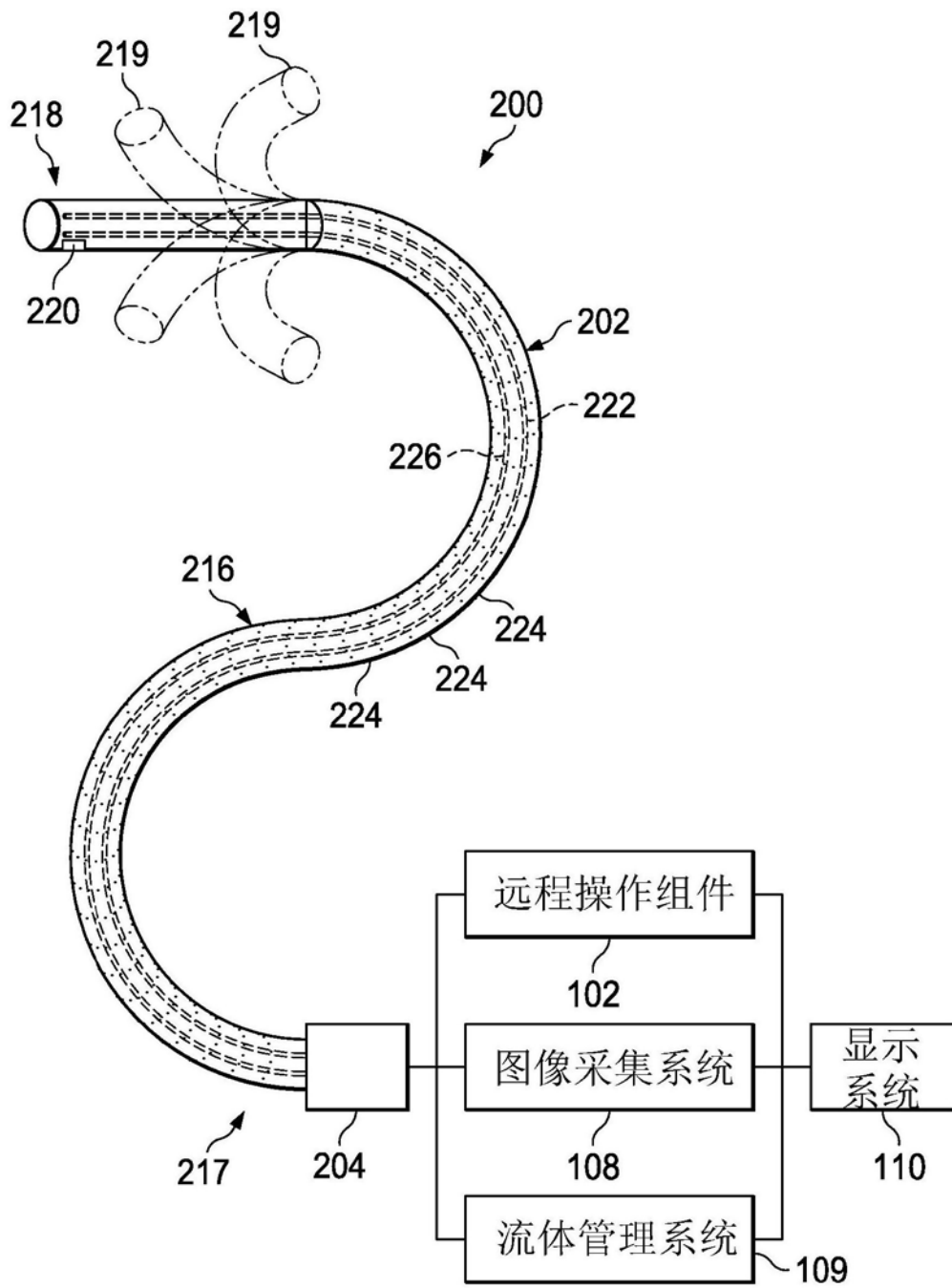


图2

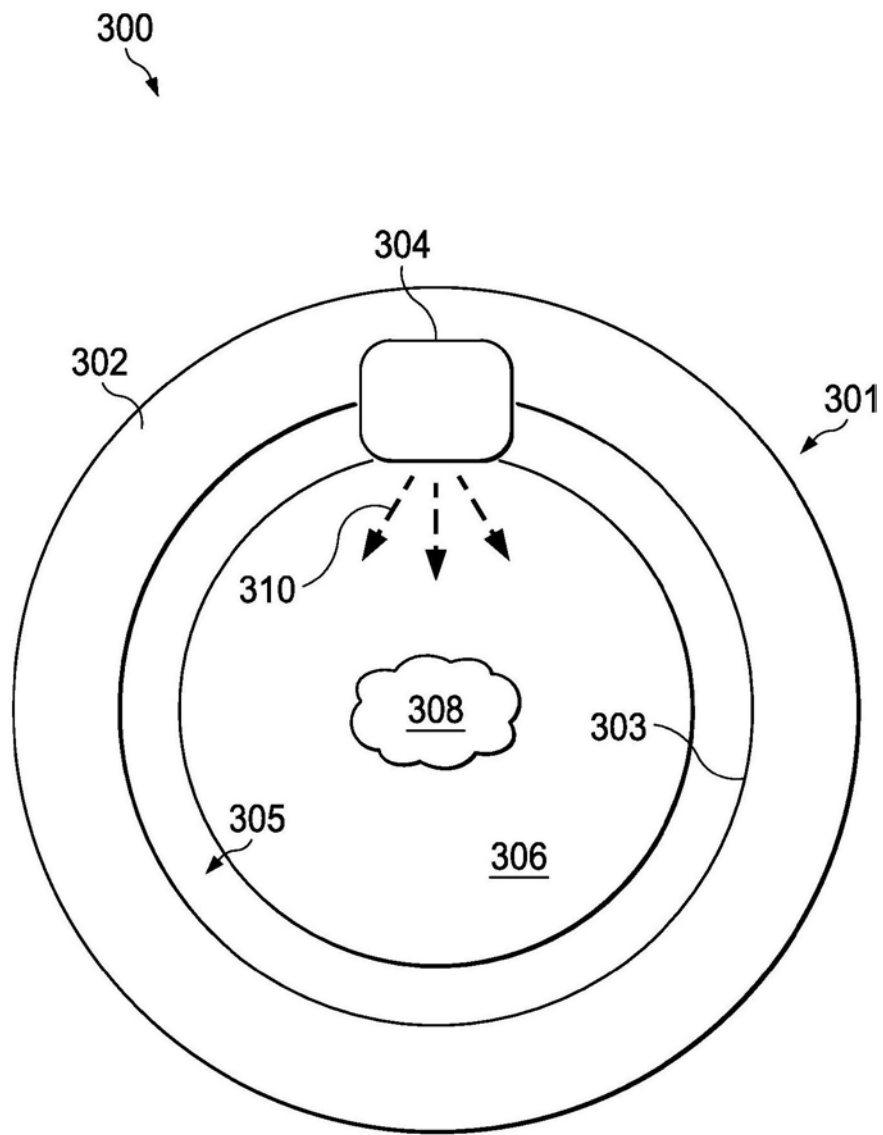


图3

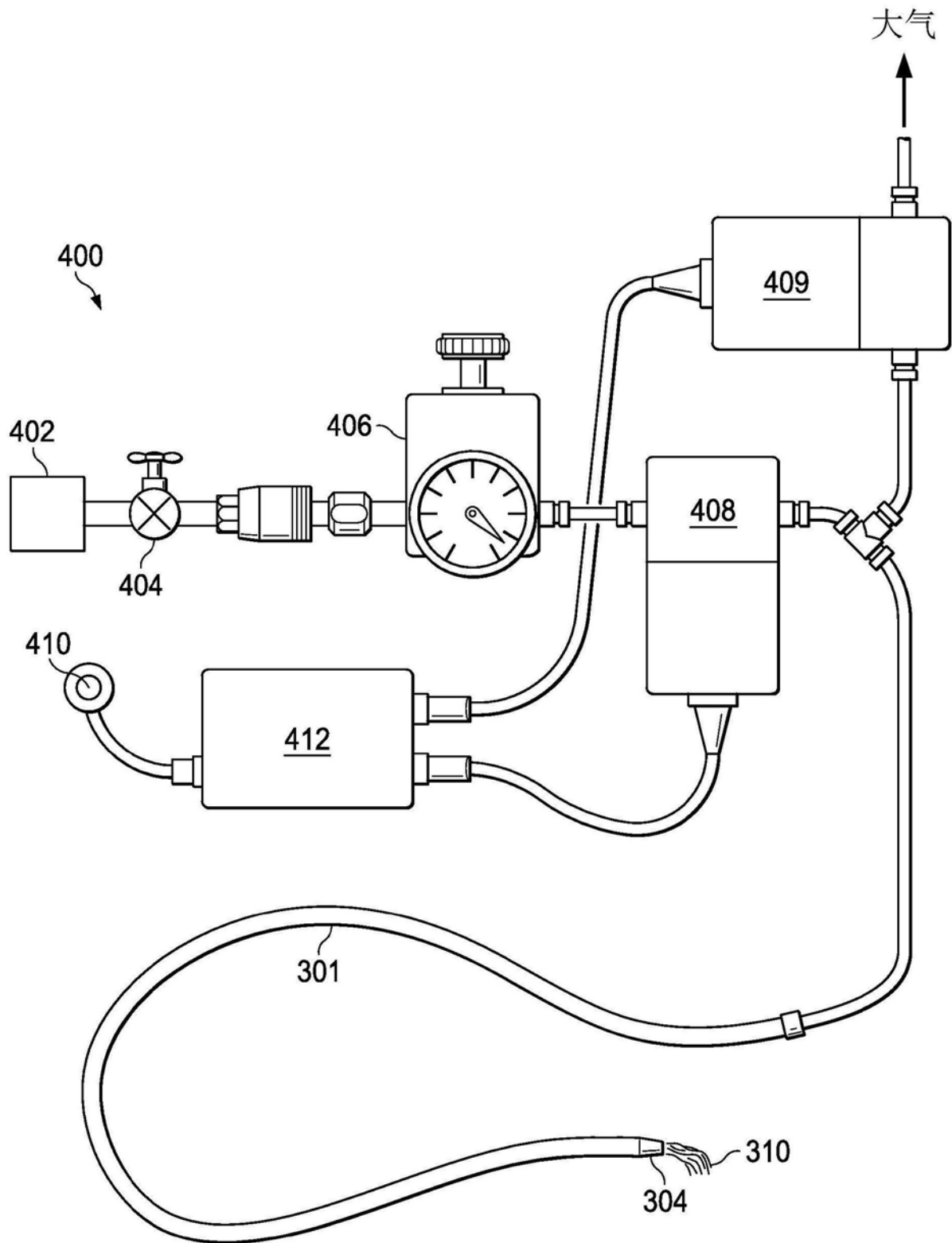


图4

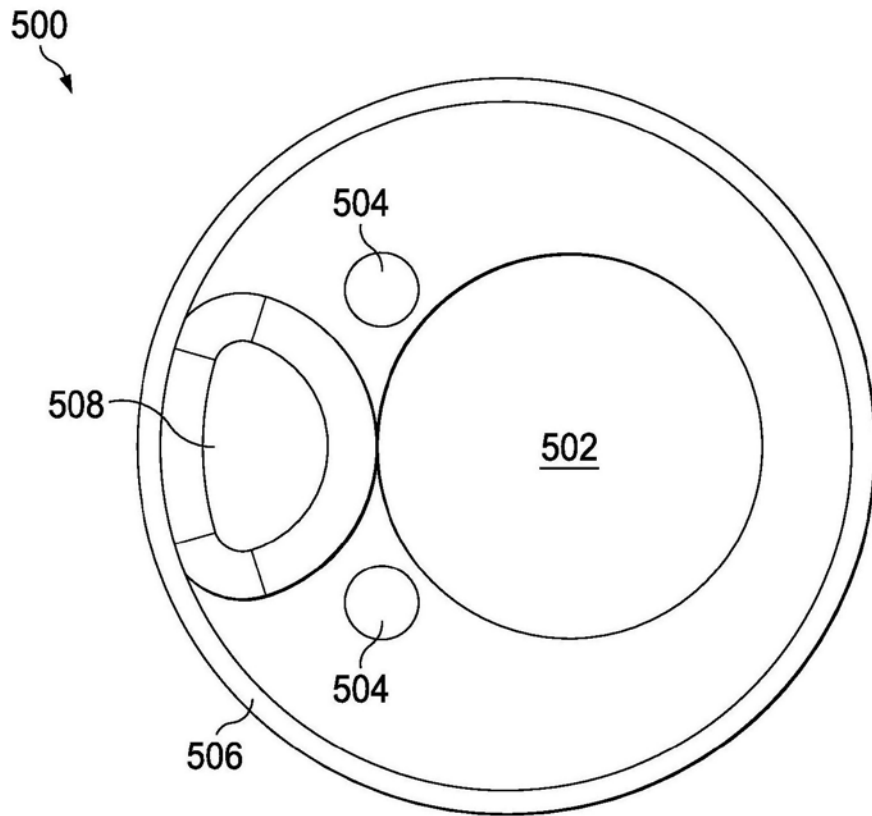


图5A

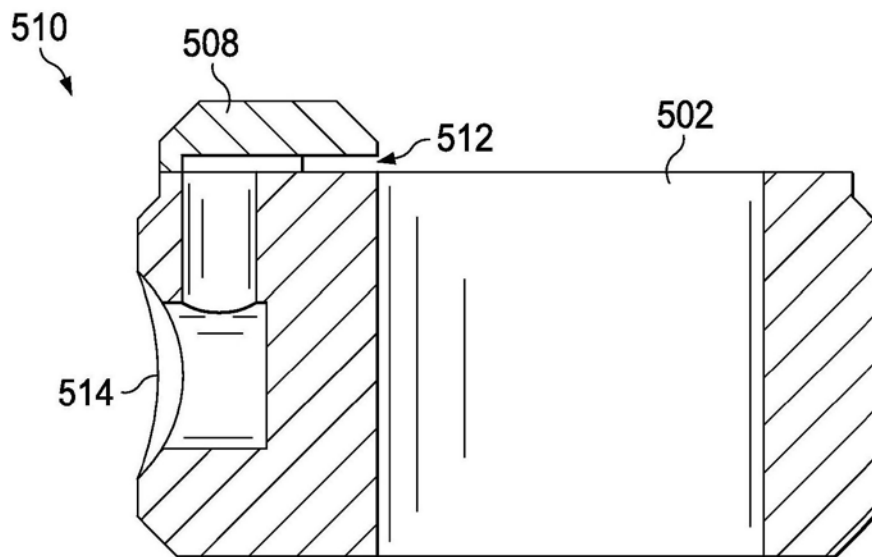


图5B

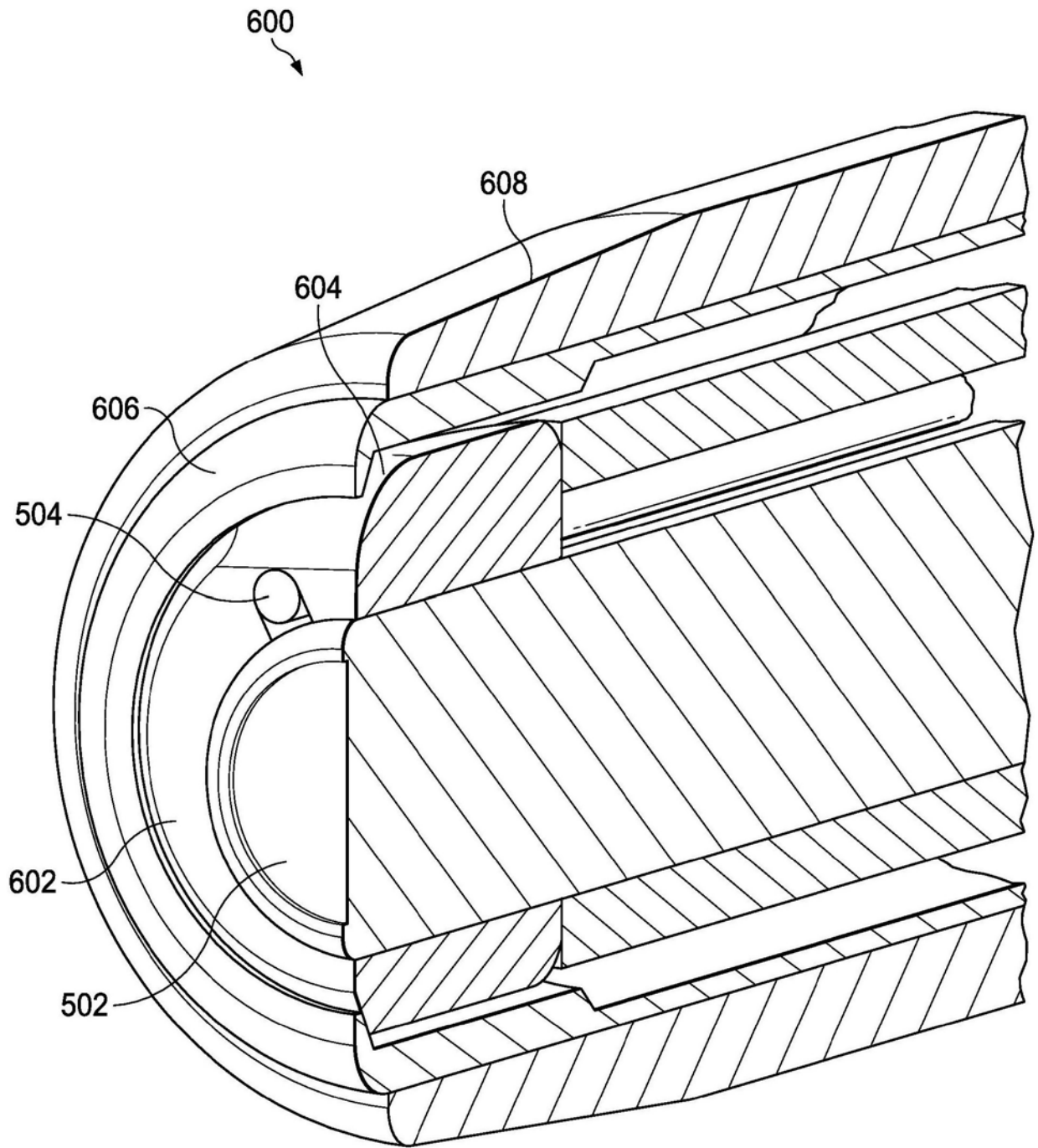


图6

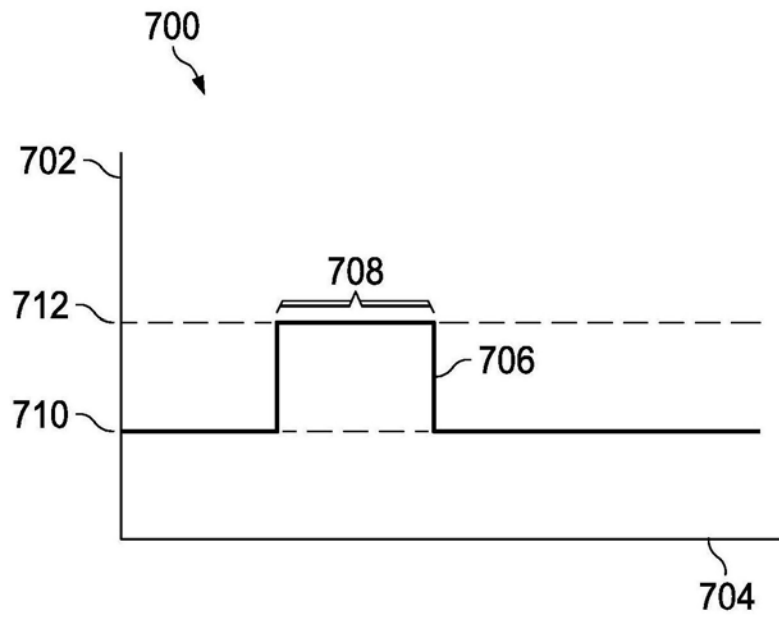


图7

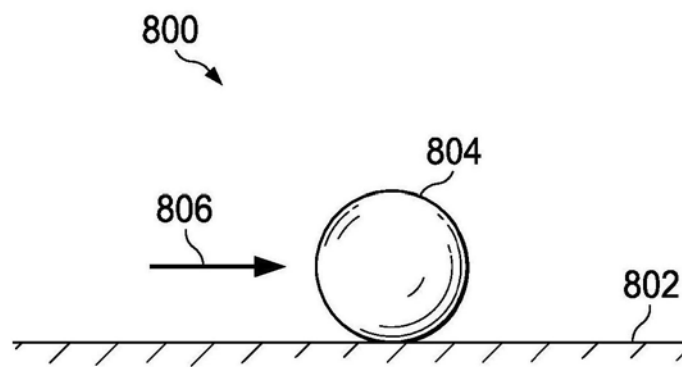


图8A

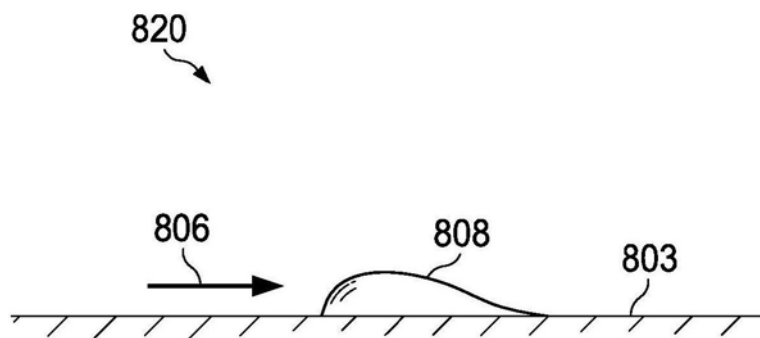


图8B

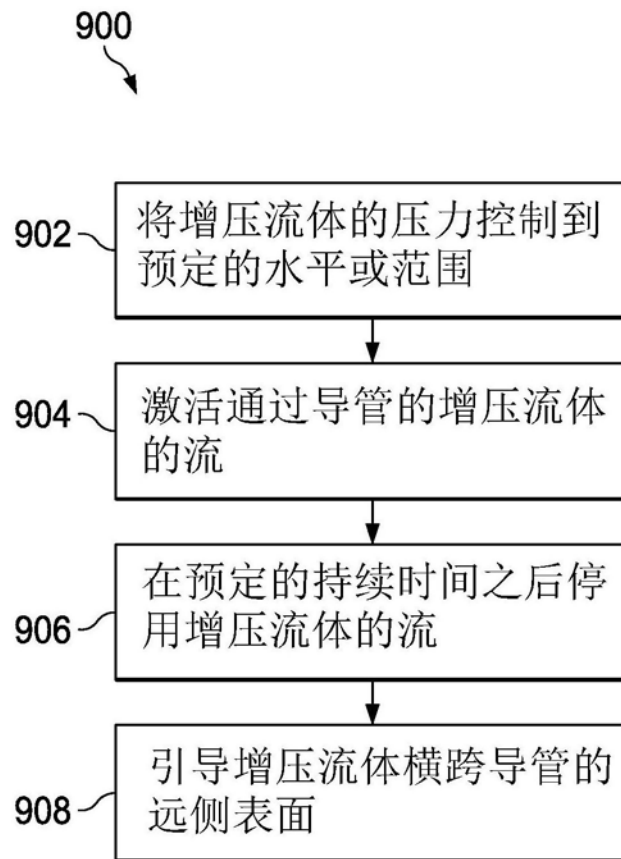


图9

专利名称(译)	用于清洁内窥镜器械的系统和方法		
公开(公告)号	CN107072521A	公开(公告)日	2017-08-18
申请号	CN201580050794.5	申请日	2015-08-11
[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	SJ布鲁门克兰兹 F 巴巴格力 T赵		
发明人	S·J·布鲁门克兰兹 F·巴巴格力 T·赵		
IPC分类号	A61B1/12 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/126 A61B1/00091 B08B3/02 B08B5/02		
代理人(译)	赵志刚		
优先权	62/037299 2014-08-14 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种方法包括提供医疗器械、启动横跨医疗器械的表面的增压流体的流，所述增压流体具有大于标准手术室供应的压力，并且在预定的持续时间之后终止增压流体的流。

