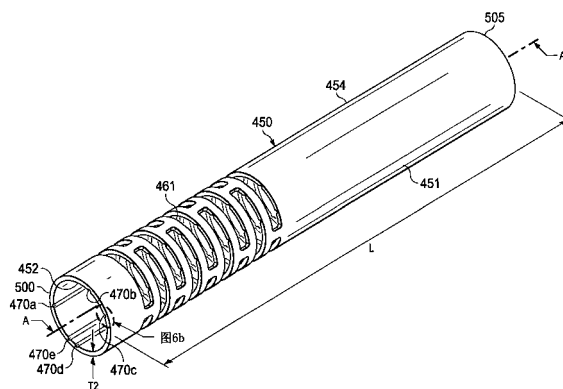




(45)授權公告日 2019. 06. 18

具有帶槽的可操控管的柔性器械

本文描述了一种微创外科手术器械,其包括细长的柔性主体、多个管道、多个腱以及可操控管。细长的柔性主体包括近侧部分和远侧部分。每个管道包括管腔,并且从近侧部分延伸通过细长的柔性主体进入远侧部分。腱从细长的柔性主体的近侧部分延伸到远侧部分,并且每个腱可致动以弯曲可操控管。可操控管被耦连到细长的柔性主体的远侧部分,并且可操控管包括内表面、外表面、具有在内表面和外表面之间延伸的厚度的壁以及在壁中的被配置成接收腱的多个通道。



1. 一种微创外科手术器械,其包括:  
细长的柔性主体,其包括近侧部分、远侧部分、内护套和可操控管;  
多个管道,每个管道包括管腔,并且在所述内护套内延伸;  
多个腱,其从所述细长的柔性主体的所述近侧部分并且超过所述多个管道的远端延伸到所述细长的柔性主体的所述远侧部分,每个腱可致动以弯曲所述可操控管;并且  
其中所述远侧部分包括所述可操控管,所述可操控管包括内表面、外表面、具有在所述内表面和所述外表面之间延伸的厚度的壁、具有在所述壁的所述内表面或所述外表面中的敞开的横截面形状的多个槽以及近端和远端,所述槽配置为接收所述腱以及所述腱延伸经过的所述内护套的突起。
2. 根据权利要求1所述的微创外科手术器械,其中在所述壁中的所述多个槽中的至少一个被配置成接收所述多个管道中的一个。
3. 根据权利要求2所述的微创外科手术器械,其中所述多个管道中的至少一个在所述管腔内容纳所述多个腱中的至少一个。
4. 根据权利要求1所述的微创外科手术器械,其中所述多个管道中的至少一个在所述管腔内容纳传感器元件。
5. 根据权利要求1所述的微创外科手术器械,其中所述管道包括盘管。
6. 根据权利要求2所述的微创外科手术器械,其中每个腱相对于致动器被固定在其近端处,并且在其远端处被固定到所述可操控管。
7. 根据权利要求1所述的微创外科手术器械,其中所述多个管道中的至少一个管道从所述近侧部分延伸进入所述可操控管中的所述多个槽中的一个。
8. 根据权利要求1所述的微创外科手术器械,其中所述多个槽被设置在所述可操控管的所述壁的所述外表面上。
9. 根据权利要求1所述的微创外科手术器械,其中所述多个槽被设置在所述可操控管的所述壁的所述内表面上。
10. 根据权利要求1所述的微创外科手术器械,其中所述多个槽从所述可操控管的近端延伸到远端,并且被取向成基本平行于所述可操控管的纵向轴线。
11. 根据权利要求1所述的微创外科手术器械,其中所述多个槽从所述可操控管的近端延伸到远端,并且相对于所述可操控管的纵向轴线以弯曲图案取向。
12. 根据权利要求1所述的微创外科手术器械,其中所述可操控管在所述内护套和外护套之间延伸。
13. 根据权利要求1所述的微创外科手术器械,其中所述内护套在所述可操控管和外护套之间延伸。
14. 一种微创外科手术系统,其包括:  
致动器;  
细长的柔性主体,其包括近侧部分、远侧部分以及延伸通过所述近侧部分的柔性护套;  
耦连到所述细长的柔性主体的所述远侧部分的可操控管,所述可操控管包括内表面、外表面、具有在所述内表面和所述外表面之间延伸的厚度的壁以及多个槽,所述多个槽具有在所述壁的所述内表面或所述外表面中的敞开的横截面形状;  
嵌入所述柔性护套的多个管道;和

多个致动腱,每个致动腱被耦连到所述致动器,延伸通过所述多个管道中的一个,沿所述可操控管的所述多个槽中的一个延伸超过所述多个管道中的所述一个的远端,并且被耦连到所述细长的柔性主体的所述远侧部分,

其中所述多个致动腱可致动以弯曲所述可操控管,并且

其中所述多个槽配置为接收所述多个致动腱以及所述多个致动腱延伸经过的所述柔性护套的突起。

15. 根据权利要求14所述的微创外科手术系统,其中所述柔性护套从所述细长的柔性主体的所述近侧部分延伸进入所述远侧部分内。

16. 根据权利要求14所述的微创外科手术系统,其中所述多个管道中的每个包括管腔,并且其中所述多个管道中的至少一个在所述管腔内容纳传感器元件。

17. 根据权利要求14所述的微创外科手术系统,其中所述管道包括盘管。

18. 根据权利要求14所述的微创外科手术系统,其中每个管道在其远端处被固定到所述柔性护套。

19. 根据权利要求14所述的微创外科手术系统,其中所述多个槽被设置在所述可操控管的所述壁的所述外表面上。

20. 根据权利要求14所述的微创外科手术系统,其中所述多个槽被设置在所述可操控管的所述壁的所述内表面上。

21. 根据权利要求14所述的微创外科手术系统,其中所述多个槽从所述可操控管的近端延伸到远端,并且被取向成基本平行于所述可操控管的纵向轴线。

22. 根据权利要求14所述的微创外科手术系统,其中所述多个槽从所述可操控管的近端延伸到远端,并且相对于所述可操控管的纵向轴线以弯曲图案取向。

23. 根据权利要求14所述的微创外科手术系统,其中所述可操控管包括所述可操控管的所述壁中的多个切口特征部。

24. 根据权利要求23所述的微创外科手术系统,其中所述可操控管的所述壁中的所述多个切口特征部被取向成基本垂直于所述可操控管的纵向轴线。

25. 根据权利要求14所述的微创外科手术系统,其中所述多个管道相对于所述细长的柔性主体的所述近侧部分的纵向轴线以第一径向图案布置,并且所述槽相对于所述可操控管的纵向轴线以所述第一径向图案布置,从而使得所述多个致动腱从所述细长的柔性主体的所述近侧部分到所述远侧部分保持所述第一径向图案。

## 具有带槽的可操控管的柔性器械

### 技术领域

[0001] 本公开涉及用于导航患者解剖结构以进行微创程序的系统和方法,更具体涉及用于操控小轮廓柔性介入性器械进入患者解剖结构的装置和方法。

### 背景技术

[0002] 微创医疗技术旨在减少介入性程序期间被损坏的组织的量,从而减少患者恢复时间、不舒适以及有害的副作用。这种微创技术可以通过患者解剖结构中的自然孔口或者通过一个或更多个外科手术切口执行。通过这些自然孔口或切口,临床医生可以插入介入性器械(包括外科手术器械、诊断器械、治疗器械或活检器械)以到达目标组织位置。为了到达目标组织位置,微创介入性器械可以导航解剖系统(诸如肺、结肠、肠、肾、心脏、循环系统或诸如此类)中自然的或外科手术产生的通路。一些微创医疗器械可以被远程操作或以其它方式被计算机辅助。遥控(telerobotic)介入性器械可以被用来导航通过患者解剖结构,并且这种器械需要足够小从而物理地配合在那些解剖腔内。制造如下的柔性遥控器械可能是有挑战性的,该器械的大小设计成包含适于远程或遥控操作的机械结构,并且具有足够小以便导航这种小通路的外直径。对于被配置用于插入解剖通路或外科手术产生的通路的遥控外科手术器械来说,需要改善的设备和系统。

### 发明内容

[0003] 本发明的实施例被所附的权利要求概括。

[0004] 在一个示例性方面中,本公开涉及一种微创外科手术或诊断器械,其包括细长的柔性主体、多个管道、多个腱(tendon)以及可操控管。在一个方面中,细长的柔性主体包括近侧部分和远侧部分。在一个方面中,每个管道包括管腔并且延伸通过细长的柔性主体的近侧部分。在一个方面中,多个腱从细长的柔性主体的近侧部分延伸到远侧部分,每个腱可致动以弯曲可操控管。在一个方面中,可操控管延伸在细长的柔性主体的远侧部分内,并且包括内表面、外表面以及具有在内表面和外表面之间延伸的厚度的壁。在一个方面中,可操控管包括在壁中的被配置成接收腱的多个通道。

[0005] 在另一个示例性方面中,本公开涉及一种微创外科手术或诊断系统,其包括致动器、细长的柔性主体、可操控管、多个管道以及多个致动腱。在一个方面中,细长的柔性主体包括近侧部分、远侧部分以及限定中心管腔并且延伸通过所述近侧部分的柔性护套。在一个方面中,可操控管被耦连到细长的柔性主体的远侧部分,并且包括内表面、外表面以及具有在内表面和外表面之间延伸的厚度的壁。在一个方面中,可操控管包括在壁中的被配置成接收管道的多个通道。在一个方面中,多个管道被嵌入在柔性的护套内,并且每个管道包括管腔并延伸通过柔性的内护套。在一个方面中,多个管道中的至少一个管道从近侧部分延伸通过远侧部分中的可操控管。在一个方面中,每个致动腱相对于致动器被固定在近端处,并且延伸通过多个管道中一个的管腔进入可操控管的壁。在一个方面中,多个致动腱可致动以弯曲可操控管。

[0006] 应当理解,前面的总体描述和下面的具体描述实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。在这方面,本公开的附加方面、特征和优点通过下面的具体描述对于本领域技术人员来说将是明显的。

## 附图说明

[0007] 当阅读附图时,本公开的各方面从下面的具体实施方式中得到最佳理解。需要强调的是,按照行业中的标准惯例,各种特征不按比例绘制。事实上,为了讨论的清楚起见,各种特征件的尺寸可以被任意地增大或减小。此外,本公开可以在各种示例中重复附图标号和/或字母。这个重复是为了简单和清楚,并且其自身不规定各种实施例和/或所讨论的配置之间的关系。

[0008] 图1图示根据本公开实施例的遥控介入性系统。

[0009] 图2图示根据本公开实施例的介入性器械系统。

[0010] 图3图示根据本公开实施例的导管系统的可操控部分,其示出使系统能够铰接的各种元件的相对位置。

[0011] 图4图示根据本公开实施例的图2中示出的器械系统的示例性近侧部分的横截面视图。

[0012] 图5图示根据本公开实施例的图2中示出的器械系统的示例性远侧部分的横截面视图。

[0013] 图6a图示根据本公开的一个实施例的示例性可操控管的透视图。

[0014] 图6b图示图6a中示出的示例性可操控管的一部分的详细的透视图。

[0015] 图7图示图2中描绘的器械系统的示例性远侧部分的横截面视图。

[0016] 图8图示根据本公开实施例的示例性可操控管的透视图。

[0017] 图9图示图2中描绘的器械系统的示例性远侧部分的横截面视图。

[0018] 图10图示导航管状结构内的转弯的非示例性器械系统的示例性放射成像。

[0019] 图11图示导航管状结构内的转弯的示例性器械系统的示例性放射成像,其中示例性器械系统根据本公开的原理合并嵌入的管道和可操控管。

## 具体实施方式

[0020] 为了促进对本公开原理的理解,现在将参考附图中图示的实施例,并且特定语言被用来描述相同的内容。然而应当理解,不旨在限制本公开的范围。在下面的本发明的各方面的详细描述中,许多具体细节被阐述,以便提供对所公开的实施例的透彻理解。但是,对本领域技术人员来说显而易见的是,本公开的实施例可以在没有这些具体细节的情况下被实践。在其它实例中,熟知的方法、程序、部件和电路没有被具体地描述,以避免不必要地模糊本发明实施例的各方面。

[0021] 所描述的设备、器械、方法的任何改变和进一步的修改,以及本公开的原理的任何的进一步应用被完全预期,因为本公开涉及的本领域的技术人员通常能够想到。具体地,完全可以预期到,关于一个实施例描述的特征、部件和/或步骤可以与关于本公开的其它实施例描述的特征、部件和/或步骤结合。此外,本文所提供的尺寸用于具体的示例,并且可预期到不同的大小、尺寸和/或比率可以用来实现本公开的概念。为了避免不需要的描述性重

复,根据一个说明性实施例描述的一个或多个部件或动作可以被使用或省略,因为可用于其它说明性实施例。为了简明起见,这些组合的许多重复将不再单独地描述。为了简洁起见,在一些实例中,贯穿附图使用相同的参考标号用于指代相同的或相似的部件。

[0022] 下面的实施例将根据在三维空间中器械和器械的部分的状态描述器械和器械的部分。如本文所使用的,术语“位置”是指在三维空间(例如,沿笛卡尔X、Y、Z坐标的三个平移自由度)中对象或对象的一部分的定位。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、俯仰和偏航)。如本文所使用的,术语“位姿”是指在至少一个平移自由度中对象或对象的一部分的位置,以及在至少一个旋转自由度(多达六个总的自由度)中对象或对象的一部分的取向。如本文所使用的,术语“形状”指的是沿细长的对象所测量的一组位姿、位置或取向。

[0023] 应当理解,本文所使用的术语“近侧”和“远侧”参考临床医生操纵从临床医生延伸到手术部位或诊断部位的器械的末端。术语“近侧”是指较靠近临床医生的器械的部分,而术语“远侧”是指远离临床医生并且较靠近手术部位或诊断部位的器械的部分。为了简要和清楚起见,针对附图,在本文中可以使用空间术语,诸如“水平的”、“竖直的”、“在...上方”和“在...下方”。但是,外科手术器械和诊断器械以很多取向和位置使用,并且这些术语并不旨在是限制性的和绝对的。

[0024] 本公开整体涉及在铰接设备(articulating device)的操作中使用的可操控管。在一些实例中,本公开的实施例被配置为遥控系统的一部分。本领域技术人员将认识到,本文公开的可操控管可以被用在需要可操控远侧梢部的类似(例如,非遥控的)应用中。

[0025] 本文所公开的可操控管由柔性材料形成,并且被配置为承载控制线缆或腱。本文所公开的可操控管的壁包括被成形并且被配置为承载控制线缆/腱的槽或通道。通过允许控制线缆/腱停留在这些槽或通道内,本文公开的可操控管考虑到可操控管的厚度的增加,而没有不期望地增加铰接设备的可操控部分的外直径,或者不期望地减小铰接设备的内腔直径。在一些实施例中,槽或通道相对于可操控管的铰接切除特征被智能地对准,以最大化可操控管的机械性能。因此,本文所公开的可操控管可以改善铰接设备的可操控部分的耐久性和性能,并且可以增加使用这些可操控管的铰接设备的合适的应用的范围。

[0026] 根据各种实施例,诸如活检程序的医疗程序可以通过使用远程操作系统引导器械递送来执行。参考附图中的图1,例如,在包括诊断程序、治疗程序或外科手术程序的医疗程序中使用的远程操作医疗系统通常由附图标号100指示。如将要描述的,本公开的远程操作医疗系统处于外科医生的远程操作控制下。在可替换的实施例中,远程操作医疗系统可以处于编程为执行程序或子程序的计算机的局部控制下。在其它可替换的实施例中,处于编程为执行程序或子程序的计算机的完全控制下的完全自动的医疗系统可以被用于执行程序或子程序。如在图1中所示,远程操作医疗系统100通常包括被安装到手术台0或在手术台0附近的远程操作组件102,患者P被安置在手术台0上。医疗器械系统104被可操作地耦连到远程操作组件102。操作者输入系统106允许外科医生或其它类型的临床医生S观察手术部位的图像或表示手术部位的图像,以及控制医疗器械系统104的操作。

[0027] 操作者输入系统106可以位于外科医生的控制台,其通常位于与手术台0相同的房间。但是,应当理解,外科医生S可以位于与患者P的不同的房间或完全不同的建筑物中。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。(一个或

更多个)控制设备可以包括任何数量的各种输入设备中的一个或多个,诸如握柄、操纵杆、跟踪球、数据手套、触发枪、手动操作的控制器、语音识别设备、触摸式屏幕、身体运动或存在的传感器等等。在一些实施例中,(一个或多个)控制设备将被提供有与远程操作组件的医疗器械相同的自由度,从而向外科医生提供远程呈现,即(一个或多个)控制设备与器械成一体以便外科医生具有仿佛在手术部位现场直接控制器械的强烈感觉的感知。在其它实施例中,(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,并且仍然向外科医生提供远程呈现。在一些实施例中,控制设备是手动输入设备,其以六个自由度移动,并且其也可以包括用于致动器械(例如,用于关闭抓取钳,将电势应用到电极,递送药物治疗等等)的可致动手柄。

[0028] 远程操作组件102支持医疗器械系统104,并且可以包括一个或多个非伺服控制连接装置(例如,可以被手动地安置并锁定在适当位置的一个或多个连接装置,通常被称为设置结构(set-up structure))的运动学结构和远程操作的操纵器。远程操作组件102包括驱动医疗器械系统104上的输入装置的多个马达。这些马达响应于来自控制系统(例如,控制系统112)的命令而移动。马达包括驱动系统,其在耦连到医疗器械系统104时可以将医疗器械推进到自然解剖结构孔口或外科手术产生的解剖结构孔口。其它机动化的驱动系统可以使医疗器械的远端以多个自由度移动,多个自由度包括三个线性运动(例如,沿X、Y、Z笛卡尔轴线的线性运动)自由度以及三个旋转运动(例如,围绕X、Y、Z笛卡尔轴线的旋转)自由度。此外,马达可以被用于致动器械的可铰接的末端执行器,其用于抓取活检设备等的夹钳中的组织。

[0029] 远程操作医疗系统100也包括具有一个或多个子系统的传感器系统108,用于接收关于远程操作组件的器械的信息。这个子系统可以包括:位置传感器系统(例如,电磁(EM)传感器系统);用于确定导管梢部和/或沿器械系统104的柔性主体的一个或多个区段的位置、取向、速度、速率、位姿和/或形状的形状传感器系统;和/或用于捕获来自导管系统的远端的图像的可视化系统。

[0030] 远程操作医疗系统100也包括显示系统110,其用于显示由传感器系统108的子系统产生的手术部位和医疗器械系统104的图像或表示。显示器110和操作者输入系统106可以被取向,因此操作者可以在具有远程呈现的感知情况下控制医疗器械系统104和操作者输入系统106。

[0031] 可替换地或此外,显示系统110可以呈现通过使用成像技术在手术前或手术中记录 and/或成像的手术部位的图像,成像技术是诸如计算机断层摄影术(CT)、磁共振成像(MRI)、荧光镜检查、温度记录法、超声、光学相干断层摄影术(OCT)、热成像、阻抗成像、激光成像、纳米管X射线成像等。所呈现的手术前或手术中的图像可以包括二维、三维或四维(包括,例如,基于时间的或基于速率的信息)图像和用于再生这些图像的相关联的图像数据集。

[0032] 在一些实施例中,显示系统110可以显示虚拟可视化图像,其中医疗器械的实际位置与手术前或同时发生的图像配准(例如,被动态地参考),以向外科医生呈现在医疗器械梢部的位置处的内部手术部位的虚拟图像。

[0033] 在其它实施例中,显示系统110可以显示虚拟可视化图像,其中医疗器械的实际位置与先前的图像(包括手术前记录的图像)或同时发生的图像配准,以向外科医生呈现在手

术部位处的医疗器械的虚拟图像。医疗器械系统104的一部分的图像可以被叠加在虚拟图像上,以协助外科医生控制医疗器械。

[0034] 远程操作医疗系统100也包括控制系统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、传感器系统108和显示系统110之间的控制。控制系统112也包括编程指令(例如,存储指令的计算机可读介质),以实施根据本文公开的各方面描述的一些或所有的方法。虽然控制系统112在图1的简化示意图中被示为单个块,但系统可以包括两个或更多个数据处理电路,处理的一部分任选地在远程操作组件102上或邻近远程操作组件102被执行,处理的另一部分在操作者输入系统106等处被执行。广泛多样的集中式或分布式的数据处理架构的任一种可以被采用。类似地,编程指令可以被实现为许多单独的程序或子例程,或者它们可以被合并到本文所描述的远程操作系统的许多其它方面。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)、家用射频(Home RF)、IEEE 802.11、DECT(数位加强式无线通讯)和无线遥测。

[0035] 在一些实施例中,控制系统112可以包括一个或更多个伺服控制器,其接收来自医疗器械系统104的力和/或扭矩反馈。响应于反馈,伺服控制器将信号传递到操作者输入系统106。(一个或更多个)伺服控制器也可以传递指示远程操作组件102移动医疗器械系统104的信号,医疗器械系统104通过患者身体的开口延伸进入身体内的内部手术部位。任何合适的常规的或专用的伺服控制器可以被使用。伺服控制器可以从远程操作组件102分离,或者与远程操作组件102集成。在一些实施例中,伺服控制器和远程操作组件被提供作为邻近患者身体安置的远程操作臂推车的一部分。

[0036] 控制系统112还包括虚拟可视化系统,用于为(一个或更多个)医疗器械系统104提供导航辅助。使用虚拟可视化系统的虚拟导航基于参考与解剖通路的三维结构相关联的采集的数据集。更具体地,虚拟可视化系统处理使用成像技术成像的手术部位的图像,成像技术是诸如计算机断层摄影术(CT)、磁共振成像(MRI)、荧光镜检查、温度记录法、超声、光学相干断层摄影术(OCT)、热成像、阻抗成像、激光成像、纳米管X射线成像或诸如此类。软件被用于将所记录的图像转化成部分的或整体的解剖器官或解剖区域的二维或三维的复合表示。图像数据集与复合表示相关联。复合表示和图像数据集描述通路的各种位置和形状以及它们的连通性。用于产生复合表示的图像可以在临床程序期间在手术前或手术中被记录。在可替换的实施例中,虚拟可视化系统可以使用标准表示(即,不是特定患者)或标准表示与特定患者数据的混合。复合表示和由复合表示产生的任何虚拟图像可以表示在一个或更多个运动阶段期间(例如,在肺的吸气/呼气循环期间)可变形的解剖区域的静态位姿。

[0037] 在虚拟导航程序期间,传感器系统108可以被用于计算器械相对于患者解剖结构的大概位置。位置可以被用于产生宏观水平的患者解剖结构的跟踪图像和患者解剖结构的虚拟内部图像。使用光纤传感器配准和显示医学器具与(诸如来自虚拟可视化系统的那些)手术前记录的外科手术图像的各种系统是已知的。例如,(2011年5月13日提交的)美国专利申请No.13/107562(公开了“Medical System Providing Dynamic Registration of a Model of an Anatomical Structure for Image-Guided Surgery”)公开了一种这样的系统,该申请通过引用以其整体并入本文。

[0038] 远程操作医疗系统100可以进一步包括任意的操作和支持系统(未示出),诸如照

明系统、操控控制系统、灌洗系统和/或抽吸系统。在可替换的实施例 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。操纵器组件的确切数量除其它因素之外还将取决于外科手术程序和手术室内的空间约束。操作者输入系统可以被放在一起,或者它们可以被安置在分离的位置中。多个操作者输入系统允许多于一个的操作者以各种组合来控制一个或更多个操纵器组件。

[0039] 图2图示介入性器械系统200,其可以被用作遥控介入性系统100的介入性器械系统104。可替换地,介入性器械系统200可以被用于非机器人的探测程序或涉及诸如内窥镜检查的传统手动操作的介入性器械的程序中。在各种实施例中,介入性器械系统200可以包括柔性支气管器械,诸如用在肺的检查、诊断、活检或治疗中的支气管镜或支气管导管。系统也适于通过自然通路或外科手术产生的连接通路在各种解剖系统的任一个中的其它组织的导航和治疗,所述解剖系统包括结肠、肠、肾、脑、心脏、循环系统或诸如此类。

[0040] 器械系统200包括耦连到器械主体204的导管系统202。导管系统202包括具有近端217和远端或梢部部分218的细长的柔性主体216。远侧部分221在远端218和过渡部段230之间延伸。近侧部分220在过渡部段230和近端217之间延伸。在一个实施例中,柔性主体216具有大约3mm的外直径。其它柔性主体外直径可以更大或更小。在一些实施例中,柔性主体外直径从近端217到远端218渐缩。在其它实施例中,在近端217处的柔性主体外直径大于在远端218处的柔性主体外直径。在一些实施例中,柔性主体外直径贯穿近侧部分220基本没有变化。在一些实施例中,柔性主体外直径贯穿远侧部分221基本没有变化。在一些实施例中,柔性主体外直径贯穿近侧部分220和/或远侧部分221可以渐缩。在其它实施例中,在从近侧部分220的较大外直径到远侧部分221的较小直径的过渡部段230处的柔性主体216中可以存在突然的改变或停止。

[0041] 导管系统202可以任选地包括形状传感器222,用于确定在远端218处的导管梢部的和/或沿主体216的一个或更多个区段224的位置、取向、速度、位姿和/或形状。远端218和近端217之间的主体216的整个长度可以被有效地分成区段224。如果器械系统200是遥控介入性系统100的介入性器械系统104,则形状传感器222可以是传感器108的部件。如果器械系统200被手动操作,或者以其它方式被用于非机器人程序,则形状传感器222可以被耦连到询问形状传感器并且处理所接收的形状数据的跟踪系统。

[0042] 形状传感器系统222可以包括与柔性的导管主体216对齐的光纤(例如,被提供在内部管道(未示出)内或外部地安装)。形状传感器系统222的光纤可以形成用于确定导管系统202的至少一部分的的形状的光纤弯曲传感器。用于监测三维中光纤的形状和相对位置的各种系统和方法被描述在以下文献中:2005年7月13日提交的公开“Fiber optic position and shape sensing device and method relating thereto(光纤位置和形状感测设备及其相关的方法)”的美国专利申请No.11/180,389,2004年7月16日提交的公开“Fiber-optic shape and relative position sensing(光纤形状和相对位置感测)”的美国临时专利申请No.60/588,336,以及1998年6月17日提交的公开“Optical Fibre Bend Sensor(光纤弯曲传感器)”的美国专利No.6,389,187,它们的全部内容通过引用并入本文。在其它的替代方案中,采用其它应变感测技术的传感器可以是合适的,其它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。在其它可替换的实施例中,可以通过使用其它技术确定导管的形状。

[0043] 更具体地,通过光纤的光被处理以检测导管系统202的形状,并且用于使用该信息协助外科手术程序。传感器系统(例如,如图3中描述的传感器系统108或另一种类型的跟踪系统)可以包括用于产生和检测用于确定导管系统202的的形状的光的询问系统。这个信息又可以被用于确定其它相关的变量,诸如介入性器械的部分的速率和加速度。

[0044] 柔性导管主体216包括大小和形状被设计成接收辅助工具226的管腔225。辅助工具可以包括,例如,图像捕获探针、活检设备、激光消融纤维或其它的外科手术工具、诊断工具或治疗工具。辅助工具可以包括末端执行器,其具有单个工作构件,诸如手术刀、刀片、光纤或电极。例如,其它末端执行器可以包括一对或多个工作构件,诸如镊子、抓取器、剪刀或施夹钳。电激活的末端执行器的示例包括电外科电极、换能器、传感器等。

[0045] 在各种实施例中,辅助工具226可以是包括梢部部分的图像捕获探针,该梢部部分具有设置在柔性导管主体216的远端218附近的立体摄像机或单视场摄像机用于捕获图像(包括视频图像),该图像被处理用以显示。图像捕获探针可以包括耦合到摄像机的线缆,用于传递所捕获的图像数据。可替换地,图像捕获器械可以是光纤束,诸如耦合到成像系统的纤维镜。图像捕获器械可以是单光谱或多光谱的,例如捕获可见光谱中的图像数据,或者捕获可见光谱和红外线光谱或紫外线光谱中的图像数据。

[0046] 导管系统202可以任选地包括位置传感器系统231(例如,电磁(EM)传感器系统),如果由于例如来自手术间中其它器材的磁干扰,该位置传感器系统变得不可靠,或者如果其它导航跟踪系统更可靠,则该位置传感器系统可以由操作者或自动系统(例如,控制系统112的功能)禁用。位置传感器系统231可以是EM传感器系统,其包括可以经受外部产生的电磁场的一个或更多个导电线圈。然后,EM传感器系统231的每个线圈产生感应的电信号,其具有取决于相对于外部产生的电磁场的线圈的位置和取向的特征。在一个实施例中,EM传感器系统可以被配置和安置以测量六个自由度(“6-DOF”),例如,三个位置坐标X,Y,Z和指示基点的俯仰、偏航和滚动的三个取向角,或者测量五个自由度,例如,三个位置坐标X,Y,Z和指示基点的俯仰和偏航的两个取向角。EM传感器系统的进一步描述被提供在1999年8月11日提交的公开“Six-Degree of Freedom Tracking System Having a Passive Transponder on the Object Being Tracked(具有在被跟踪的对象上的被动转发器的六自由度跟踪系统)”的美国专利No.6,380,732中,其全部内容以引用方式并入本文。

[0047] 柔性导管主体216也可以容纳延伸在器械主体204和远端218之间的线缆、连杆机构或其它操控控制装置(在图2中未示出),从而可控制地弯曲或转动远侧部分221,例如,如远侧部分的虚线型式所示。在一些实施例中,柔性主体216能够限定一个或更多个附加的管腔,介入性器械、线缆、连杆机构和/或其它操控控制装置(作为非限制性示例,诸如盘管和腱)可以延伸通过这些管腔。

[0048] 在器械系统200被遥控组件致动的实施例中,器械主体204可以包括耦合到遥控组件的机动化的驱动元件的驱动输入装置。在器械系统200被手动地操作的实施例中,器械主体204可以包括抓握特征件、手动致动器以及用于手动控制器械系统的运动的其它部件。导管系统可以是可操控的系统,或者可替换地,可以是不具有用于器械弯曲的操作者控制的集成机构的不可操控的系统。在一些实施例中,近侧部分220被配置成响应于作用在柔性主体上的力而被动地偏转,并且远侧部分221被配置成响应于遥控组件和/或来自器械主体204的控制信号而主动地铰接。

[0049] 图3图示具有近侧部分302、远侧部分304以及设置在其之间的过渡部段306的导管系统300的一部分。导管系统300可以与上面关于图2所述的导管系统202相同。近侧部分302可以与近侧部分220的最远侧区段224相同,并且远侧部分304可以与导管系统202的远侧部分221的最近侧区段224相同。在一些实施例中,过渡部段306与图2中所示的近侧部分220和远侧部分221之间所示的过渡部段230相同。在所描绘的实施例中,远侧部分304包括最近侧可操控区段307。可操控区段307包括近端308和远端309。

[0050] 管腔310(例如,管腔225)在中心延伸通过导管系统300的近侧部分302、过渡部段306和远侧部分304。导管系统300包括具有成层的壁部件(见图4和图5)的柔性壁312,为了清楚起见,其在图3的图示中被省略。

[0051] 鲍登线缆314从导管系统300的导管柔性主体(例如,柔性主体216)的长度向下延伸到远侧部分304。在这个实施例中,鲍登线缆314完全延伸在或至少部分延伸在壁312内。鲍登线缆314包括管道或盘管(coil pipe)316,控制线或腱318延伸通过该管道或盘管316。盘管316容纳沿柔性主体长度的腱318,并且腱318可以在盘管316内纵向地滑动。盘管316在远侧部分304内的可操控区段307近侧的过渡部段306处终止。腱318在过渡部段306处延伸出盘管316,进入近端308,延伸通过可操控区段307,并且附连到远端309。

[0052] 在所描绘的实施例中,四个盘管316周向地布置在围绕管腔310的壁312中。其它实施例可以包括任何数量的盘管316,其在壁312内以各种对称的或不对称的图案中的任何图案布置。

[0053] 在所描绘的实施例中,盘管316在大致垂直于管腔310的共同平面中在可操控区段307的柔性壁312内终止。如图3中所示,盘管316在壁312的非离散部分中终止,在该非离散部分中盘管316被嵌入或锚定到壁312(或类似的柔性的类似护套的结构)。在所描绘的实施例中,每个盘管316的远端320被直接地固定到可操控区段307近侧的壁312。在一些实施例中,盘管316可以具有表面处理以帮助到壁312的固定。在一些实施例中,作为非限制性示例,每个盘管316的远端320可以通过粘合剂或熔融被固定到壁312。在所描绘的实施例中,盘管316的远端320不被锚定到柔性壁312或导管系统300内的任何分立元件,诸如刚性环。相反,每个盘管316在被配置成由承载在特定盘管316内的腱318操控的任何一个可操控区段(例如,可操控区段307)的近侧的位置处终止在壁312内并且附接到壁312。在其它实施例中,盘管316的远端320可以被锚定到导管系统300的柔性壁312内的分立元件。腱318继续经过盘管316的远端320,以延伸通过可操控区段307,并且在可操控区段307的远端309终止。对于附加的结构支撑,附加的线盘(wire coil)可以在盘管缠绕中被包裹在每个盘管316周围。

[0054] 尽管所描绘的实施例中的盘管316在近侧部分302内的共同平面中终止,应当理解,各个盘管316可以延伸进入柔性主体216的任何长度,并且盘管316终止在不同的长度(例如,不在共同平面中)处。例如,在一些实施例中,盘管316的至少一个延伸柔性主体的整个长度或基本上整个长度(例如,到远侧部分304内的最远侧可操控区段)。在其它实施例中,盘管316仅部分地沿柔性主体的长度延伸。

[0055] 每个腱318的近端耦连到致动器(未示出)。在一些实施例中,致动器可以被设置在图2中示出的器械主体204内。通过使用盘管316,由致动器施加到腱318的张力与特定的区段307隔离。这些鲍登线缆314可以被远程地致动,并且可以被用于选择性地施加到可

操控区段307并且铰接可操控区段307。腱318可以由各种材料的任何一种制成,所述材料包括但不限于不锈钢、钛、镍钛诺、超高分子量聚乙烯以及本领域技术人员已知的任何其它合适的材料。在一些实施例中,鲍登线缆314在构造上和操作上基本类似于2007年10月11日提交并且在2009年4月16日公布的标题为“System for Managing Bowden Cables in Articulating Instruments (用于管理铰接器械中的鲍登线缆的系统)”的美国专利申请No.2009/0099420 A1中所公开的线缆,该申请全部内容以引用方式并入本文。如上所述,本领域技术人员应当理解,附加的盘管可以通过或围绕可操控区段307行进,以在导管的近侧部分或远侧部分的更远侧区段终止。

[0056] 图4图示近侧部分330(例如,在图2中描绘的示例性导管系统202的近侧部分220)的横截面视图。在近侧部分330处,柔性主体332包括限定管腔334的多层的中空的柱形管。在近侧部分330中,柔性主体332包括外护套350、支撑层355、线圈层360和内护套365,其中每个绕管腔334被同心地且同轴地设置。外护套350包括被配置成承载位置传感器系统372的至少一部分(例如,EM传感器导线和/或相关联的位置信号导线)的管腔370。在所描绘的实施例中,支撑层355包括嵌入的支撑部件375,其在细长的柔性主体332的铰接期间协助维持管腔334(以及任何其它的管腔)的开放。在一些实施例中,作为非限制性示例,支撑部件375包括管状编织元件,诸如,聚酰亚胺编织物。支撑部件可以抵抗径向膨胀,并且/或者增加扭转刚度。支撑部件375被夹在支撑层355之间,其由两个分别挤压的长度的柔性管材制成,所述柔性管材可以相互结合并且/或者结合到支撑部件375。线圈层360也可以在细长的柔性主体332的铰接期间协助维持管腔334(以及任何其它的管腔)的开放。在一些实施例中,线圈层360包括具有开阔螺距(open pitch)或密集螺距(closed pitch)的缠绕元件。在其它实施例中,线圈层360包括纺织或编织元件。其它实施例可以缺少支撑层355和/或线圈层360。其它实施例可以在外护套350和内护套365之间包括任何数量的或任何布置的支撑层和/或线圈层。

[0057] 内护套365包括具有从内表面405延伸到外表面410的厚度T的一定长度的柔性管材。内护套包括五个管道,包括被配置成承载腱401的四个管道400a、400b、400c和400d,以及被配置成承载传感器元件415的传感器管道400e。在一些实施例中,管道400a-e包括成形为圆柱形的线圈或盘管(例如,盘管316)的窄的材料带。这种管道的盘绕性质可以允许其在张力和压缩下表现得很好。每个管道400a-e可以在预成型的通道内延伸通过内护套,或者当内护套围绕管道被挤压时,每个管道可以被嵌入内护套。管道400可以绕内护套365不对称地布置。在其它实施例中,根据器械系统200的应用和结构,内护套365可以包含任何数量、类型和布置的管道400。

[0058] 在图4的实施例中,管道400被设置在内护套365内,比内护套365的外表面410更靠近内表面405,从而产生突起420。在所描绘的实施例中,突起420是管腔内的突起。换句话说,突起420延伸进入管腔334。在其它实施例中,管道400可以设置在内护套365内,比所描绘的实施例中所示更靠近外表面410,并且突起420可以比所示更小或者在外表面410上或者不存在。

[0059] 在一些实施例中,内护套365、支撑层355和/或支撑部件375被配置成将管道400维持在通过柔性主体216的长度或至少一部分长度的基本已知的径向位置中。这可以允许延伸通过柔性主体332的感觉纤维(例如,传感器元件415和/或位置传感器系统231)的形状和

取向与柔性主体332的形状和取向之间的可靠的相关性。在一些实施例中,管道400的径向位置相对于内表面405和外表面410沿柔性主体332的长度改变。例如,在一些实施例中,当管道400朝向远侧部分向远侧延伸通过柔性主体332时,管道400可以更靠近外表面410偏移。

[0060] 腱401(例如,腱318)被同轴设置在管道400a、400b、400c和400d内。在一些实施例中,管道400a-e被配置成维持柔性主体管腔334的开放或敞开,并且最小化摩擦,使得腱401可以在管道内自由地滑动或浮动。在一些实施例中,管道400a-e被配置成提供沿柔性主体332的长度的腱318的可靠安置。

[0061] 在这个实施例中,管道400a-e在内护套365内沿管道400a-e的基本整个长度延伸。在一些现有技术的导管系统中,操控线缆(例如,鲍登线缆)延伸通过导管管腔,同时不附接到管腔壁,或者附接到导管壁上仅周期的锚定位置或线缆终止位置。在其它的现有技术系统中,操控线缆周期地附连到导管的外表面。在这两种现有技术构造中,操控线缆将与导管壁分离,产生附连点之间的直线(通常被称为“豁开(cheese-wiring)”的情况)。在图4的实施例中,内护套365捕获管道400,防止与导管壁的分离。如将进一步针对图10和图11所描述的,当在曲折的解剖通路中使用,在不使用用于管道锚定或终止的刚性环的情况下,将管道完全地或至少部分地嵌入在柔性主体332的壁内可以允许柔性主体抵抗形成锐利的弯曲(在刚性环的部位处或在刚性环的部位附近)。

[0062] 管道400可以由任意数量的各种柔性材料构造而成,所述材料包括但不限于尼龙、聚酰亚胺、PTFE(聚四氟乙烯)、Pebax(嵌段聚醚酰胺树脂)以及本领域技术人员已知的任何其它适合的材料。管道400可以被构造具有线圈或编织结构。内护套365可以由任意数量的各种柔性材料构造而成,所述材料包括但不限于聚氨基甲酸酯、FEP(氟化乙烯高聚物)、Pebax以及本领域技术人员已知的任何其它适合的材料。

[0063] 图5图示远侧部分331(例如,在图2中描绘的示例性导管系统202的远侧部分221)的横截面视图。在远侧部分331处,柔性主体332包括限定管腔334的多层的中空的柱形管。在远侧部分331中的柔性主体332包括外护套440、可操控管450以及内护套365,其中每个绕管腔334被同心地且同轴地设置。在一些实施例中,外护套440与上面关于图4描述的外护套350相同,或者与其连续。在所描绘的实施例中,外护套440包围可操控管450,并且可操控管450同心地围绕限定管腔334的内护套365。外护套440可以被配置成当可操控管450弯曲或挠曲时,支撑和约束可操控管450。在一些实施例中,外护套440被配置成在可操控管450运动的情况下弯曲和挠曲,而对可操控管450的运动没有不适当的限制。

[0064] 如上面针对图4所描述的,内护套365包括五个管道,其包括被配置成承载腱401的四个腱管道400a、400b、400c和400d,以及被配置成承载传感器元件415的传感器管道400e。在远侧部分331中,管道400a-e更靠近内护套的外表面410,并且进入管腔334的突起被消除。在各种可替换的实施例中,管道中所有或一些可以在近侧部分的远端处(例如,在图2中的过渡部段230处)终止,从而使得只有腱,不是管道,延伸进入导管的远侧部分。一些可替换的实施例可以在导管的远侧部分331中缺少内护套365,并且管道400a-e可以如下面进一步详细的描述被可操控管450捕获。

[0065] 可操控管450包括设置在内护套365和外护套440之间的管状构件。可操控管450具有壁451和在壁451的内表面452和外表面454之间延伸的壁厚T2。远侧部分331具有跨越管

腔334的内直径D1和跨越外护套440的外直径D2。内直径D1的范围可以是从小1.5mm到2.5mm,并且外直径D2的范围可以是从小2.5mm到4mm。这些测量被提供仅仅是为了示例性的目的,而并不旨在限制。可操控管450被成形和配置成最大化在内护套365和外护套440之间的被约束的环状空间中的轴向刚度,同时承载在凹口(indentation)或槽470a-e内的管道400,这在下面将被进一步描述。

[0066] 图6a图示根据本公开的一个实施例的可操控管450的透视图。在图6a中描绘的实施例中,可操控管450包括具有从近端500延伸到远端505的长度L的中空的、细长的、管状构件。在所描绘的实施例中,可操控管450在非挠曲状态中具有柱形形状,并且沿纵向轴线AA延伸。

[0067] 可操控管450可以包括多个切口或切口特征部461。切口特征部461形成具有提供轴向的弯曲和扭转刚度的最佳平衡的图案。在所描绘的实施例中,切口特征部基本垂直于纵向轴线AA被形成。切口特征部461允许可操控管450在多维中弯曲。在一些实施例中,可操控管450的任何给定部分中的切口频率和图案可以决定该部分的柔性。在一些实施例中,切口的较高的空间频率可以对应于较高的柔性。在所描绘的实施例中,切口特征部461仅沿可操控管450的一部分延伸。在其它实施例中,切口特征部可以延伸可操控管450的整个长度,或者沿可操控管450的不同部分延伸。附图中图示的切口特征部461仅是示例性的,并不旨在限制数量、类型、布置或形状。在各种实施例中,可操控管450可以具有任何数量、类型、形状和布置的切口特征部461。

[0068] 如上所述,可操控管450包括被配置成接收管道400的通道或槽470a-e。通道470a-e可以包括凹口、槽或封闭的通路。在所描绘的实施例中,可操控管450包括对应于沿内护套365延伸的管道400a、400b、400c、400d和400e的五个槽470a、470b、470c、470d和470e。在所描绘的实施例中,槽470a-e具有大体半球形的横截面形状。在其它实施例中,槽470a-e可以具有各种横截面形状中的任何一种,作为非限制性示例,其包括完整的或封闭的圆,不完整的或局部的圆,不完整的或局部的多边形,或者完整的或封闭的多边形。在一些实施例中,槽470a-e可以具有敞开的横截面形状。在其它实施例中,槽470a-e可以具有封闭的横截面形状。在一些实施例中,其中管道400相对于柔性主体216的近侧部分330的纵向轴线以特定的径向图案布置,槽470相对于可操控管450的纵向轴线AA以相同的径向图案布置,从而使管道400从柔性主体332的近侧部分220到远侧部分331维持相同的径向图案。

[0069] 槽470a、470b、470c、470d和470e围绕可操控管450周向地设置在可操控管450的内表面452上。可操控管450上的槽470a-e的周向位置与内护套365上的管道400的周向位置相互关联,并且通常平行于可操控管450的纵向轴线AA。因此,管道400(或者腱,如果管道已经在近侧终止)可以被滑动地接收在可操控管450的槽470内,而不终止或扭折管道400。这个配置允许管道400与可操控管450并排延伸,同时最大化管腔334的潜在的内直径D1,最小化柔性主体的远侧部分331的外直径D2,以及最大化可操控管450的壁厚。

[0070] 如图6a中所示,槽470在内表面452上从近端500延伸到远端505。槽470以基本直线路径与可操控管450的纵向轴线AA平行地延伸。在其它实施例中,槽470可以在可操控管450内形成非直线(例如,弯曲的或螺旋状的)路径。

[0071] 在一些实施例中,槽470相对于可操控管450的切口特征部461被智能地对准,以最大化可操控管450的机械性能。具体地,槽470可以被设置在可操控管450上,从而使槽470

从管材料的大体轴向腹板(即,可操控管450的“支柱”)可旋转地偏移开。如图6a中所示(以及类似地在图8中示出的实施例中),槽470延伸或切割穿过可操控管450的“环”,但是避开可操控管450的“支柱”。这个布置提供用于支撑轴向压缩的最大可操控管材料。但是,如果可操控管450在扭转中是最弱的,则槽470可以相对于可操控管450上的“支柱”偏移到其他地方。换句话说,槽470的布置可以被选择以避免切割可操控管450最弱的部分或避免通过槽470的挠曲。

[0072] 如在图6a和图6b中所示,可操控管450的厚度T2在没有槽470的区域中是基本均匀的,并且壁厚可以在槽470的区域中减小基本均匀的量。可操控管450可以在槽470的区域中具有基本均匀的壁厚T3。壁厚T3小于壁厚T2。在一些实施例中,厚度T2的范围将是0.25mm到0.38mm。在一些实施例中,厚度T3的范围将是0.07mm到0.127mm。这些测量被呈现仅仅是为了示例性的目的,而并不旨在限制。其它壁厚被预期。

[0073] 可操控管450可以由任何合适的生物相容材料制成,其提供必要的拉伸和挠曲特性。作为非限制性示例,合适的材料可以包括形状记忆材料,诸如镍钛诺、不锈钢和塑料。在一些实施例中,可操控管450全部由相同的材料制成(例如,从近端500到远端505由镍钛诺制成)。在其它实施例中,可操控管450可以由两种或更多种不同的材料(例如,在较不柔性区中的不锈钢和较柔性区中的镍钛诺)制成。

[0074] 用于可操控管450的构造的一种技术是激光切割技术,其可以以自动方式(例如,通过数字计算机控制的切割)产生可操控管450。通过使用激光切割技术,可以自动地编程和产生壁厚(例如,T2和T3)、长度L、内直径D1和外直径D2的细微变化。作为非限制性示例,其它合适的制造方法可以包括水射流切割、电化学刻蚀、放电加工以及金刚石切割。在一些实施例中,切口特征部461和槽470的产生之后是合适的表面处理,诸如,作为非限制性示例,刻蚀或电抛光以对不规则的表面或生硬的锋利边缘(blunt sharp edge)去毛刺。

[0075] 在一些实施例中,如图7和图8中所示,槽470a'-e'可以被形成在可操控管的外表面454'上。图7图示示例性器械系统的示例性远侧部分331'的横截面视图。在远侧部分331'处,柔性主体包括限定管腔334的多层的中空的柱形管。在所描绘的实施例中,远侧部分331'包括外护套700、可操控管450'、内护套705和管腔护套710,其中每个绕管腔334被同心地且同轴地设置。在一些实施例中,外护套700与上面关于图5描述的外护套440基本相同。在一些实施例中,内护套705与上面关于图4和图5描述的内护套365基本相同。在所描绘的实施例中,外护套700包围内护套705,内护套705包围可操控管450',并且可操控管450'同心地围绕限定管腔334的管腔护套710。一些实施例可以缺少管腔护套710。

[0076] 如上面关于图4-6b中所示内护套365所描述的,内护套705包括五个管道,其包括被配置成承载腱318的四个腱管道400a、400b、400c和400d,以及被配置成承载传感器元件415的传感器管道400e。可操控管450'包括设置在内护套705和管腔护套710之间的管状构件。可操控管450'被成形和配置成承载凹口或槽470'内的管道400,这在下面被进一步描述。

[0077] 图8图示根据本公开的一个实施例的可操控管450'的透视图。除了此处所描述的不同点,可操控管450'基本上类似于上面参考图5-6b描述的可操控管450。可操控管450'包括被配置成接收管道400的凹口或槽470'。除了此处所描述的不同点,槽470'基本上类似于上面参考图5-6b描述的槽470。在图7和图8中所描绘的实施例中,可操控管450'包括对应于

内护套705的管道400a、400b、400c、400d和400e的五个槽470a'、470b'、470c'、470d'和470e'。在所描绘的实施例中,槽470'被设置在可操控管450'的外表面454'上。具体地,槽470a'、470b'、470c'、470d'和470e'围绕可操控管450'周向地设置在可操控管450'的外表面454'上。可操控管450'上的槽470'的周向位置与内护套705上的管道400的周向位置相互关联。因此,内护套705的管道400可以被滑动地接收在可操控管450'的槽470'内。这个配置允许管道400与可操控管450'并排延伸,同时最小化柔性主体216的远侧部分331的外直径D2'。

[0078] 如图8中所示,槽470'在外表面454'上从近端500'延伸到远端505'。槽470'以基本直线的路径与可操控管450'的纵向轴线AA同轴延伸。在其它实施例中,槽470'可以在可操控管450'内形成非直线(例如,弯曲的或螺旋状的)路径。

[0079] 在一些实施例中,如图9中所示,槽470'可以被形成在可操控管450的内表面452'和外表面454'之间的可操控管450的壁内。例如,图9图示在图2中描绘的示例性器械系统200的示例性远侧部分331'的横截面视图。在远侧部分331'处,器械系统200的柔性主体216'包括限定管腔334'的多层的中空的柱形管。在所描绘的实施例中,柔性主体332'包括外护套800'、可操控管450'以及管腔护套810',其中每个绕管腔334'被同心地且同轴地设置。在一些实施例中,外护套800'与上面关于图5描述的外护套440基本相同。在一些实施例中,管腔护套810'与上面关于图7描述的管腔护套710基本相同。在所描绘的实施例中,外护套800'包围可操控管450',并且可操控管450'同心地围绕限定管腔334'的管腔护套810'。一些实施例可以缺少管腔护套810'。

[0080] 除了此处描述的不同点,可操控管450'基本上类似于上面参考图5-6b描述的可操控管450。可操控管450'包括被配置成接收管道400的通道820。在所描绘的实施例中,可操控管450'包括对应于管道400a、400b、400c、400d和400e的五个通道820a、820b、820c、820d和820e。在所描绘的实施例中,通道820'括设置在可操控管450'的内表面452'和外表面454'之间的可操控管450'的壁830'内的封闭的圆柱形通路。具体地,通道820a、820b、820c、820d和820e围绕可操控管450'周向设置在可操控管450'的壁830'内。可操控管450'上的通道820'的周向位置与柔性主体332'的近侧部分330'内的内护套365上的管道400的周向位置相互关联(例如,如图4中所示)。因此,内护套365的管道400可以被滑动地接收在可操控管450'的通道820'内。这个配置允许管道400在可操控管450'内延伸,同时最小化柔性主体332'的远侧部分331'的外直径D2',并且最大化柔性主体332'的内直径D1'。

[0081] 图10图示导航在示例性解剖结构内的转弯的柔性主体900的示例性放射成像。柔性主体900缺少在图3-图9中公开的嵌入的管道400和可操控管450。在柔性主体900中,承载控制腱318的管道(例如,盘管)可以被锚定到在分立元件(例如,刚性环)处的柔性主体900,分立元件设置在过渡部段930处的柔性主体900的近侧部分920和远侧部分921之间。当柔性主体900弯曲时,柔性主体900显示在柔性主体900的近侧部分920和远侧部分921之间的过渡部段930处的锐利的弯曲(sharp bend),如箭头B所指示。锐利的弯曲可能引起形状传感器部件发生故障,并且可能通过扭折或约束操控线缆来限制操控控制。这种锐利的弯曲也可能妨碍临床医生收回柔性主体的能力。

[0082] 图11图示柔性主体216的示例性放射成像,其根据本公开的原理合并嵌入的管道400并且任选地合并可操控管450。如上面关于图2和图4所描述的,管道400沿管道400的整

个长度被嵌入内护套365内或者以其它方式被容纳在内护套365内。在所描绘的实施例中，内护套365(在图11中未示出)沿柔性主体216的长度从近侧部分220连续地延伸到远侧部分221，并且与可操控管450并排延伸，或者在可操控管450内延伸。作为在过渡部段230、管道终止位置或其它的锚定位置处被固定地附连到刚性锚定元件(例如，刚性环)的替代，管道400连续地延伸通过柔性主体216的壁，并且在柔性主体216的壁内终止。在一些实施例中，管道400(在图11中未示出)在内护套365内连续地延伸，其可以从柔性主体216(图2中示出)的近侧部分220到远侧部分221延伸通过过渡部段230。在一些实施例中，内护套365仅延伸通过过渡部段230。在其它实施例中，管道400和/或内护套365在柔性主体216的远端处终止。

[0083] 如在图11中所示，当柔性主体216导航解剖结构转弯时，嵌入的管道400(以及因此缺少在过渡部段230处的刚性锚定元件)使柔性主体216能够逐渐地弯曲，而不是如图10中所示的经历(例如，在刚性锚定元件处)突然的弯曲。因此，柔性主体216在过渡部段230处保持柔性的，同时仍然维持可以与远侧部分221隔离的铰接。嵌入的管道400和带槽的可操控管450允许柔性主体216从近侧部分220通过远侧部分221维持连续的、不间断的曲线。柔性主体216在不扭折的情况下弯曲为连续的曲线的能力有利于通过解剖结构的更有效和更安全的导航。具体地，由于柔性主体216(具有通过过渡部段230的嵌入内护套365中的管道400)能够比具有用于管道400的在过渡部段230处的刚性锚定元件的柔性主体更容易弯曲和接近自然解剖路径，因此在柔性主体216的推进期间(例如，由于施加在锐利的弯曲或扭折的过渡部段230处的力)不经意地刺穿或以其它方式伤害周围的解剖结构的可能性被减小。

[0084] 本发明实施例中的一个或多个元件可以以软件实现，以在诸如控制系统112的计算机系统的处理器上执行。当以软件实现时，本发明实施例的元件实质上是执行必要的任务的代码段。程序或代码段可以被存储在处理器可读存储介质或设备中，其可以通过包含在载波中的计算机数据信号的方式经过传输介质或通信链路被下载。处理器可读存储设备可以包括能够存储信息的任何介质，其包括光介质、半导体介质以及磁介质。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、硬盘或者其它的存储设备。代码段可以通过计算机网络，诸如互连网、内联网等被下载。

[0085] 需注意，呈现的过程和显示可以不是固有地与特定计算机或其它装置有关。用于各种这些系统的所需要的结构将表现为权利要求中的元件。另外，本发明的实施例不是参考任何特定的编程语言被描述的。应当理解，各种编程语言可以被用来实现本文描述的发明的教导。

[0086] 虽然本发明的某些示例性实施例已经被描述，并且在附图中被示出，应当理解，这些实施例仅是说明性的，而不是对本发明的限制，并且本发明的实施例并不限于所描述和所示的具体构造和布置，因为本领域技术人员可以容易想到各种其它的修改。

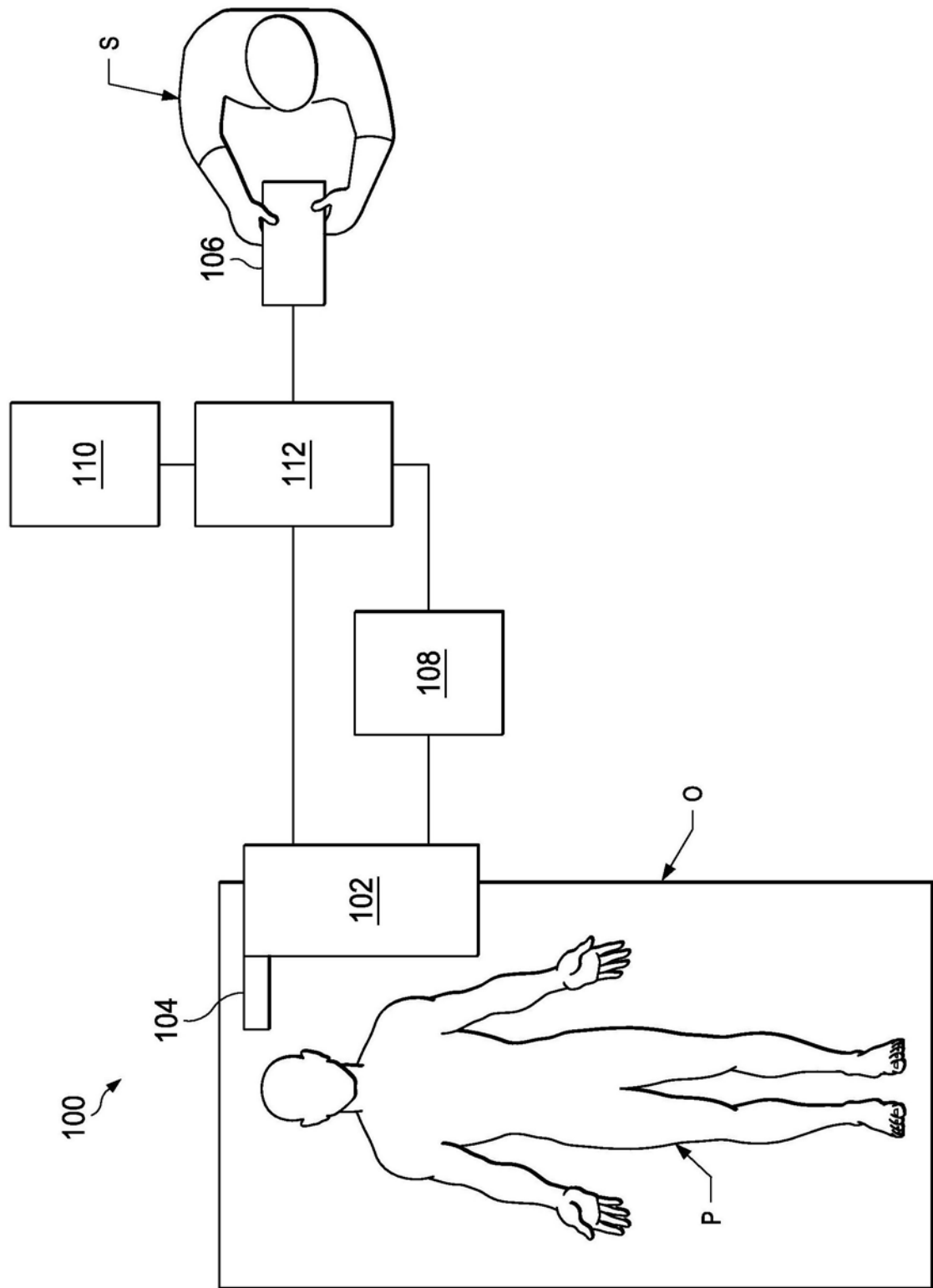


图1

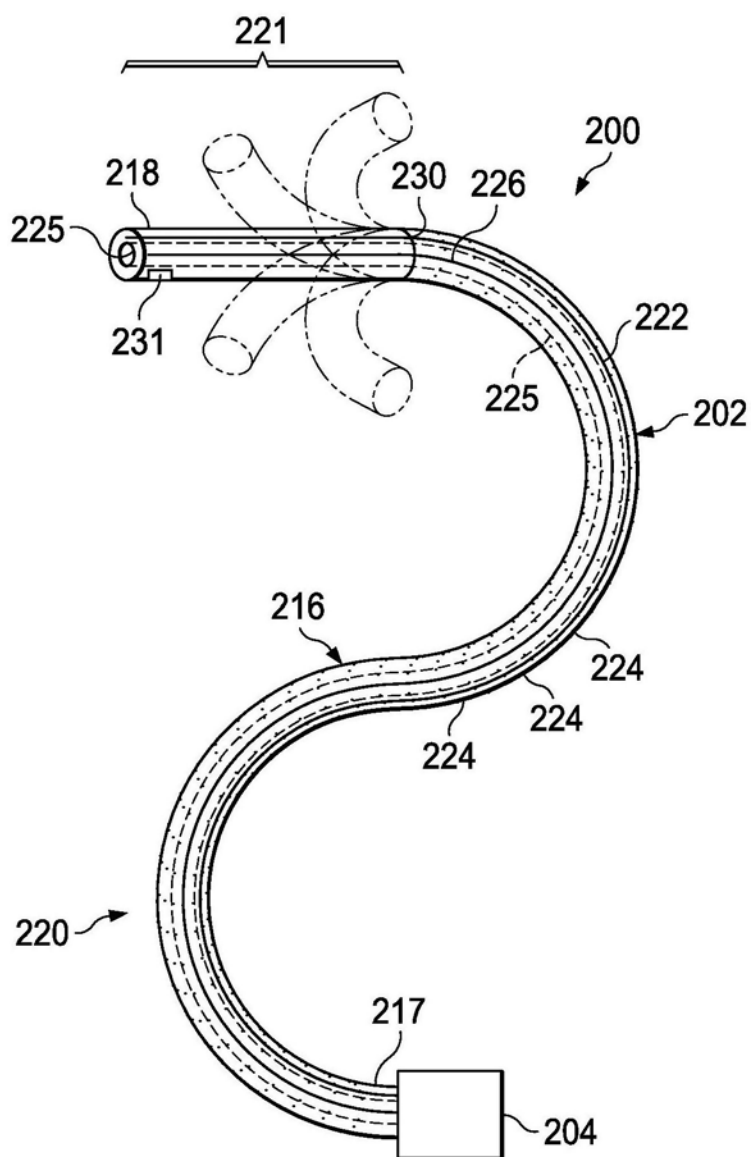


图2

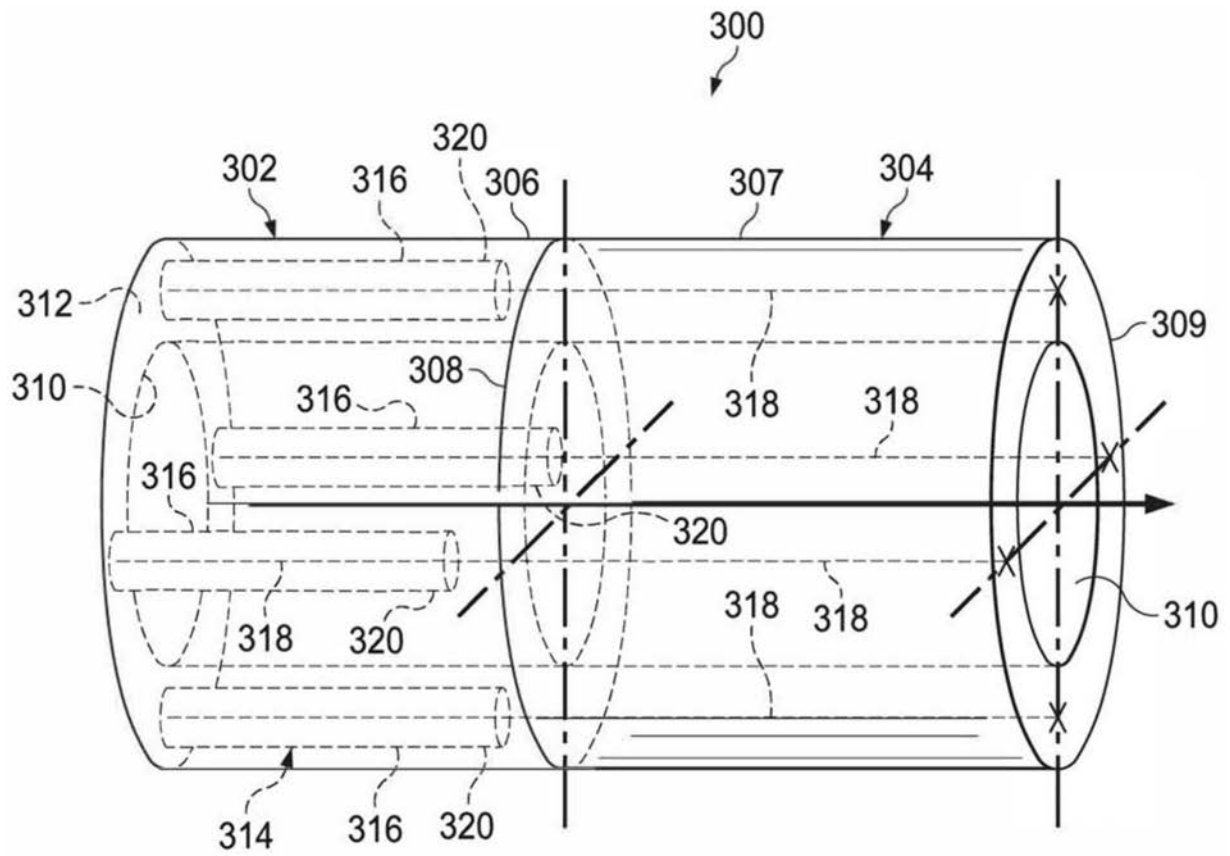


图3

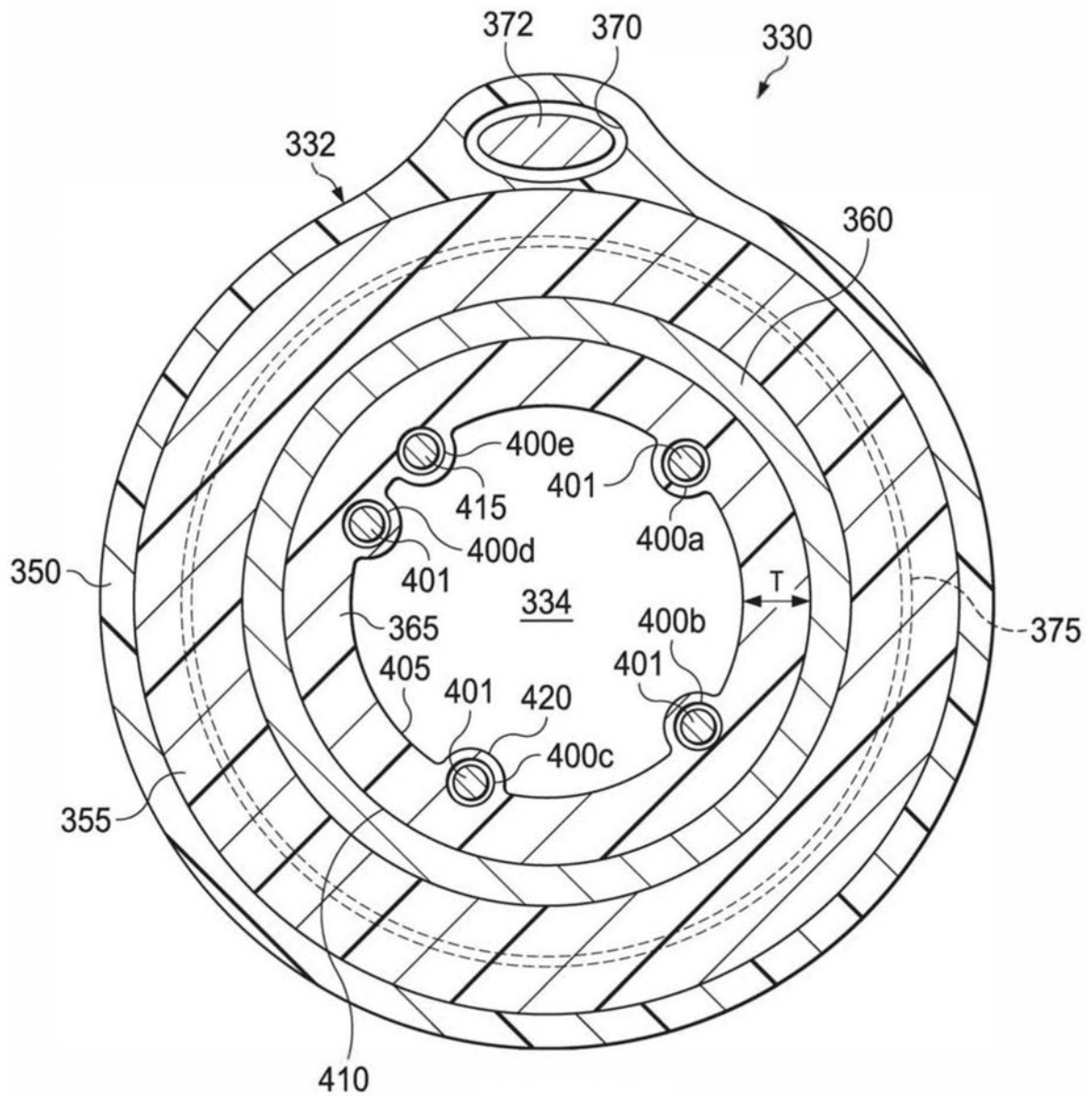


图4

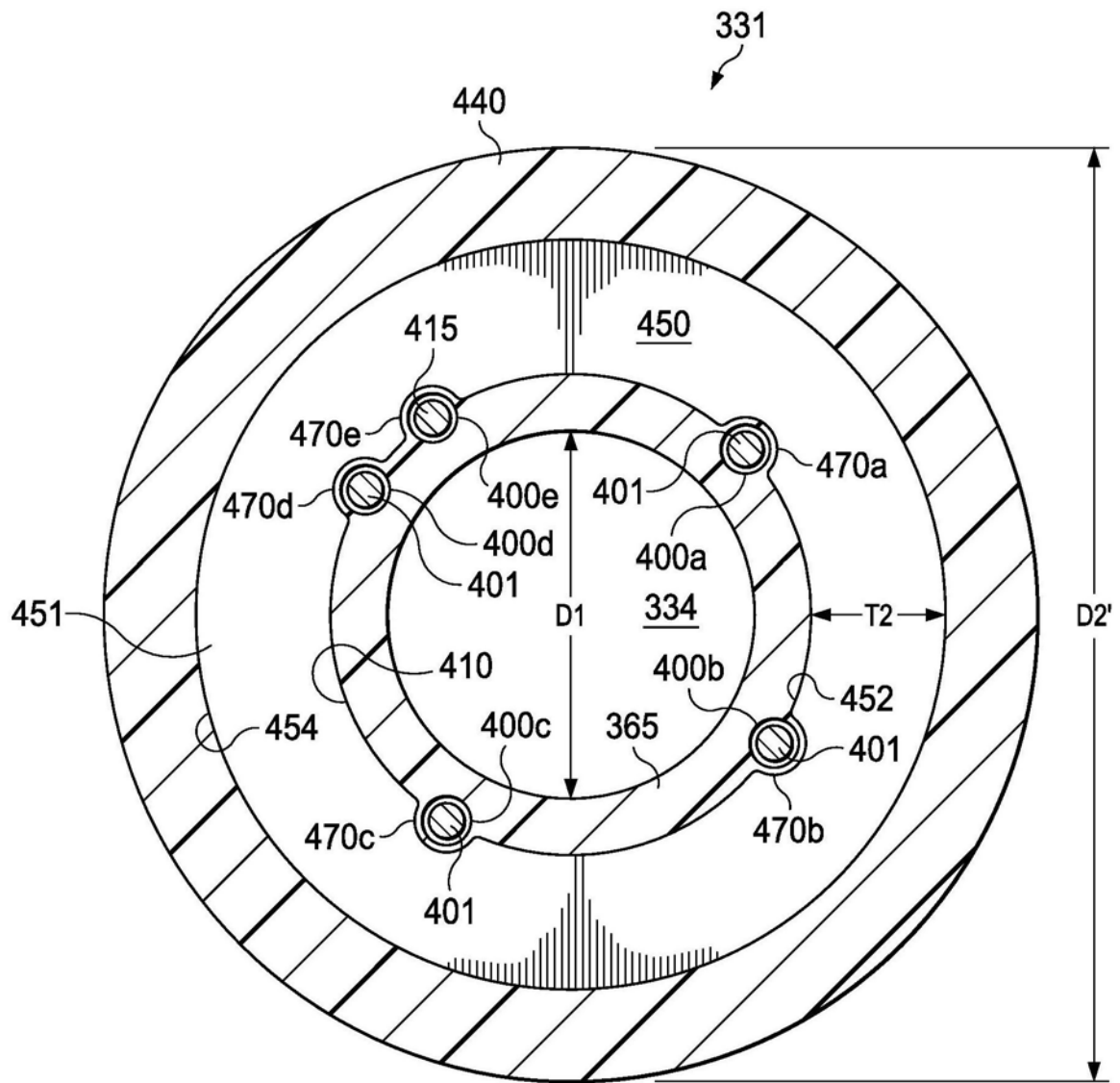


图5

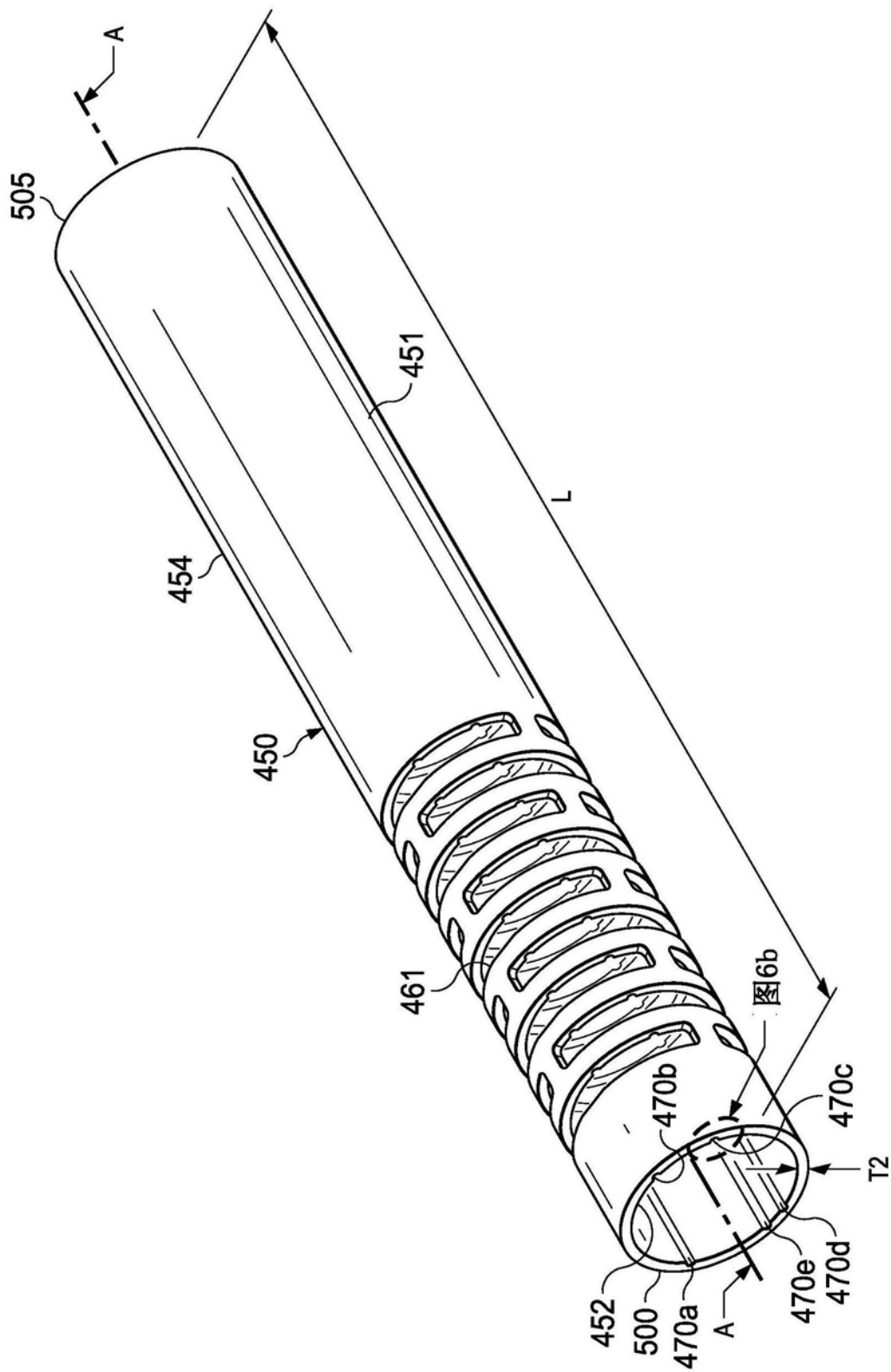


图6a

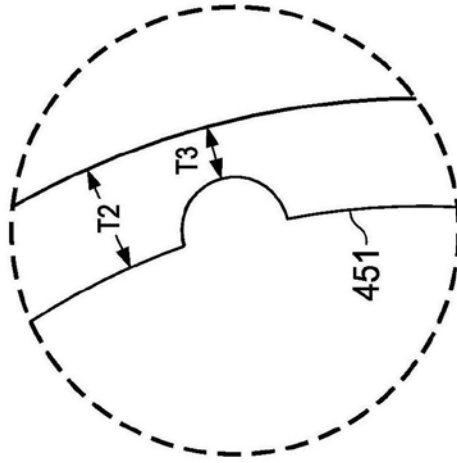


图6b

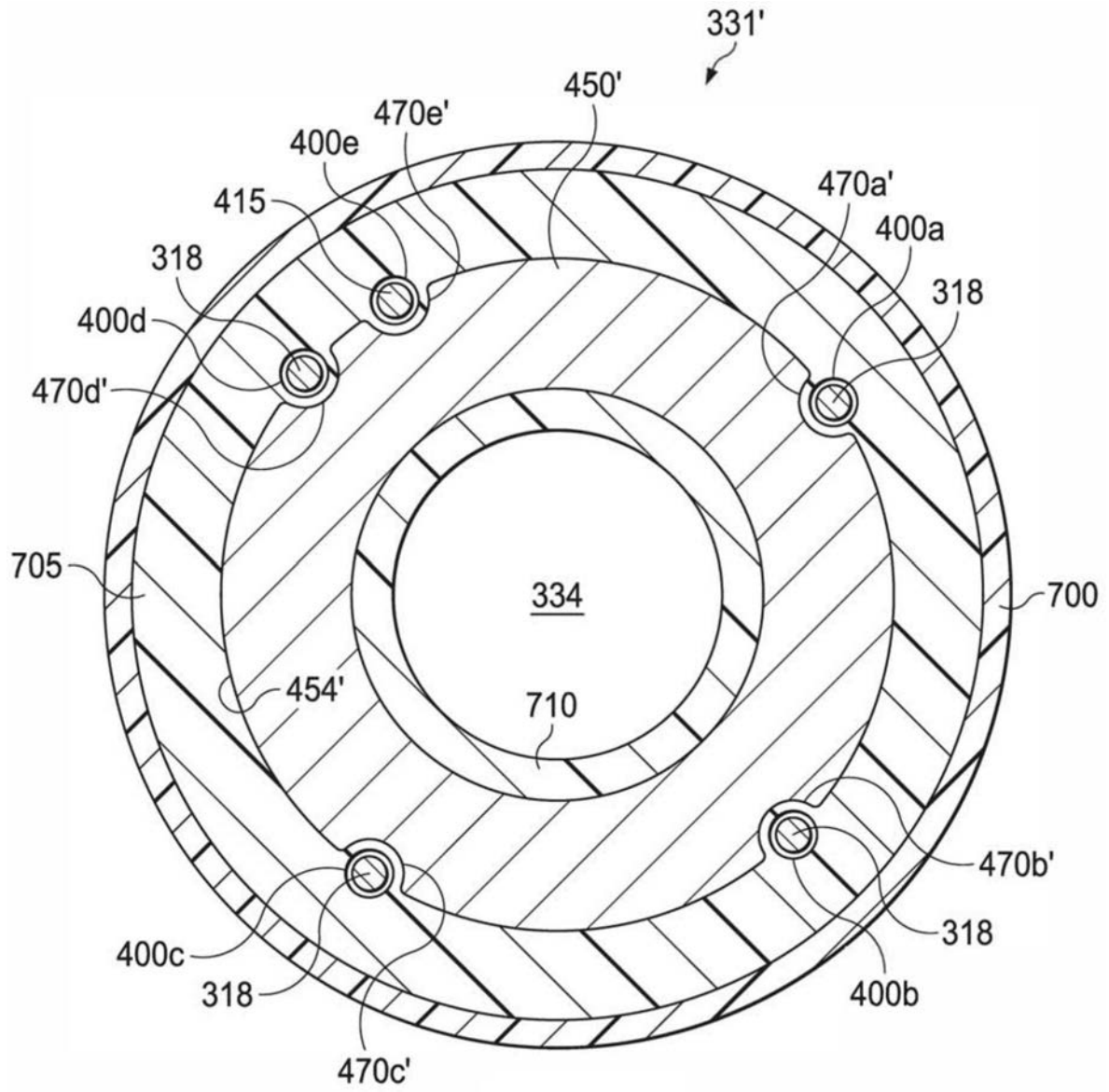


图7

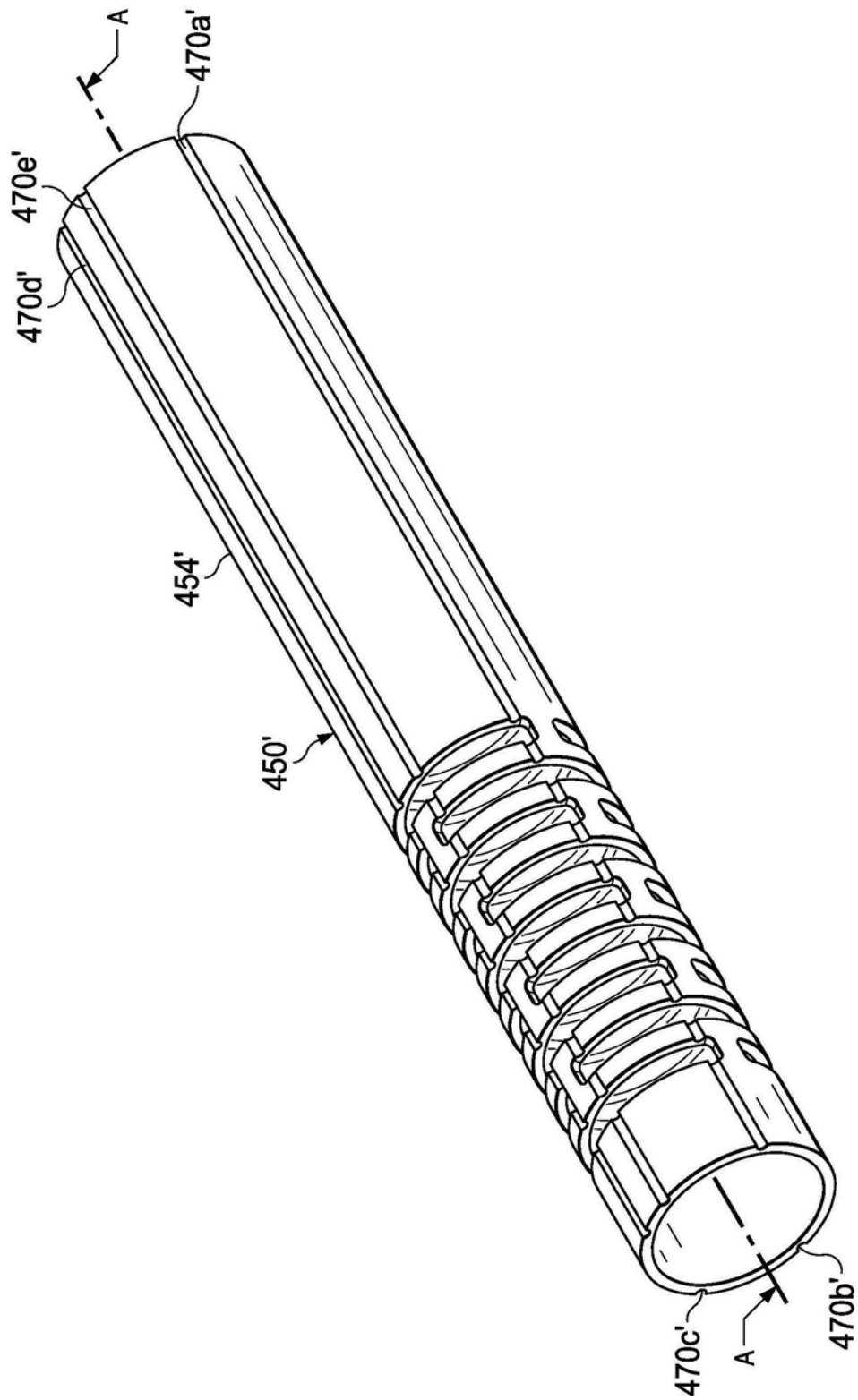


图8

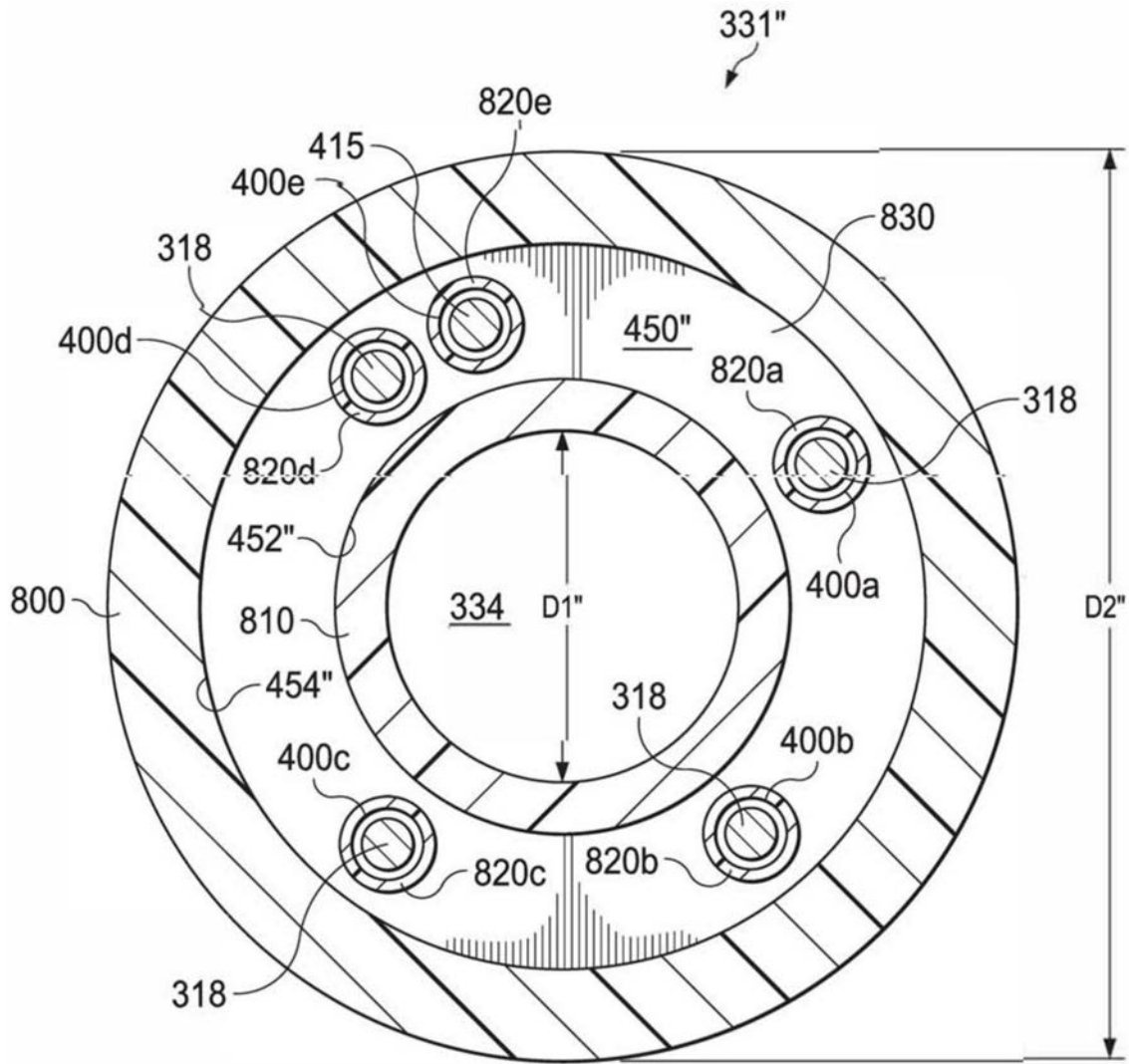


图9

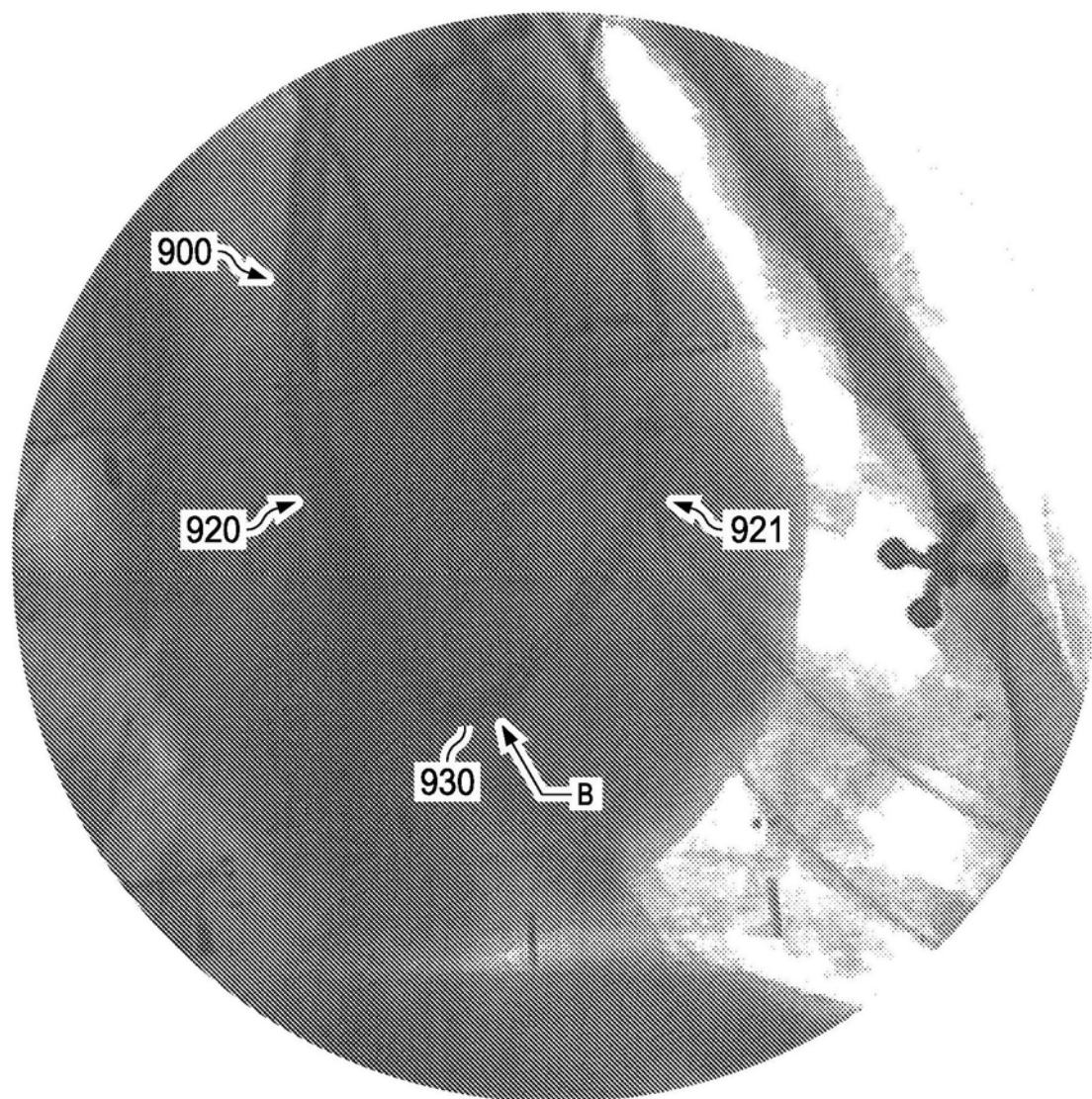


图10

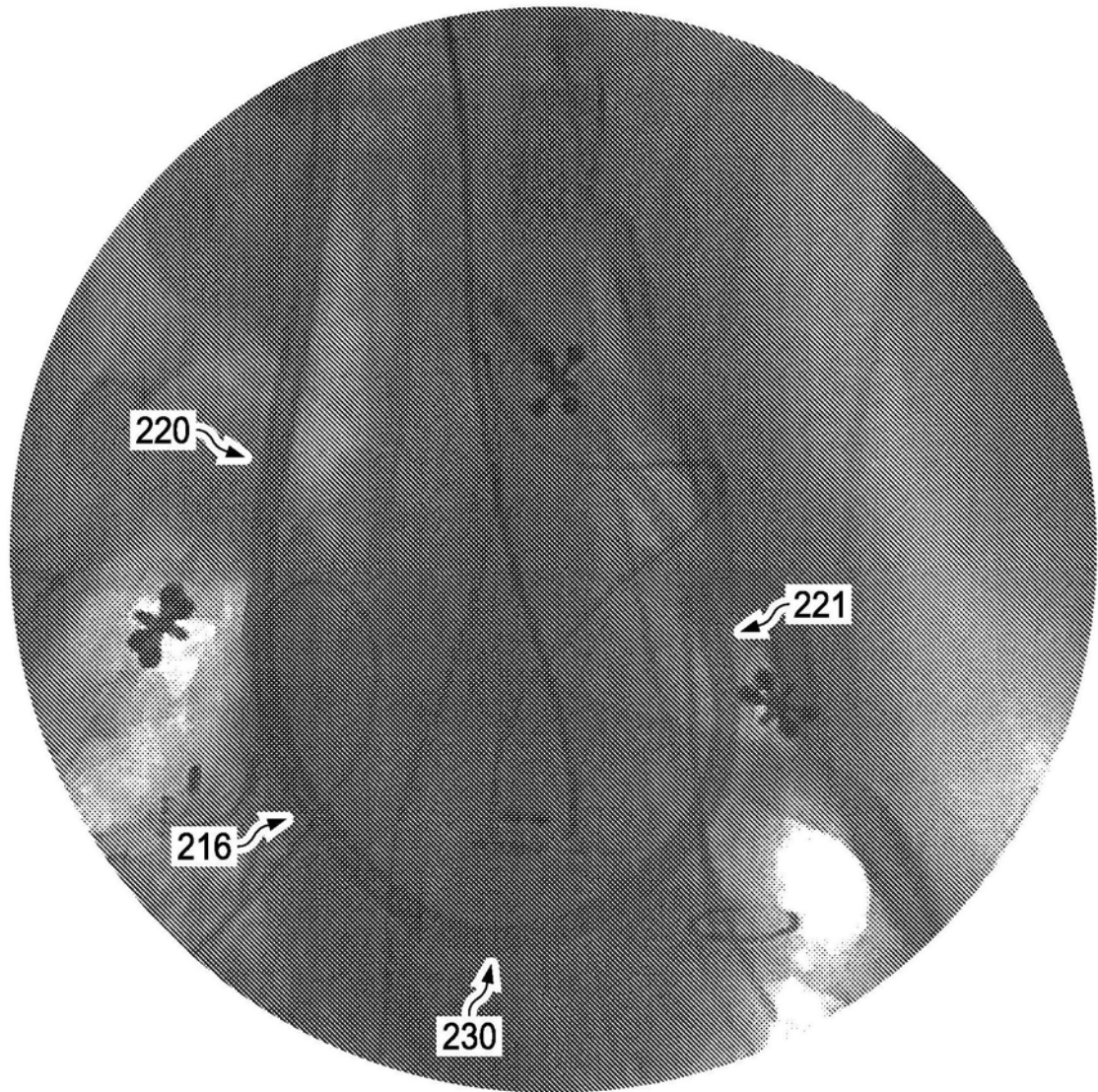


图11