



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102905635 B

(45) 授权公告日 2015. 09. 09

(21) 申请号 201180025395. 5

A61B 1/015(2006. 01)

(22) 申请日 2011. 05. 25

A61B 1/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/349, 805 2010. 05. 28 US

(56) 对比文件

US 6358200 B1, 2002. 03. 19, 说明书第 1 栏第 25 行 - 第 2 栏第 12 行, 第 2 栏第 41 行 - 第 5 栏第 11 行, 附图 1-1B、5.

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 11. 22

US 6358200 B1, 2002. 03. 19, 说明书第 1 栏第 25 行 - 第 2 栏第 12 行, 第 2 栏第 41 行 - 第 5 栏第 11 行, 附图 1-1B、5.

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2011/037978 2011. 05. 25

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/150111 EN 2011. 12. 01

US 5486155 A, 1996. 01. 23, 说明书第 1 栏第 25-52 行, 第 2 栏第 15-46 行, 第 2 栏第 65 行 - 第 3 栏第 22 行, 第 3 栏第 32-67 行, 附图 1-3A.

(73) 专利权人 捷锐士阿希迈公司

地址 美国马萨诸塞州

US 5486155 A, 1996. 01. 23, 说明书第 1 栏第 25-52 行, 第 2 栏第 15-46 行, 第 2 栏第 65 行 - 第 3 栏第 22 行, 第 3 栏第 32-67 行, 附图 1-3A.

(72) 发明人 T·范

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

11127

US 5857962 A, 1999. 01. 12, 全文.

CN 1440721 A, 2003. 09. 10, 全文.

代理人 党晓林 王小东

审查员 霍璐

(51) Int. Cl.

A61B 17/34(2006. 01)

A61B 1/018(2006. 01)

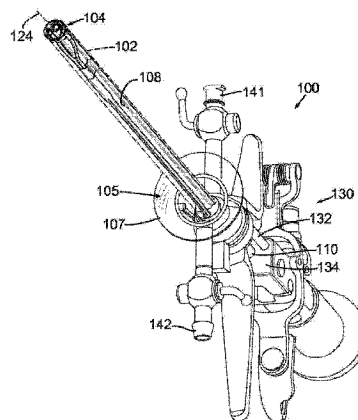
权利要求书2页 说明书14页 附图17页

(54) 发明名称

连续流动式内窥镜系统

(57) 摘要

本发明公开了具有被构造用于插入患者体内的中空外部套管的内窥镜。中空内部套管可接纳在所述外部套管内, 并且被构造可滑动地接纳第一内部器械。工作元件可被构造可旋转地支承至少第一内部器械和第二内部器械, 使得至少所述第一内部器械和所述第二内部器械可绕共同的旋转轴线旋转, 所述共同的旋转轴线与所述外部套管的纵向轴线大致共延。所述工作元件可具有沿所述旋转轴线纵向延伸的至少一个导轨, 并且致动器块可滑动地安装至所述至少一个导轨, 并因此可固定至所述器械中的至少一个, 以便能够促使所述内部器械中的所述至少一个沿着所述外部套管纵向移动。



CN 102905635 B

1. 一种内窥镜,其包括:

中空外部套管,其限定纵向轴线且被构造用于插入患者体内;

中空内部套管,其被构造成可滑动地接纳第一内部器械,所述内部套管可接纳在所述外部套管内;

工作元件,其被构造成可旋转地支承至少所述第一内部器械和第二内部器械,使得至少所述第一内部器械和所述第二内部器械可绕共同的旋转轴线旋转,所述共同的旋转轴线与所述外部套管的所述纵向轴线大致共延,

其中所述工作元件包括沿所述旋转轴线纵向延伸的至少一个导轨和可滑动地安装至所述导轨的致动器块,因此所述致动器块可固定至所述第一内部器械和所述第二内部器械中的至少一个,以便在所述致动器块沿着所述至少一个导轨滑动时,能够促使所述内部器械中的所述至少一个沿着所述外部套管纵向移动,

其中所述中空内部套管可在所述中空外部套管内旋转,使得所述中空内部套管被构造成绕所述共同的旋转轴线在所述中空外部套管内旋转,并且所述中空内部套管永久性地附接至所述工作元件的一部分。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜,其中所述导轨的纵向轴线与所述第一内部器械和所述第二内部器械间隔。

3. 根据权利要求 1 所述的内窥镜,其中所述至少一个导轨包括相对于所述第一内部器械以横向侧接关系布置的至少两个导轨,此外,其中所述工作元件还包括被构造成将所述第一内部器械和所述第二内部器械密封地接纳在相应的第一孔和第二孔中的索环,其中所述第一孔限定被构造成紧靠所述第一内部器械的第一凸缘和被构造成紧靠所述第二内部器械的第二凸缘,其中所述第一凸缘从所述第一孔的外周径向向内延伸,并且所述第二凸缘从所述第二孔的外周径向向内延伸。

4. 根据权利要求 3 所述的内窥镜,其中所述第一凸缘和所述第二凸缘沿着所述第一和第二内部器械的插入方向彼此纵向间隔。

5. 根据权利要求 1 所述的内窥镜,其中所述致动器块限定至少一个导轨孔,并且所述导轨延伸穿过所述导轨孔。

6. 根据权利要求 1 所述的内窥镜,其中所述工作元件还包括:

转接器元件,其限定纵向凹陷区域和工作流体入口孔;和

可旋转元件,其接纳在所述转接器元件的所述凹陷区域中且限定周向延伸的凹陷部,使得周向延伸的通道被限定在所述可旋转元件和所述转接器元件之间,其中所述可旋转元件限定流体耦接至所述工作流体入口孔和所述周向延伸的通道的横向孔,并且其中所述可旋转元件限定耦接至所述横向孔的内部器械孔,其中所述内部器械孔流体耦接至穿过所述内部套管的孔,使得所述工作流体入口孔流体耦接至所述中空内部套管的内部。

7. 根据权利要求 1 所述的内窥镜,其中所述内部套管沿所述工作元件向远端延伸,并且其中所述第二内部器械可布置在所述内部套管和所述外部套管之间,此外,其中所述第二内部器械可通过被构造成滑动地接合所述内部套管的夹子移动地固定至所述内部套管,并且其中所述内部套管为轴向不对称的,并且所述夹子具有布置成与所述内部套管滑动接合的相应的轴向不对称轮廓。

8. 根据权利要求 1 所述的内窥镜,其中所述第二内部器械包括可布置在所述内部套管

和所述外部套管之间的电极组件,并且其中所述外部套管限定包含介电涂层的远端部分,并且其中由出口开口限定的平面不与所述外部套管的所述纵向轴线平行。

9. 根据权利要求 1 所述的内窥镜,其中所述内部套管的远端部分和所述外部套管的远端部分之间的间隙限定流体导管的出口开口,所述流体导管被构造成从所述患者身体输送流体,并且其中所述第二内部器械包括远端布置的可激励元件,所述可激励元件可布置在所述出口开口内或邻近所述出口开口布置,此外,其中所述外部套管限定不具有流体导管的任何出口开口的大致圆柱形外表面,所述流体导管被构造成从靶位带走流体。

## 连续流动式内窥镜系统

[0001] 相关专利申请的交叉引用

[0002] 本专利申请要求 2010 年 5 月 28 日提交的美国临时专利申请第 61/349,805 号的权益和优先权,该临时专利申请的内容据此以引用方式整体并入本文中(就如同全文引用一样)以用于所有目的。

[0003] 发明背景

[0004] 本申请以及本文所公开的创新和相关主题(统称为“本公开”)通常涉及被构造用于观察、处理或以其它方式操纵人体或动物体解剖靶位的医疗器械。此类器械可被构造为(例如)医用内窥镜器械和/或相关系统。本文所公开的原理可适用于多种医疗器械(如前列腺切除器、腹腔镜)。

[0005] 常规内窥镜具有细长外部套管,该细长外部套管被构造用于插入对于观察、处理或其它操纵而言通常模糊的解剖部位。本文中将此解剖部位以及在此解剖部位内和/或邻近此解剖部位的组织统称为“多个靶位”且单独称为“靶位”。

[0006] 在一些类型的内窥镜如前列腺切除器中,细长外部套管通常限定被构造成容纳至少一个装置的远端部分,所述至少一个装置被构造成观察、处理和/或以其它方式操纵靶位。如本文所用,“内部器械”是指被构造成可滑动地接纳在内窥镜的套管中并用于观察、处理和/或以其它方式操纵靶位的装置。

[0007] 在许多情况下,内部器械可相对于远端部分纵向往复移动,从而限定装置可通过其移动的工作冲程。细长外部套管的可插入部分的长度加上延伸超出外部套管远端的工作冲程部分的长度可限定内窥镜的最大插入长度。

[0008] 一些外部套管容纳两个或更多个内部器械。例如,据此以引用方式整体并入本文中的美国专利第 5,287,845 号描述了一种用于经尿道外科手术的内窥镜,该内窥镜具有主体,所述主体不可旋转地支承光学系统和外科手术器械(如剪刀、夹具或通常的高频切割电极)。固定至主体的外管通过管包封光学系统和外科手术器械。美国专利第 5,287,845 号的外管相对于主体、光学系统和外科手术器械可旋转地安装。

[0009] 当使用此类常规内窥镜时,靶位的可见度(有时也称为“手术野”)可能会被浑浊流体模糊。例如,在医疗环境中,血液或别的体液可使可见度模糊。为解决这种不良的可见度,一些内窥镜已被构造成将工作流体连续注入靶位以试图稀释浑浊流体并改善可见度。例如,据此以引用方式整体并入本文中的美国专利第 3,835,842 号公开了一种内窥镜,该内窥镜被构造成手术野提供澄清冲洗流体的连续进流并将浑浊流体从手术野中连续排出。

[0010] 提供连续冲洗的常规内窥镜存在若干缺点。例如,一些常规内窥镜未在接触患者的外表面与被构造成观察、处理和/或操纵治疗位点的装置之间提供旋转耦接。在这些实施方案中,可能需要多次移除和插入来重新定向装置。其它常规内窥镜将连续冲洗与可旋转外表面组合,但代价是外径较大,这可能造成比较小外径更多的创伤。先前缩减内窥镜外部维度的尝试成功率有限,因为内部器械具有限定的尺寸。

[0011] 一些常规内窥镜套管是穿孔的并且限定多个开口,所述多个开口延伸穿过外部套

管壁并且邻近套管的远端设置。此类穿孔可使得浑浊流体从治疗位点流入外部套管内的通道中。然后可透过内窥镜抽取流体。尽管此类穿孔可改善来自治疗位点的流体流动,但其也可能磨损患者组织,从而导致比不带穿孔的相同尺寸连续外表面更多的创伤。

[0012] 一些先前提出的内窥镜采用单独且明显的陶瓷尖端部件以对外部套管、内部套管或两者的远端尖端进行热绝缘和 / 或电绝缘。将内部或外部套管与内部器械(如电极)绝缘降低了器械的非预定部分经受可能损坏器械以及引起用户 / 患者危害的电效应和 / 或热效应的可能性。

[0013] 此类尖端用粘合材料、机械紧固件(如管壁上的凹痕)或两者附接至外部套管。通常,凹槽或其它特征(例如通过研磨)形成于陶瓷中以容纳此类机械紧固件。

[0014] 对常规内窥镜的改进一直难以实现并且各种方法的成功率有限,这至少部分是因为个别部件(如电极、望远镜)已经标准化并且被广泛市售。因此,设计师往往会使用先前可用的部件以试图将成本保持在合理的水平,这又限制了可能改进的程度。

[0015] 此外,存在设计师必须试图平衡的许多矛盾性需求。例如,要减少患者创伤,内窥镜套管的外径需要尽可能的小。然而,为了获得接纳在外部套管内的内部器械的有用性能(例如可视化器械例如光学望远镜的分辨率良好的图像),内部维度需要尽可能的大以对内部器械提供充分的可操纵性和 / 或充分打开通道以供流体流入和流出。此外,较大的内部维度可允许使用性能较高的内部器械。因此,对一个方面的性能进行改进通常导致其它方面的性能增益为很少到没有并且有时为负。尽管提出了许多构造,但仍然需要降低患者创伤风险的内窥镜。例如,存在对具有较小外径的内窥镜的需求。还存在对具有较长工作冲程的内窥镜的需求。还需要用于内窥镜的高品质成像装置。还需要具有改善的进流量和出流量的内窥镜。此外,存在使内部器械与内窥镜远端尖端之间的绝缘性改善的需求。以及存在对低成本和经济型内窥镜的需求。

[0016] 发明概述

[0017] 本文所公开的创新克服了现有技术中的许多问题并解决了上述或其它需求中的一种或多种。在某些实施方案中,本文所公开的创新涉及内窥镜器械和 / 或相关系统,其包括被构造用于插入患者体内的中空外部套管。

[0018] 中空内部套管可接纳在外部套管内,并且可被构造成可滑动地接纳第一内部器械,例如被构造成观察、处理和 / 或操纵患者身体内的靶位的器械。内部套管可在外部套管内旋转,使得内部套管被构造成绕共同的旋转轴线在外部套管的孔内旋转。

[0019] 工作元件可被构造成可旋转地支承至少第一内部器械和第二内部器械,使得至少第一内部器械和第二内部器械可绕共同的旋转轴线旋转,该共同的旋转轴线与外部套管的纵向轴线大致共延。工作元件可具有沿旋转轴线纵向延伸的至少一个导轨,并且致动器块可滑动地安装至至少一个导轨,并因此可固定至所述器械中的至少一个,以便能够促使所述内部器械中的所述至少一个沿着外部套管纵向移动。

[0020] 在一些实施方案中,所述至少一个导轨的纵向轴线与第一内部器械和第二内部器械间隔。在一些实施方案中,所述至少一个导轨包括相对于第一内部器械以横向侧接关系布置的至少两个导轨。一些公开的致动器块限定至少一个导轨孔。在此实施方案中,导轨可延伸穿过所述导轨孔。

[0021] 一些公开的工作元件包括被构造成将第一内部器械和第二内部器械密封地接纳

在相应的第一孔和第二孔中的索环。第一孔可限定被构造成紧靠第一内部器械的第一凸缘,并且第二孔可限定被构造成紧靠第二内部器械的第二凸缘。第一凸缘可从第一孔的外周径向向内延伸,并且第二凸缘可从第二孔的外周径向向内延伸。第一凸缘和第二凸缘可沿着第一和第二内部器械的插入方向彼此纵向间隔。

[0022] 在某些实施方案中,工作元件还包括转接器元件和可旋转元件。转接器元件可限定纵向凹陷区域和工作流体入口孔。可旋转元件可接纳在转接器元件的凹陷区域中,并且可限定周向延伸的凹陷部,使得周向延伸的通道被限定在可旋转元件和转接器元件之间。可旋转元件可限定流体耦接至工作流体入口孔和周向延伸的通道横向孔。可旋转元件也可限定耦接至横向孔的内部器械孔。内部器械孔可流体耦接至穿过内部套管的孔,使得工作流体入口孔流体耦接至中空内部套管的内部。

[0023] 内部套管可沿工作元件向远端延伸。第二内部器械可布置在内部套管和外部套管之间。在一些实施方案中,第二内部器械可通过被构造成适形于内部套管的外部轮廓的夹子可移动地固定至内部套管,并且滑动地接合内部套管。内部套管可为轴向不对称的,并且所述夹子可具有布置成与内部套管滑动接合的相应的轴向不对称轮廓。

[0024] 在某些情况下,第二内部器械为 / 或包括可布置在内部套管和外部套管之间的电极组件。外部套管可限定包含陶瓷涂层的远端部分,并且由出口开口限定的平面可能不与外部套管的纵向轴线平行。在一些实施方案中,内部套管的远端部分和外部套管的远端部分之间的间隙可限定流体导管的出口开口,该流体导管被构造成从患者身体输送流体。第二内部器械可包括远端布置的可激励元件,该可激励元件可布置在出口开口内或邻近出口开口布置。外部套管可限定不具有流体导管的任何出口开口的大致圆柱形外表面,该流体导管被构造成从靶位带走流体。

[0025] 公开了其它创新性内窥镜。例如,一些公开的内窥镜具有中空内部套管,其被构造成可滑动地接纳第一内部器械和第二内部器械。此内部套管可接纳在外部套管内。在此内窥镜中,工作元件可具有沿外部套管纵向延伸的至少一个导轨、可滑动地安装至所述导轨的致动器块以及限定被构造成接纳第一内部器械的第一孔和被构造成接纳第二内部器械的第二孔的索环。致动器块可固定至内部器械中的至少一个,以便在致动器块沿着所述至少一个导轨滑动时,能够促使所述内部器械中的所述至少一个沿着外部套管纵向移动。

[0026] 第一孔可限定被构造成与第一内部器械配合的第一凸缘和被构造成与第二内部器械配合的第二凸缘。第一凸缘可从第一孔的外周径向向内延伸,并且第二凸缘可从第二孔的外周径向向内延伸。第一凸缘和第二凸缘可沿着第一和第二内部器械的插入方向彼此纵向间隔。

[0027] 根据创新主题的内窥镜可被构造为前列腺切除器、腹腔镜、内孔窥视仪(boroscope)、支气管镜、结肠镜、胃窥镜、十二指肠镜、乙状结肠镜、新型小肠镜、胆管镜、膀胱镜、子宫镜、喉镜、鼻喉镜、胸腔镜、输尿管镜、关节镜、坎德拉镜(candela)、脑室镜、耳镜和窦腔镜中的一种或多种。

[0028] 上述及其它特征和优点将通过参照附图进行的以下详细描述而变得更加显而易见。

[0029] 附图简述

[0030] 下面简述的附图示出本文公开所公开创新的各个方面的实施方案,除非被明确地

确定是在阐述现有技术的特征。

[0031] 图 1 为从被构造用于观察通常对于观察而言模糊的患者身体区域的器械的第一示范性实施方案的下方观察的等轴视图。图 1 中示出的器械被构造成内窥镜(如前列腺切除器)。

[0032] 图 1A 为图 1 中所示内窥镜的远端部分的等轴视图,其中外部套管被移除(虚线)以展示内部特征。

[0033] 图 1B 为图 1A 中所示远端部分的仰视平面图,其中外部套管被部分切除以展示内部特征。

[0034] 图 2 为从图 1 中所示内窥镜的上方观察的等轴视图,其中外部套管被部分切除以展示内部特征。

[0035] 图 2A 为图 2 中所示内窥镜的远端部分的等轴视图,其中外部套管被部分切除以展示内部特征。

[0036] 图 2B 为外部套管的远端部分的部分切除的等轴视图,其示出涂覆有电介质材料的尖端部分。

[0037] 图 3 为图 1 中所示内窥镜的侧视立面图,其中外部套管被部分切除以展示内窥镜远端部分的内部特征。

[0038] 图 3A 为图 3 中所示远端部分的一部分的放大侧视立面图。

[0039] 图 4 为图 1 中所示内窥镜的等轴视图,其示出沿图 3 中的截面 4-4 截取的横截面,并且示出部分切除的外部套管。

[0040] 图 5 为图 1 中所示内窥镜的等轴视图,其示出沿图 3 中的截面 5-5 截取的横截面。

[0041] 图 6 为图 1 中所示内窥镜的等轴视图,其示出沿图 3 中的截面 6-6 截取的横截面。

[0042] 图 7 为图 1 中所示内窥镜的等轴视图,其示出沿图 3 中的截面 7-7 截取的横截面。

[0043] 图 8 为图 1 中所示内窥镜的等轴视图,其示出沿图 3 中的截面 8-8 截取的横截面。

[0044] 图 9 为图 1 中所示内窥镜的等轴视图,其示出沿图 3 中的截面 9-9 截取的横截面。

[0045] 图 10 为图 1 中所示内窥镜的近端的等轴视图,其示出沿图 3 中的截面 10-10 截取的横截面。

[0046] 图 11 示出可旋转元件和套管转接器的组件的分解图。

[0047] 图 12 示出从例如图 22 中所示可旋转元件的上方观察的平面图。

[0048] 图 13 示出图 12 中所示可旋转元件的近端的端部立面图。

[0049] 图 14 示出图 12 中所示可旋转元件的远端的端部立面图。

[0050] 图 15 示出图 12 中所示可旋转元件的侧视立面图。

[0051] 图 16 示出从图 12 中所示可旋转元件的上方和左侧观察的等轴视图。

[0052] 图 17 示出图 12 中所示可旋转元件沿图 16 中截面 16-16 剖切的等轴视图。

[0053] 图 18 示出沿图 16 中截面 16-16 截取的可旋转元件的剖视图。

[0054] 图 19 示出从可旋转元件的上方和左侧观察的图 12 中所示可旋转元件的远端的剖切的等轴视图。沿图 18 中的截面 18-18 截取的可旋转元件的横截面可见于图 19 中。

[0055] 图 20 示出从可旋转元件的上方和左侧观察的图 12 中所示可旋转元件的远端的剖切的等轴视图。沿图 18 中的截面 19-19 截取的可旋转元件的横截面可见于图 20 中。

[0056] 图 21 示出从可旋转元件的上方和左侧观察的图 12 中所示可旋转元件的远端的剖

切的等轴视图。沿图 18 中的截面 20-20 截取的可旋转元件的横截面可见于图 21 中。

[0057] 图 22 为例如图 2 和 3 中所示内窥镜的工作元件的剖视图的一部分。

[0058] 图 23 为示例性电极的等轴视图。

[0059] 图 24 为图 23 中所示电极的俯视平面图。图 24A 示出图 24 的一部分的细部。

[0060] 图 25 为图 23 中所示电极的侧视立面图。

[0061] 图 26 为内部套管和外部套管被移除的第二示例性内窥镜的一部分的等轴视图。

[0062] 图 27 示出从近端的上方和左侧观察的图 26 中所示器械部分的近端的剖切的等轴视图。还示出沿图 26 中的截面 26-26 截取的横截面。

[0063] 图 28 示出从器械部分的近端的上方和左侧观察的图 26 中所示器械部分的近端的一部分的等轴视图。图 28 还示出沿图 26 中的截面 27-27 截取的横截面。

[0064] 图 29 示出从器械部分的近端的上方和左侧观察的图 26 中所示器械部分的近端的一部分的等轴视图。还示出沿图 26 中的截面 28-28 截取的横截面。

[0065] 图 30 示出从器械部分的近端的上方和左侧观察的图 26 中所示器械部分的近端的一部分的等轴视图。还示出沿图 26 中的截面 29-29 截取的横截面。

[0066] 图 31 为图 26 中所示器械连同内部套管和外部套管的等轴分解图。

[0067] 图 32 示出从内部套管的近端的后方和上方的位置观察的图 31 中所示内部套管的等轴视图。

[0068] 图 33 示出图 31 中所示外部套管的端部立面图。

[0069] 图 34 示出从外部套管的远端的上方和左侧的位置观察的图 31 中所示外部套管的等轴视图。

[0070] 图 35 示出示例性内部套管的等轴视图。

[0071] 图 36 示出示例性内部套管的等轴视图。

[0072] 发明详述

[0073] 下文通过参照示例性器械例如内窥镜对有关各种原理的器械进行了描述,所述有关各种原理的器械被构造用于观察、处理和 / 或操纵对于观察而言通常模糊的区域。各种器械构造中可采用所公开原理中的一种或多种以实现各种特性中的任何一种。关于特定应用或用途描述的器械仅仅为采用本文所公开创新原理的器械的实例并且用于说明各种创新原理的一个或多个方面。因此,构造与附图中所示构造不同的器械可体现此类创新原理或可用于本文未详细描述的应用,例如用于专业摄像机(例如用于工业内窥镜和医用内窥镜、望远镜、显微镜等)以及用于一般的商业专用摄影机和普通摄像机。因此,此类替代实施方案也落在本开的范围内。

[0074] 综述

[0075] 如图 1 中所示,器械 100,例如内窥镜,可具有被构造用于例如通过体腔和 / 或通过切口(未示出)插入患者体内的中空外部套管 102。中空内部套管 108 可布置在外部套管 102 内,并且可滑动地接纳一个或多个内部器械。在某些情况下,外部套管 102 的远端部分 104、内部套管 108 的远端部分或两者可涂覆有电介质材料 106,例如陶瓷(图 1A 和 1B)。在其它实施方案中,与现有技术实施方案的情况一样,介电尖端可安装到外部套管 102 的远端部分、内部套管 108 的远端部分或两者中。

[0076] 此介电涂层倾向于使相应的(例如)外部套管与可激励元件 161 绝缘,从而防止相

应的套管位于有源电路或路径或等离子区中。将外部套管 102 与可激励元件 161 绝缘降低了用户和 / 或患者遭受击的可能性, 因为外部套管通常与用户抓握的内窥镜的一部分电耦接并且与患者直接接触。

[0077] 介电涂层可为薄涂层(如约 0.020 英寸厚), 该薄涂层具有足够的介电性质防止底层部件与可激励元件 161 进行电接触。与厚涂层相比, 薄涂层使得内窥镜具有小的外部维度。另外, 介电涂层可比现有技术的单独且明显的尖端薄得多, 这至少部分是因为涂层可由底层部件支承。此外, 基板不太容易发生在使用期间导致破裂的制造缺陷, 从而潜在地降低了制造成本、修理成本或两者。金属基板将提高介电绝缘体的机械强度, 并且可在陶瓷涂层于外科手术过程中损坏的情况下防止脆性陶瓷破裂。

[0078] 在一些实施方案中, 涂覆外部套管的插入部分的整个外表面。与部分涂覆的外部套管或现有技术的外部套管相比, 此全长涂层可提高患者的舒适感。

[0079] 内部套管 108 可具有中空主体, 其能够输送流体工作流体(如大致澄清的冲洗流体, 例如盐水)和 / 或可滑动地接纳被构造成观察、处理和 / 或操纵靶位的装置。如图 1 中所示, 此类装置可沿着中空内部纵向延伸, 从而可沿着其长度阻挡中空内部的横截面的一部分。在图 1 中, 内部器械为望远镜 110, 其包括位于远端的物镜镜头和通向位于近端的取景镜头的光学组件。望远镜还可具有电子成像装置, 其包括位于远端的像素化图像传感器例如 CCD 或 CMOS 传感器以及辅助电子器件。

[0080] 一些器械 100 (包括图 1 中所示的器械) 被构造成连续地和 / 或间歇地将来自内部套管 108 所限定的流体导管 112 的工作流体引向靶位。例如, 内部套管 108 可限定布置在其远端的流体供给开口 113, 工作流体可通过所述开口从内部套管排出以向靶位提供工作流体的进流 114 (图 2A)。

[0081] 如本文所用, “进流”是指材料(如流体, 如工作流体, 其中盐水只是一个实例)进入限定区域(如靶位, 或围绕靶位的体腔)的净流。因此, 流体的净流可借以从器械传入此限定区域的器械所限定的开口在本领域中有时称作“进流开口”。

[0082] 相比之下, 如本文所用, “出流”是指材料(如流体, 例如浑浊流体与大致澄清的工作流体的混合物)离开或从限定区域(如靶位, 或围绕靶位的体腔)进入(例如)器械的净流。因此, 流体的净流可借以传出或传自此限定区域进入(例如)器械限定的导管的器械所限定的开口在本领域中有时称作“出流开口”。

[0083] 参照图 2A, 内部套管 108 的外表面 116 可与外部套管 102 的相对内表面 118 向内间隔以在内部套管和外部套管的相对壁之间限定间隙 120 (图 3A)。间隙 120 可绕着内部套管 108 的外表面 116 的周边延伸至少一部分, 并且可沿内部套管 108 和外部套管 102 纵向延伸, 以限定内部套管与外部套管之间的流体导管 122, 流体导管 122 沿内部套管与外部套管纵向延伸。例如图 1A、2A 和 3A 图中所示, 间隙 120 可沿套管 102、108 充分纵向延伸以限定位于内窥镜远端的开口 123。

[0084] 一些器械 100 被构造成从靶位连续排出流体(如浑浊流体和注射工作流体的混合物, 例如血液和盐水的混合物)。例如, 内部套管 108 和外部套管 102 之间限定的间隙 120 可将来自远端 104 中开口 123 的流体输送至流体耦接至例如低压排出系统(未示出)的出口端口 142 (图 1)。在此构造中, 可将开口 123 视为出流开口。

[0085] 如图 1A 和 2A 中所示, 此出流开口 123 可大致垂直于外部套管的轴向取向。也就是

说,与出口开口 123 所限定的平面(未示出)正交的单位矢量可大致平行于外部套管 102 的纵向中心轴线 124 取向。可激励元件 161 可布置在出口开口 123 内或可邻近出口开口 123 布置,使得可激励元件 161 可面向出口开口 123。然而,其它出流开口(未示出)可以相对于外部套管 102 的纵向中心轴线 124 呈斜角取向,而且其它出流开口可取向为使得法向矢量相对于例如具有图 31 中所示穿孔 223 的外部套管的纵向中心轴线 124 垂直取向。

[0086] 除了以上简述的创新套管特征外,器械 100 还采用了工作元件 130 的创新特征。图 2 中示出的工作元件 130 被构造成 (1) 将外部套管 102 旋转地耦接至每个被构造成观察、处理和 / 或以其它方式操纵靶位的装置;(2) 将内部套管 108 所限定的远端布置的进流开口 113 流体耦接至流体供应源(未示出);(3) 将内部套管 108 与外部套管 102 之间限定的远端布置的出流开口 123 流体耦接流体排出口(未示出);和 (4) 提供最多 1.025 英寸的工作冲程长度。

[0087] 将内部套管组合到工作元件中增加了超过相对于常规插入长度的插入长度。此类增加可多达 0.25 英寸,这被认为是插入长度的大幅改善。此类改善的工作冲程长度为用户操纵内部器械提供了更大的灵活性并且可减少重新定位外部套管 102 以抵达先前超出内部器械范围的靶位部分的需求。外部套管的典型最大插入长度可测得介于约 7.0 英寸和约 8.0 英寸之间,例如,介于约 7.5 英寸和约 7.8 英寸之间。

[0088] 如下文更充分地描述,示出的工作元件 130 被构造成可旋转地支承至少第一内部器械如望远镜 110 和第二内部器械如电极 111,使得至少第一和第二内部器械可绕共同的旋转轴线旋转。对于内窥镜 100,共同的旋转轴线与外部套管 102 的纵向中心轴线 124 (图 1)大致共延。第一内部器械 110 和第二内部器械 111 在纵向中心轴线 124 的相对侧上绕纵向中心轴线 124 旋转。内部套管 108 与第一内部器械 110 和第二内部器械 111 一起绕纵向中心轴线 124 旋转。

[0089] 一个或多个导轨 132 可沿旋转轴线延伸,并且致动器块 134 可滑动地安装至导轨 132。第一内部器械 110 和第二内部器械 111 可充分固定至致动器块 134,使得致动器块 134 在致动器块沿着导轨 132 滑动时促使内部器械 110、111 沿着外部套管 102 纵向移动。

[0090] 此外,工作元件 130、外部套管 102 和内部套管 108 可被配合构造为使得当内部器械 110、111 沿着套管纵向滑动时或当内部器械(除了别的部件以外)相对于外部套管旋转时不会发生渗漏。换句话说,工作元件 130、外部套管 102 和内部套管 108 的每一者的构造可被配合构造为使得基本上防止旋转接合和 / 或滑动接合的表面之间发生渗漏。例如,工作元件 130 的可旋转元件 150 的一部分被构造成在套管转接器 150 内旋转(图 11 至 21)。另外,可旋转元件 150 可被构造成密封地接纳索环 151 (图 22),至少第一内部器械 110 和第二内部器械 111 可通过索环 151 以滑动、密封接合点形式延伸。

#### [0091] 外部套管

[0092] 内窥镜 100 可具有被构造用于插入例如体腔的外部套管 102。外部套管 102 的近端 105 可旋转地耦接至工作元件 130,如下文更充分地描述。

[0093] 插入限制器 107 可布置在外部套管 102 的近端 105 附近。举例来说,插入限制器 107 可具有盘状构件,该盘状构件沿外部套管 102 的外表面径向延伸且固定至该外表面。在许多情况下,外部套管 102 可通过较大边界中的较小开口(未示出)插入(例如外部套管可通过患者表皮中的切口或通过尿道口插入)。径向维度大于外部套管 102 的插入限制器 107

可紧靠外部套管已通过其插入的边界,从而限制外部套管可插入的深度。部件可插入的深度有时称作“插入深度”。部件的可插入部分的长度有时称作“插入长度”。

[0094] 外部套管 102 限定被构造成接纳一个或多个其它部件的开放内部,如下文更充分地描述。在某些情况下,如图 1 和 2 所示,外部套管 102 具有被中空圆筒或管限定的主体。

[0095] 在某些实施方案中,外部套管 102 的远端部分 104 可与一个或多个内部部件如内部器械 110、111 电绝缘和 / 或热绝缘。例如,远端部分 104 可在内部和 / 或在外部涂覆电介质材料 106,例如陶瓷涂层或耐用聚合物涂层或陶瓷材料。含氟聚合物仅为一类合适聚合物的一个实例。可使用能够制备薄(如约 0.015 英寸至约 0.025 英寸)绝缘涂层的任何电介质材料。例如,能够经受等离子体暴露(例如具有的平均温度为约 500 华氏度或可能更高)的氧化铝涂层、含氟聚合物涂层或其它涂层。在其它情况下,外部套管 102 的主体可全部或部分由电介质材料形成,例如强化玻璃纤维或塑料(例如具有特氟隆涂层的玻璃环氧树脂管)。

[0096] 已采用热喷涂技术来制备经陶瓷涂覆的不锈钢管的样品。在此技术中,将一团氧化铝(或其它合适的材料)在与基板的一部分(例如外部套管的一部分)接触之前通过喷枪或其它热源吹出。此淀积工艺可将例如氧化铝薄(如约 0.050 英寸或更小)层沉积在基板上。可添加随后的层以形成大致单一的涂层,该涂层具有所需厚度,例如介于约 0.015 英寸和约 0.030 英寸之间,其中约 0.020 英寸为一个实例。为了在基板具有此前形成的涂层之前促进沉积陶瓷层粘合至基板,可用粘结剂(例如玻璃或金属粉末)来补充氧化铝团。在某些情况下,形成该团的氧化铝粉末包含平均粒度为约 1 微米的颗粒。

[0097] 外部套管 102 的外表面 109 在其远端 104 和插入限制器 107 之间可为基本上连续的。与穿孔的外表面相比,此连续的外表面 109 可在外部套管 102 的插入和抽出期间减少患者创伤。然而,外部套管 102 的主体可限定一个或多个开口 223 (图 31) 或穿孔,这些开口或穿孔被构造成将外部套管外部的区域流体耦接至外部套管内部的区域,例如通道 122 (图 3A)。

[0098] 在其它实施方案中,如同现有技术的情况,电介质尖端可安装到外部套管 102 的远端部分中。

#### [0099] 内部套管

[0100] 如本文所公开的一些内部套管 108 可滑动地接纳在外部套管 102 内且可旋转地耦接至外部套管 102。此类内部套管 108 可限定中空主体 108a(图 35),并且可将至少一个内部器械(如望远镜 110 和 / 或电极 111)可滑动地接纳在中空主体内,以允许该内部器械在缩回的近端位置(图 1 中示出)和充分延伸的远端位置(未示出)之间纵向往复移动。在示出的内窥镜 100 中,内部套管 108 可滑动地容纳望远镜 110,并且限定被构造成输送流体(如工作流体,例如盐水)的无阻挡的流动区域 126a、126b。换句话说,内部套管 108 具有内部横截面轮廓,其被构造成接纳内部器械 110 并使至少一个区域 126a、126b 充分地不被该器械阻挡,以允许工作流体有足够的流速来穿过内部器械。

[0101] 示出的内部套管 108 为轴向不对称的管状结构,其具有从内部套管 108 的近端 108b 延伸至其远端 108c 的菌形横截面,如图 35 中所示。换句话讲,内部套管限定具有凹陷上边界 127 和凹陷下边界 128 (相对于中央区域 108d)的开口中央区域,以及沿该中央区域向外延伸的相对的波瓣区域 126a、126b。上边界 127 的曲率半径可大于下边界 128 的曲率

半径,并且相应的凸出区域 129 可在上边界和下边界之间至少部分地延伸,从而限定相对的波瓣区域 126a、126b。

[0102] 也可采用创新性内部套管的其它实施方案。例如,图 36 中示出的内部套管 208 限定具有大致长方形的横截面轮廓的主体部分 208a 和从主体部分的远端延伸的远端布置的菌形部分 208b。虽然过渡区域 210 被示为大致陡变区,其它内部套管实施方案在主体部分 208a 和远端部分 208b 之间提供了大致光滑的过渡区域。(在图 35 和 36 中,相应的内部套管通常被示为在相应近端和远端之间具有断开的截面,以指示每个内部套管可具有各种长度中的任一种)。

[0103] 内部器械 110 可布置在开口中央区域内,如图 1 中所示。相对的波瓣区域 126a、126b 可提供无阻挡的导管,这些导管允许工作流体穿过阻挡中央区域的内部器械。无阻挡的流动区域可在内部套管的远端处打开,从而限定围绕内部器械(如望远镜)的进流开口 113。大致恒定的横截面轮廓可通过导管 126a、126b 来提供平稳的工作流体流,从而降低流分离和/或其它流动效率低(可促进压头沿流动长度的损耗增加)的可能性。此外,该构造可提供工作流体的一种或多种料流或射流 114,该工作流体进入靠近内部器械 110 的远端的靶位。此类料流或射流 114 可促进该工作流体与存在于靶位处的浑浊流体的混合,从而增加可稀释浑浊流体的速率并减少可恢复可见度的时间。此外,此类射流可操纵或移动靶位部分(例如组织),以防阻挡内部器械。此类射流也可通过冲击冷却向靶位的一部分提供高冷却速率。

[0104] 除了提供无阻挡的旁路导管 126a、126b 之外,内部套管 108 的轴向不对称的横截面提供了适宜的轮廓来支承与内部套管的外表面配合接合的内部部件 111 (图 22 至 24)。例如,夹子 115 (图 23) 或其它保持部件可限定内部套管接合部分 117,该部分具有与内部套管 108 的外部轮廓相对应的轮廓并且被构造成配合接合该外部轮廓。

[0105] 如图 22 至 24 中所示,电极组件 111 可具有沿内部套管 108 纵向延伸的第一线部分 160a 和二线部分 160b。每个线部分 160a、160b 可布置在内部套管 108 和外部套管 102 之间,并且邻近相对的波瓣区域 126a、126b 中相应的一个。可激励元件 161 可操作地耦接至第一线部分 160a 和二线部分 160b,并且邻近内部套管 108 的下边界 128 布置在内部套管 108 和外部套管 102 的壁之间。

[0106] 当装配在内窥镜 100 中时,内部套管 108 可相对于外部套管 102 偏心布置。穿过内部套管横截面面积的矩心的纵向轴线可平行于(但偏离)穿过外部套管横截面面积的矩心的纵向中心轴线 124。

[0107] 在其它实施方案中(如图 31 中所示),内部套管 208 可具有圆形横截面轮廓,并且可同心布置在外部套管 202 内。下面更充分地描述了此类替代构造。

#### [0108] 内部器械

[0109] 如上所述,被构造成可滑动地接纳在内窥镜 100 中且观察、处理和/或以其它方式操纵靶位的装置在本文中称为内部器械。此内部器械可被构造为细长望远镜 110。如图 2 中所示,望远镜 110 可具有布置在望远镜的远端处的物镜镜头或其它集光部件 110a。可将光(或载有图像信息的电信号或其它信号)从望远镜 110 的远端输送至其近端和/或被构造成生成用户可观察的图像(未示出)的图像处理器。

[0110] 多个常规望远镜 110 可商购获得且适于与所公开的内窥镜一起使用。例如,具有

足够的图像质量(如分辨率、对比度等)的望远镜通常具有约4.0mm的外径。例如,得自Gyrus ACMI, Inc. 的型号为M3-30A的望远镜可成功地与所公开的内窥镜一起使用。

[0111] 另一种常用的内部器械为电极111(如图23),其具有邻近远端布置的工作部分161。有时也称为可激励元件(例如阳极尖端)的工作部分可被构造成切割、切除、磨损、汽化、凝结或熔合组织,烧灼血管,和/或以其它方式处理或操纵靶位。

[0112] 如上所述,电极可具有限定间隔开的第一线部分160a和第二线部分160b的枝状结构。可激励元件161可操作地耦接至第一线部分和第二线部分。

[0113] 图22至24中所示的电极111的第一线部分160a和第二线部分160b彼此可具有大致相同的电压电势,并且可电耦接至可激励元件161或阳极尖端。通过此构造,该可激励元件有时被称为单极或单极电极。第一导电管162a和第二导电管162b(如不锈钢管)可分别相对于第一线部分160a和第二线部分160b共轴布置。导电管162a、162b可与径向且电耦接至接地电路部分(未示出)的线部分160a、160b电绝缘。当将足够的电压电势提供给第一线部分160a和第二线部分160b,并由此提供给阳极尖端时,阳极尖端与导电管162a、162b之间可形成电弧,从而在可激励元件161与管162a、162b之间的间隔中形成通电区域。在某些情况下,此电弧可导致等离子体形成于通电区域内。

[0114] 管162a、162b沿近端方向从电极111的远端163延伸,并且可结合成单个连接管165,单个连接管165延伸至邻近近端164的接触区域166。单个连接管165可电耦接至回位触点167,回位触点167被构造成电耦接至接地电路部分(未示出)。

[0115] 电源触点168可邻近电极111的近端164布置。可激励和绝缘的电源线169可从电源触点168延伸,穿过单个连接管165,并分成延伸穿过相应的第一管162a和第二管162b的第一线部分160a和第二线部分160b。电源触点168可将电源线169电耦接至被构造成使电源线通电并由此使阳极尖端161通电的外部电源(未示出)。

[0116] 管状绝缘体170可沿电源触点168向远端延伸并使电源触点168与回位触点167电绝缘,如图24A中所示。该电绝缘可由任何合适的电介质材料或绝缘材料(例如Radel R5100)形成。

[0117] 电极夹子115或其它保持构件可保持细长管165与内部套管108(图1A)滑动接合。例如,保持构件可限定电极接合部分119,电极接合部分119被构造成例如通过夹持或锻压来接合或以其它方式例如通过焊接或焊合来结合管状电极主体的外部。保持构件115可具有相对的喇叭状柄脚117(图23),其轮廓被设计成使得可滑动地接合内部套管108的外部轮廓。通过此保持构件,电极111的近端164被促使沿内部套管108纵向往复移动,保持构件115可沿内部套管的外表面纵向滑动。在某些情况下,合适的保持构件115可由片状材料(例如不锈钢)形成。

[0118] 在其它实施方案中,内部器械110、111可为其它观察器械(具有其它类型的成像装置)、其它处理器械或操纵器械,例如刀、剪刀、钳子或探针。

[0119] 流体流动路径

[0120] 如上所述,布置在内部套管108内的内部器械110阻挡内部套管的孔的横截面积的一部分,从而减小可用作流体导管112(图1A、2A)的内部套管的可用横截面积。具有菌形轮廓的内部套管108(图1A、2A)提供了相对的波瓣126a、126b,其允许工作流体穿过内部器械110、111形成的阻挡部分。内部套管108的远端处的开口可允许工作流体的流114

从内部套管排出,从而向靶位提供进流开口 113。

[0121] 同样如上所述,内部套管 108 的外表面 116 与外部套管 102 的内表面 118 向内间隔,从而形成流体可在其中流动的间隙 120 (图 3A)。在某些情况下,内部套管 108 和外部套管 102 沿其各自长度具有基本上恒定的横截面轮廓。因此,流体可在其中流动的间隙 120 在导管 122 的近端和远端之间保持基本上恒定,从而提供布置在远端 104 处的出流开口 123 并允许流体从靶位排出。如图 3A 中的截面中所示,出流开口 123 可相对于外部套管 102 的纵向中心轴线 124 横向取向,这允许外部套管具有不含穿孔 223 (图 34)的基本上连续的外表面。如上所述,此连续的外表面可在外部套管的插入和抽出期间减少患者创伤。通过横向取向的出流开口 123 的流可在许多情况下为足够的。然而,在某些情况下,可通过使外部套管(如图 34)穿孔以允许额外流体经由外部套管 102 的壁进入间隙 120 来增加排出流。

#### [0122] 工作元件

[0123] 现将参照图 4 至 21 来描述工作元件 130 和相关部件。工作元件 130 包括至少导轨 132a、132b、致动器块 134、可旋转元件 150、套管转接器 140 和手柄部分 180。如上简要地说明,工作元件 130 的某些部件可将外部套管 102 可旋转地和 / 或可滑动地耦接至一个或多个其它内窥镜部件。本文所公开的创新性工作元件提供了若干优点,包括能够减小外部套管的最外层直径,同时保持能够使用较大的内部器械,例如外径为 4mm 的望远镜。

[0124] 如图 2 中所示,内部套管 108 和外部套管 102 沿工作元件 130 向远端延伸。在图 5 中,示出了工作元件 130 的可旋转元件 150 的远端 152(图 12),并且图 6 示出了可旋转元件 150 的主体 153 的剖面图。相对的导轨 132a、132b 沿可旋转元件 150 向近端延伸穿过手柄部分 180 (图 7),并可滑动地支承致动器块 134 (图 8)。致动器块 134 限定器械孔 135,第一器械 110 和第二器械 111 中的至少一个可延伸穿过器械孔 135。致动器块 134 可限定一个或多个导轨孔 136,并且所述一个或多个导轨 132a、132b 中的每一个均可延伸穿过所述一个或多个导轨孔中相应的一个,使得导轨 132a、132b 横向侧接第一内部器械 110 和器械孔 135。导轨 132a 的纵向中心轴线和导轨 132b 的纵向中心轴线与第一内部器械 110 和第二内部器械 111 间隔。当致动器块 134 促使内部器械 110、111 沿外部套管 102 纵向移动时,导轨 132a、132b 可支承第一内部器械 110 和第二内部器械 111。用于支承内部器械的厚支承结构,例如现有技术的器械中常用的围绕内部器械的厚壁导向管,可通过采用导轨 132a、132b 来避免使用,从而允许第一内部器械和第二内部器械相互紧靠放置。将这些器械相互紧靠放置又可允许使用通常与较大的外部套管相关的器械。例如,通常与 26Fr (1Fr 等于 0.33mm) 外部套管相关的 4mm 望远镜和电极可放置在规格为 24Fr 的外部套管的内部。将通常与较大的外部套管相关的器械放置于较小的外部套管中可提供较少的患者创伤,同时保持所需的临床表现。第一内部器械 110 和第二内部器械 111 可滑动地延伸穿过手柄部分 180、可旋转元件 150 和套管转接器 140。第一内部器械 110 可滑动地延伸穿过内部套管 108 的内部,并且第二内部器械 111 可沿着内部套管的外部在内部套管和外部套管 102 之间纵向延伸。或者,如图 25、26 和 30 中所示,第一内部器械 110 和第二内部器械 111 可滑动地延伸穿过内部套管 208 的内部,并且可由可布置在内部套管 208 内的轨 210 支承。通过此构造,纵向往复滑动致动器块 134 往往会促使内部器械相应地往复移动,历经一个工作冲程。

[0125] 工作元件 130 被构造成可旋转地支承内部器械 110、111,使得内部器械可绕共同的旋转轴线旋转。在图 1 和 2 所示的实施方案中,共同的旋转轴线与外部套管 102 的纵向

中心轴线 124 大致共延。此外,工作元件 130 被构造成将内部套管 108 的内部流体耦接至工作流体的供应源,并且将由内部套管和外部套管 102 之间的间隙 120 形成的导管流体耦接至流体排出口(未示出)。

[0126] 现参照图 11 至 21,现将描述此可旋转和密封的耦接头。如图 22 中所示,外部套管 102 的近端 105 可限定被构造成接纳远端套管转接器 140 的凹陷区域 103,远端套管转接器 140 限定纵向凹陷区域 140a 和工作流体入口孔 158。远端套管转接器 140 可固定地耦接至外部套管 102。出口端口 142 流体耦接至外部套管的内部。

[0127] 图 11 示出可旋转元件 150 和套管转接器 140 的组件的分解图。如图 11、16、17 和 21 中所示,可旋转元件 150 包括主体 153、环 154、弹簧 155 和锥形体 156。环 154、弹簧 155、锥形体 156 可装配至主体 153 并布置在主体 153 的圆周周围,使得该环的内表面 154a 径向布置在肩部 153a 的外部,并且弹簧 155 的内表面 155b 径向布置在肩部 153b 的外部。当装配示出的可旋转元件 150 时,弹簧 155 的近端面 155a 与环 154 的远端面 154b 成相对的关系。示出的环 154 限定外螺纹 154c,外螺纹 154c 被构造成以螺纹地接合由远端转接器 140 的内表面限定的相应内螺纹。主体 153 的远端部分 153d 可接纳在锥形体 156 中的孔 156a 内。销轴 153c 可延伸穿过锥形体 156 中的孔 156b 并进入主体 153 中的孔 153e 中,以固定地接合锥形体和主体。远端转接器 140 的凹陷区域 140a 可接纳锥形体 156(和主体 153 的相应远端部分 153d),使得锥形体 156 和主体 153 可相对于套管转接器 140 和环 154 作为一个单元来旋转。可旋转元件 150 可限定周向延伸的凹陷部 157 或凹口(图 12),使得周向延伸的通道 157a 被限定在可旋转元件 150 和远端套管转接器 140(图 22)之间。

[0128] 远端套管转接器 140 可限定从外表面向内延伸的横向孔(如示出的工作流体入口孔 158)。工作流体入口孔 158 可流体耦接至流体入口端口 141 和周向延伸的通道 157a。主体 153 中的孔 159a 和锥形体 156 中的孔 159b 一起限定从凹口 157 延伸至主体 153 中的器械孔 172 的横向孔 159,使得当可旋转元件 150 与远端套管转接器 140 装配在一起时,器械孔 172 流体耦接至流体入口端口 141。

[0129] 可旋转元件 150 的远端 152(图 14)可限定凹陷区域 174,凹陷区域 174 被构造成将内部套管 108(图 1 和 4)的近端接纳在凹陷部 174 的周边和内部套管 108 的外表面 116 之间的密封的配合接合部中。内部套管 108 永久性地附接至主体 153 的凹陷区域 174。器械孔 172 通向内部套管 108 的内部,从而将内部套管的内部流体耦接至流体入口 141。

[0130] 可旋转元件 150 的主体 153 可限定大致平行于第一器械孔 172 延伸的第二器械孔 176。第二器械孔 176 可与第一器械孔 172 充分间隔,使得内部器械 111 布置在内部套管 108(图 1 和 4)的外部。换句话说,内部套管 108 的壁可布置在第一器械 110 和第二器械 111 之间。

[0131] 将第二器械孔 176 大致平行于第一器械孔 172 来取向允许相应的第一内部器械 110 和第二内部器械 111 纵向往复移动,历经一个工作冲程,而无需这些器械中的一个或另一个结合在可旋转元件 150 内。此结合可发生在相应器械孔大致不平行时,尤其发生在内部器械中的一个或两个为刚性时(如不能充分变形来适应这些器械之间的间距的变化,如同在器械孔彼此不平行时所发生的情况)。如本文所公开的电极 111 可具有刚性主体 165,并且可适于与如本文所公开的工作元件一起使用。

[0132] 示出的工作元件 130 还包括索环 151。可旋转元件 150 的近端面 177 限定被构造

成接纳索环 151 的凹陷区域 178a、178b, 索环 151 具有用于密封地和滑动地接纳相应的第一内部器械 110 和第二内部器械 111 的第一孔 179a 和第二孔 179b。例如, 凹陷区域 178a、178b 具有通过第一圆柱形凹陷部与第二圆柱形凹陷部相交形成的“雪人”形横截面(图 13), 第一圆柱形凹陷部和第二圆柱形凹陷部与相应的第一器械孔 172 和第二器械孔 176 共轴对齐。如同所示, 索环 151 可以压缩的方式夹置或布置在可旋转元件 150 和手柄部分 180 之间。手柄部分 180 经螺纹连接至可旋转元件 150, 从而可更换索环 151。

[0133] 索环 151 (示于图 7 和 21 中的截面中) 具有相应的“雪人”状外部轮廓, 该外部轮廓被构造成配合接合凹陷区域 178a、178b 的轮廓。可一体模制索环 151, 以便限定由弹性材料, 例如具有合适的涂层来减少摩擦的高性能弹性体(如可以品牌 Viton 或 Aflas 商购获得的这类含氟弹性体)制成的一体化构造。具有一体化构造的索环可限定第一孔 179a 和第二孔 179b。穿过索环 151 的器械孔 179a 中一个的远端可限定从孔 179a 的圆周径向向内延伸的凸缘 151a 或肩部。凸缘 151a 可与内部器械 110 的相应外表面密封地配合。器械孔 179b 中另一个的近端可限定径向向内延伸以密封地配合另一个内部器械 111 的相应外表面的凸缘 151b 或肩部。在图示实施方案中, 凸缘 151a 和凸缘 151b 沿着第一内部器械 110 和第二内部器械 111 的插入方向彼此纵向间隔。提供如刚描述的纵向间隔的凸缘 151a、151b 可减少索环和相应内部器械之间的摩擦, 从而在促使这些器械历经所述工作冲程时进一步降低其结合的可能性。

#### [0134] 替代套管构造

[0135] 图 25 至 33 示出一种用于器械 200 的替代套管构造, 器械 200 采用了所公开的工作元件的一个或多个创新方面。如同图 4 至 21 中示出的工作元件 130, 内部器械(未示出)可从彼此平行的工作元件 230 向远端延伸。

[0136] 此外, 轨 210 从工作元件 230 向远端延伸。轨 210 具有相对的上通道 211 和下通道 212, 上通道 211 和下通道 212 被构造成分别可滑动地接纳第一内部器械和第二内部器械。轨 210 可支承内部器械, 尤其是内部器械中的一个或两个被促使往复移动而历经一个工作冲程时可能会弯曲(例如, 如果内部器械中的任一个或两个刚性不足)的情况, 或者内部器械中的一个或两个从工作元件悬挂时有足够的挠性进行弯曲的情况。一些内部器械可绕轨 210 或内部器械中的另一个至少部分地卷绕, 而无需通道 211、212 中的一个或两个。

[0137] 内部套管构件 208 可布置在轨 210 上方, 如图 31 中所示。如同菌形内部套管 108, 进流开口 209 可限定在内部套管 208 的远端 211 处。然而, 因为图 31 中示出的内部套管 208 通常为轴对称的, 所以与从相对的波瓣区域 126a、126b (图 2A) 排出相比, 注入的工作流体可以大致均匀的速度分布从进流开口 209 排出。此外, 内部套管 208 通常大于图 2A 中示出的波状外形的内部套管 108, 以将第一内部器械和第二内部器械以及轨 210 接纳在中空内部中。

[0138] 外部套管 202 可布置在内部套管 208 上方, 如图 31 中所示。虽然图 31 中示出的外部套管 202 可具有与图 2 中示出的外部套管 102 大致相同的外径, 但较大的内部套管 208 与外部套管 202 之间的间隙显著小于通过图 2 中示出的构造所获得的间隙。例如, 内部套管 208 的远端具有喇叭状外部 215, 喇叭状外部 215 可密封或至少填补内部套管 208 和覆盖的外部套管 202 之间的任何间隙。因此, 对于许多应用, 单独布置在外部套管 202 的远端处的出流开口会引起过大的出口损耗(如压降)。为了减少这种出流限制, 可将外部套管的远

端部分穿孔,从而允许靶位通过若干开口 223 排液。

[0139] 其它实施方案

[0140] 采用本文所公开的原理,旨在设计和构造被构造用于观察、处理或以其它方式操纵通常模糊的区域的各种器械。许多此类器械可具有小于此前可实现的尺寸,从而可减少患者创伤和现有技术的器械的其它相关缺点。以举例的方式而并非进行限制,所公开的器械可用于内窥镜,其包括腹腔镜、内孔窥视仪、支气管镜、结肠镜、胃窥镜、十二指肠镜、乙状结肠镜、新型小肠镜、胆管镜、膀胱镜、子宫镜、喉镜、鼻喉镜、胸腔镜、输尿管镜、关节镜、坎德拉镜、脑室镜、耳镜和窦腔镜。

[0141] 尽管已对内部器械的具体实施方案进行了描述,但本公开涵盖了对当前可用内部器械的改进。本文所公开的创新与改进的(如较小的)内部器械是相容的。例如,具有较小外径的内部器械可使得所公开器械的外径相应地降低。

[0142] 本公开对形成其一部分的附图进行了参照,其中在通篇中相同的标号代表相同的部件。这些附图示出了具体实施方案,但也可在不脱离本公开预定范围的情况下形成其它实施方案以及进行结构变化。方向和符号(例如,上、下、顶部、底部、左、右、向后、向前等)用来方便对图进行论述而并非旨在进行限制。例如,可使用诸如“上”、“下”、“上部”、“下部”、“水平”、“垂直”、“左”、“右”等的某些术语。当处理相对关系,特别是关于所阐述的实施方案时,可在适用的情况下使用这些术语来提供清楚的说明。然而,此类术语并不旨在暗示绝对关系、位置和/或取向。例如,相对于对象而言,仅通过翻转对象就可使“上”表面变成“下”表面。然而,其仍然是同一表面并且对象仍然保持相同。如本文所用,“和/或”是指“和”以及“和”与“或”。

[0143] 因此,此详细描述不应以限制意义进行理解,根据对本公开的综述,本领域的技术人员将意识到可使用本文所描述的各种理念设计和构造成像系统。此外,本领域的技术人员将意识到本文所公开的示例性实施方案可适于各种构造而不脱离所公开的理念。因此,鉴于所公开的原理可适用的许多可能的实施方案,应意识到上述实施方案仅为实例,而不应理解为对范围进行限制。因此本人现在要求对落在以下权利要求的范围和精神之类的所有发明内容进行保护。

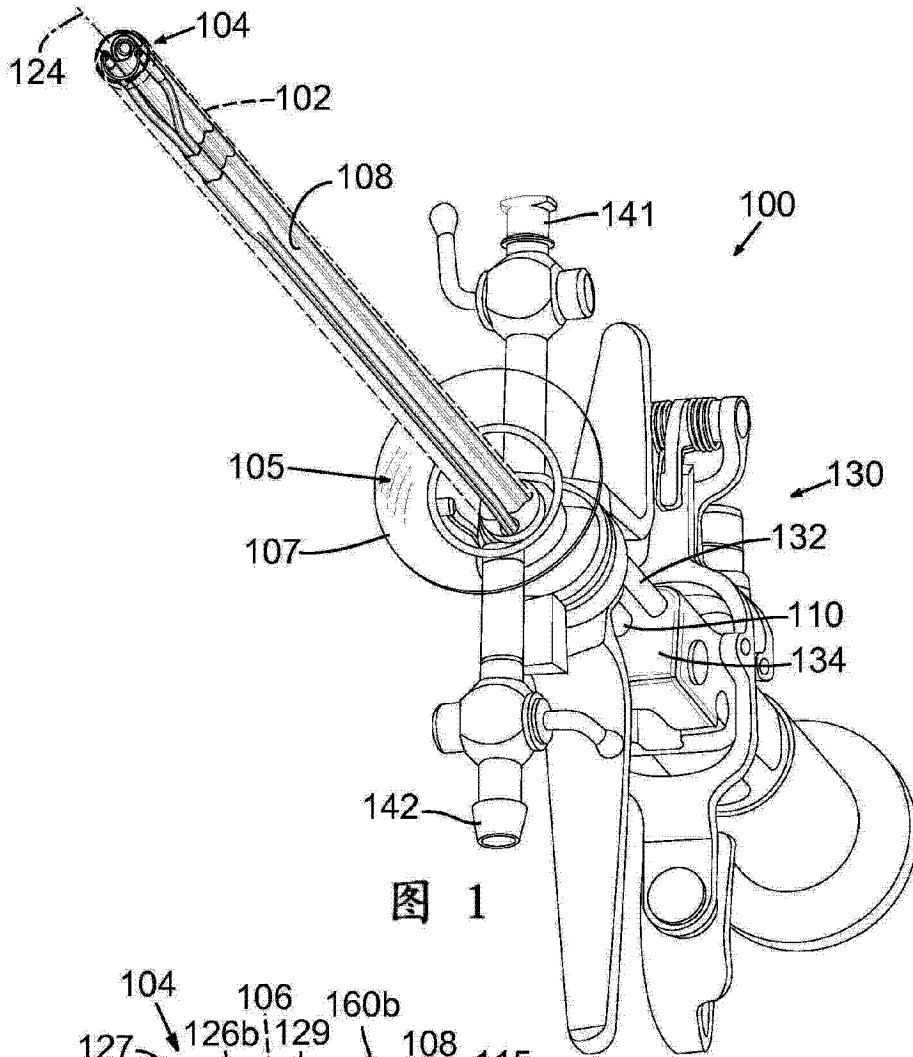


图 1

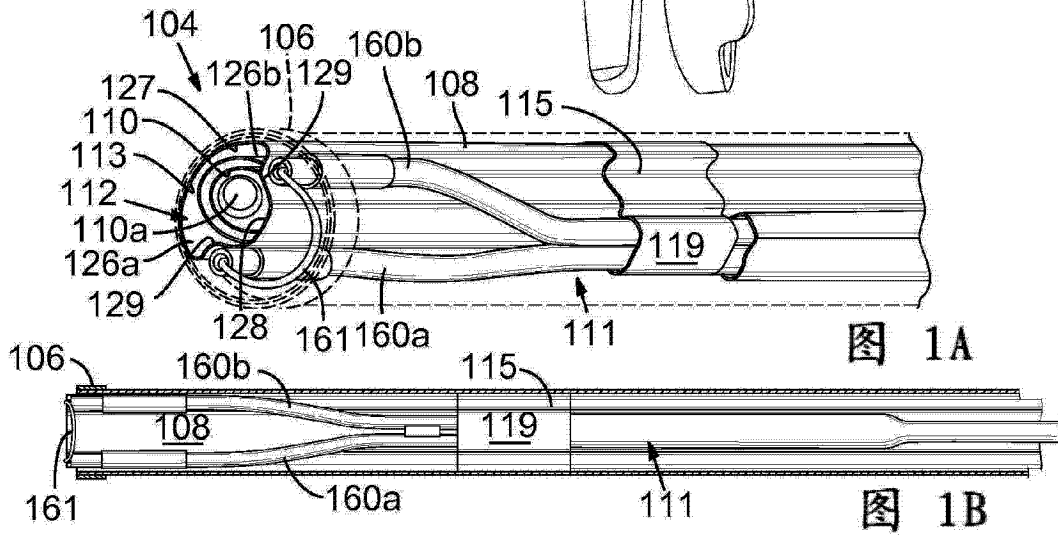
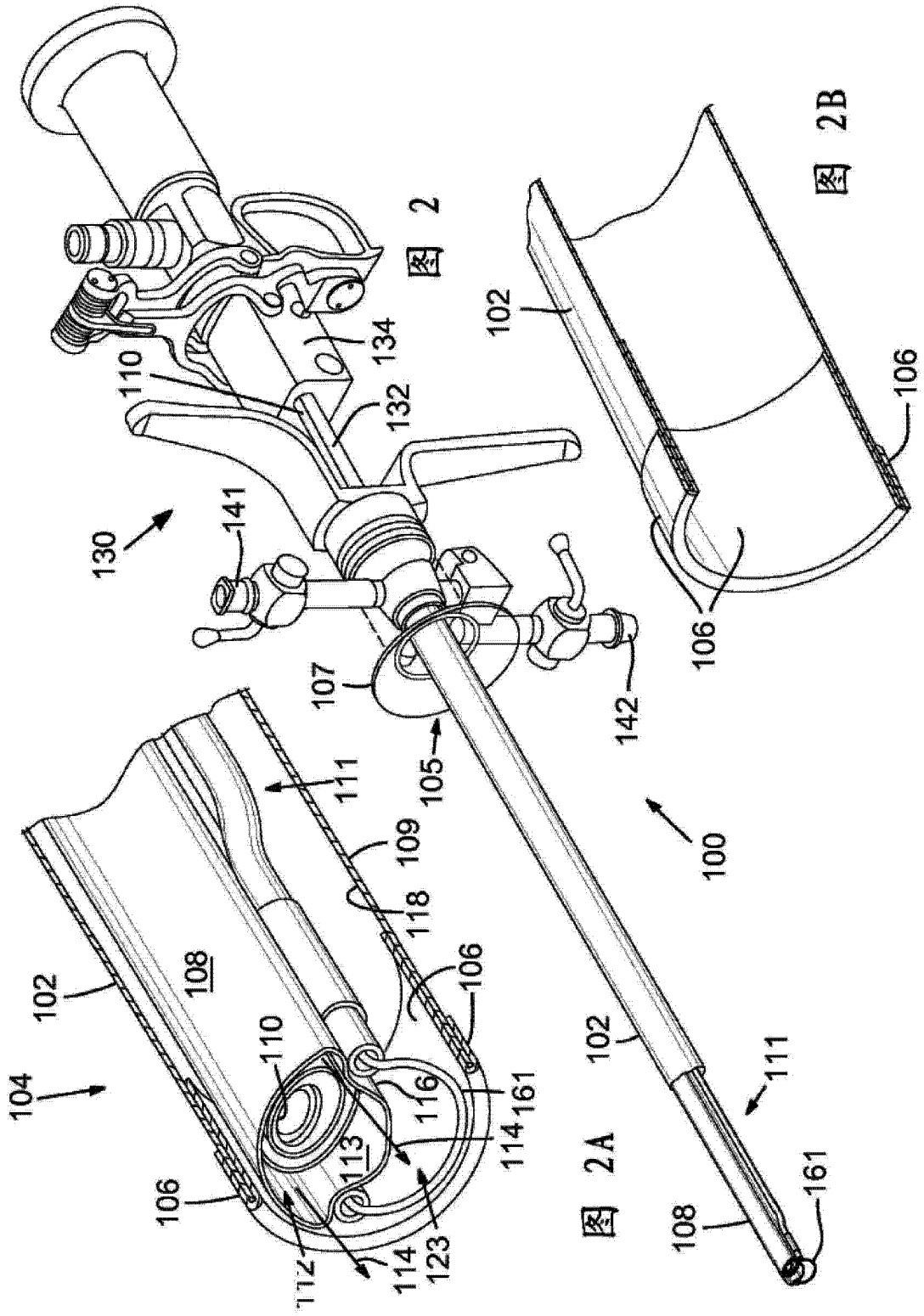


图 1A

图 1B



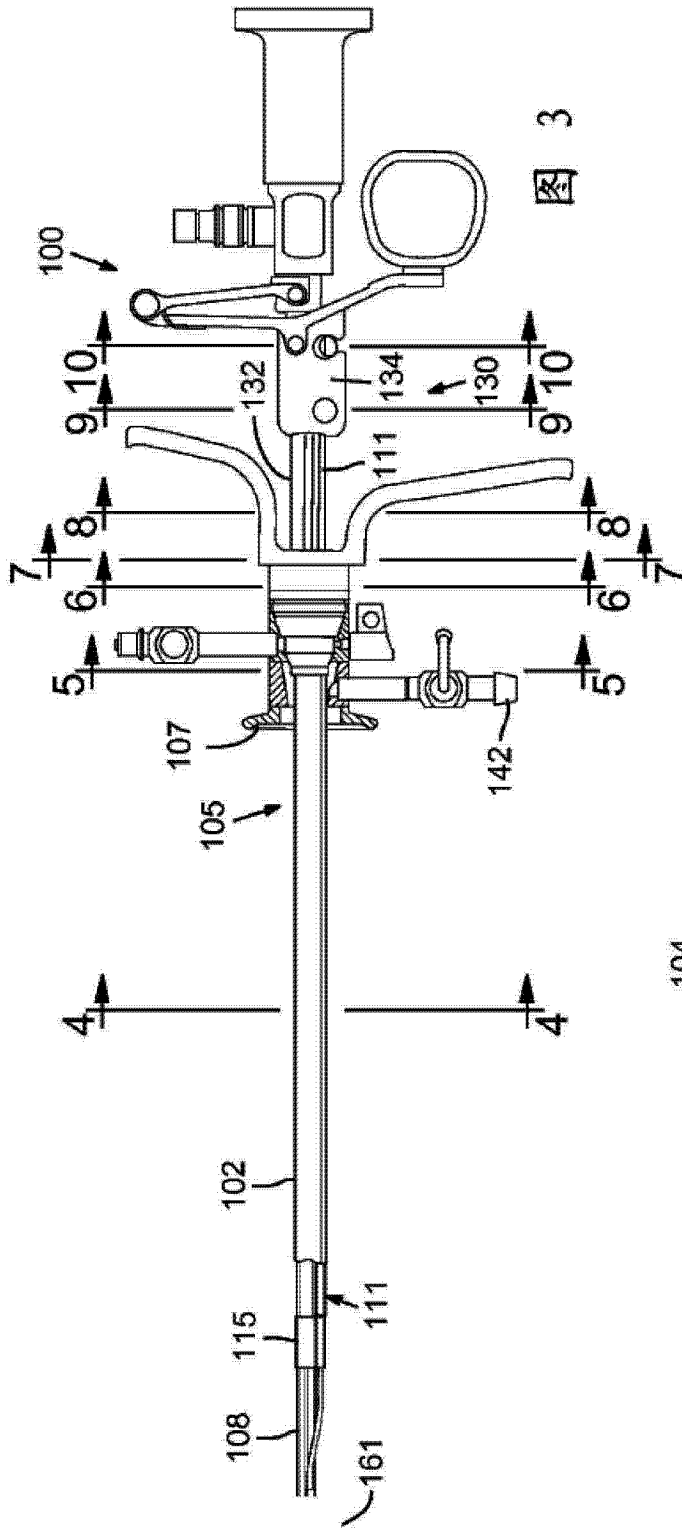


图 3

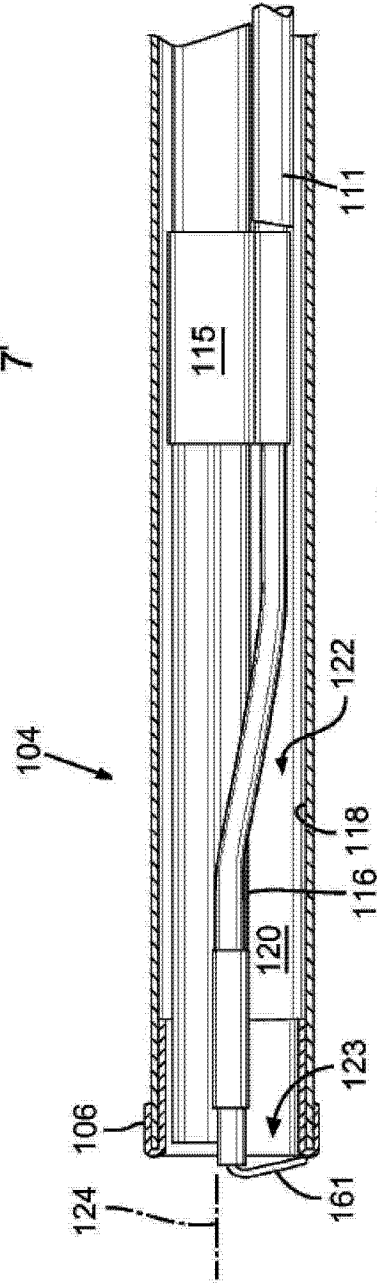
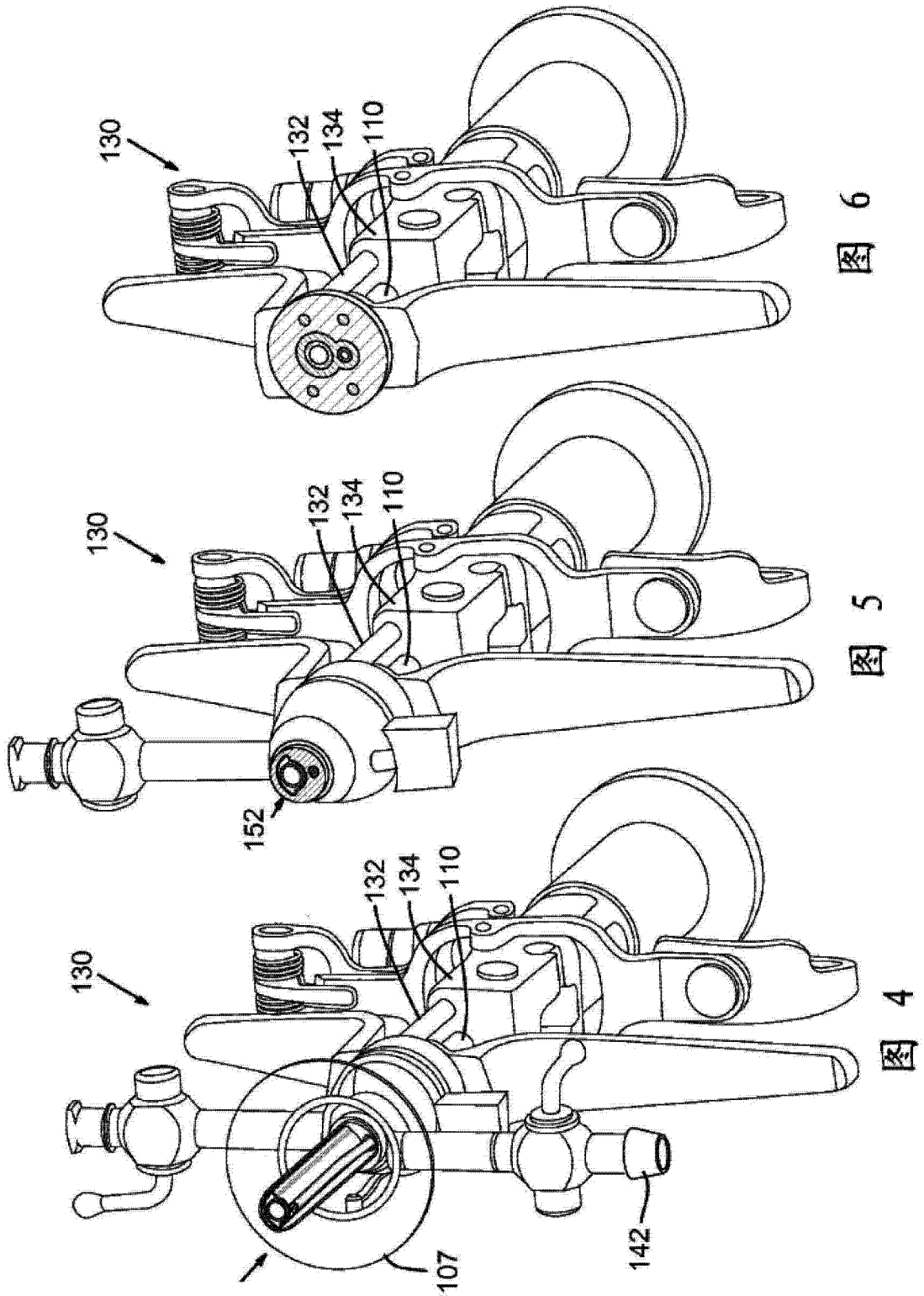


图 3A



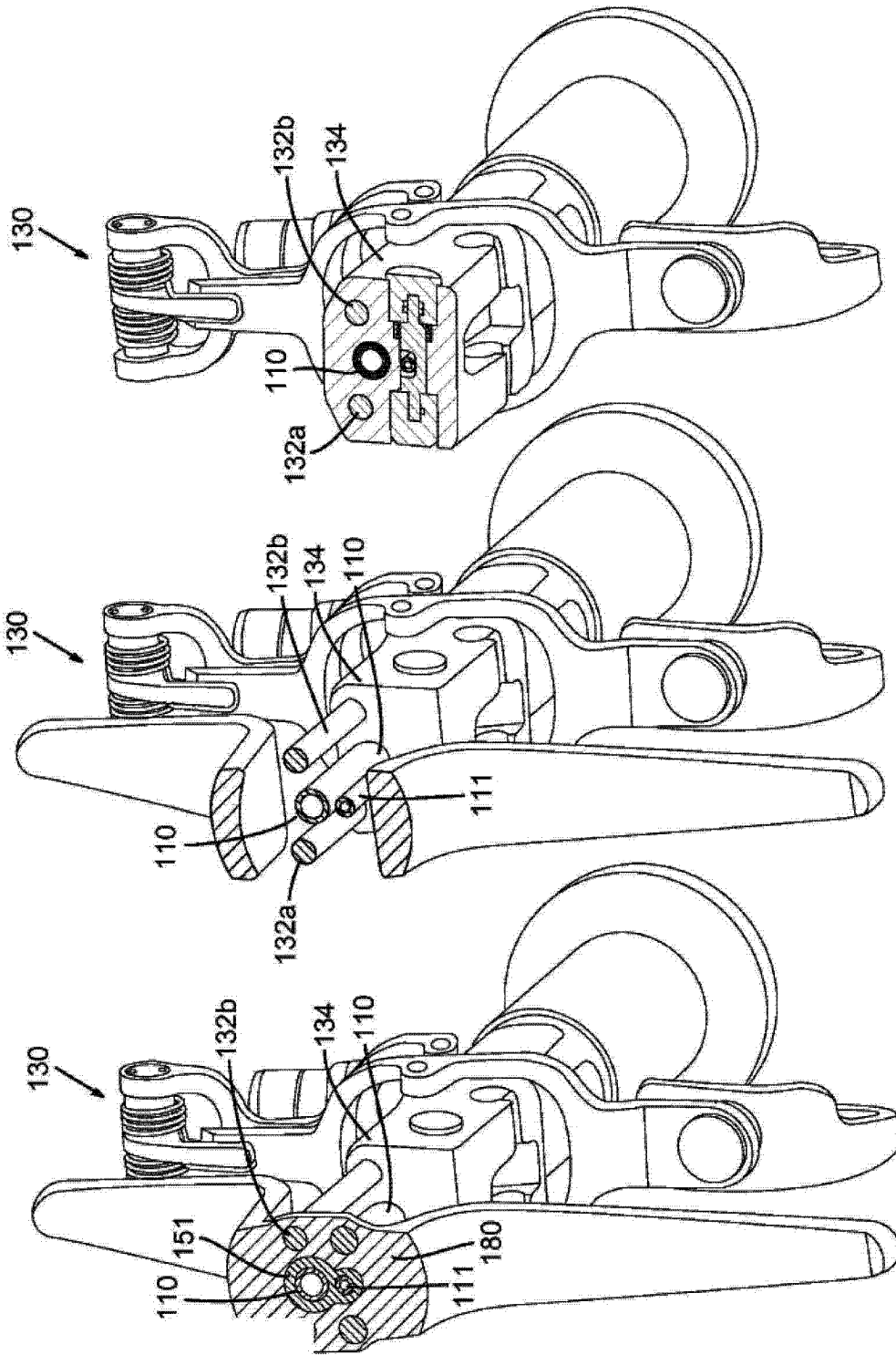


图 9

图 8

图 7

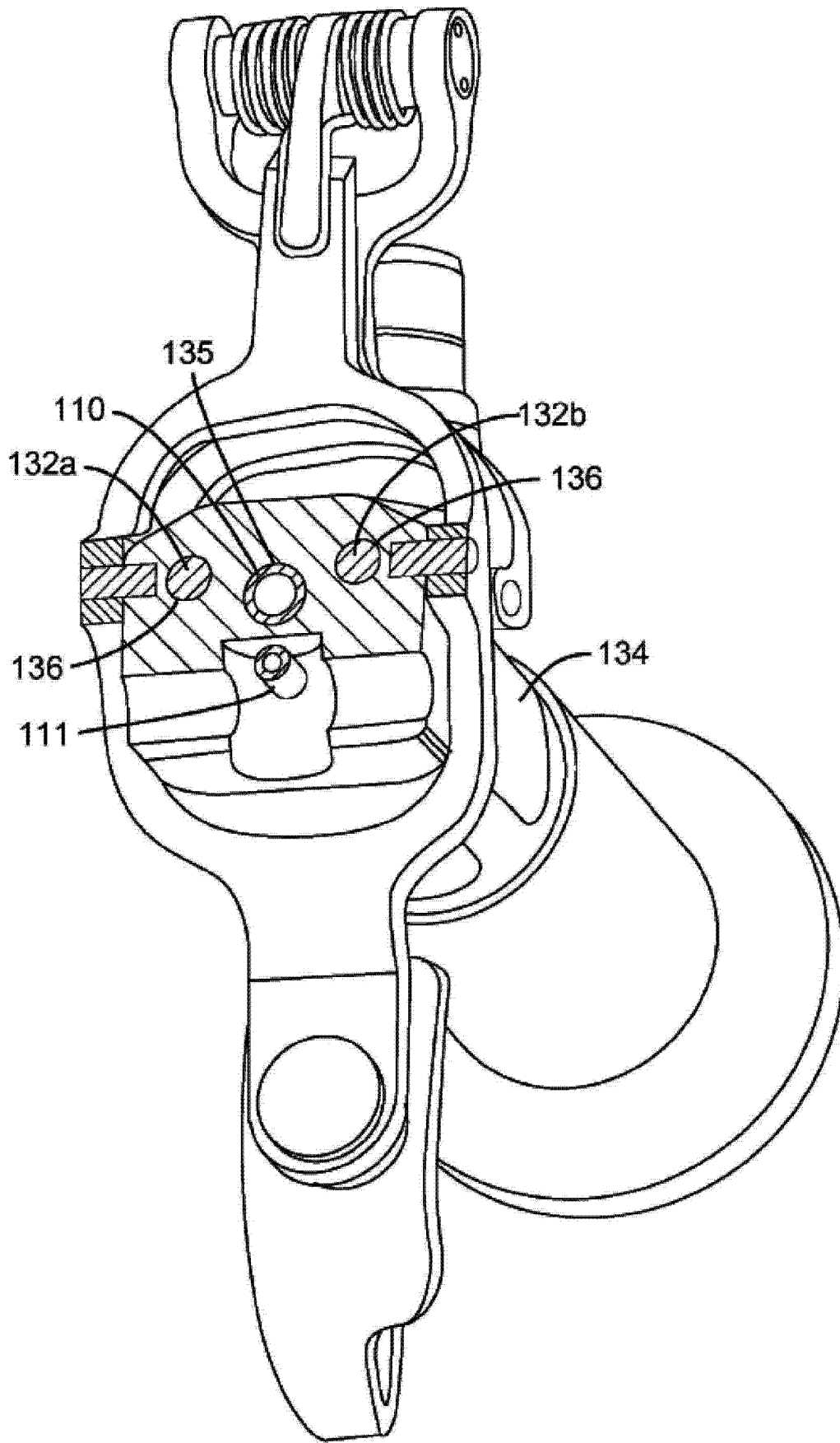


图 10

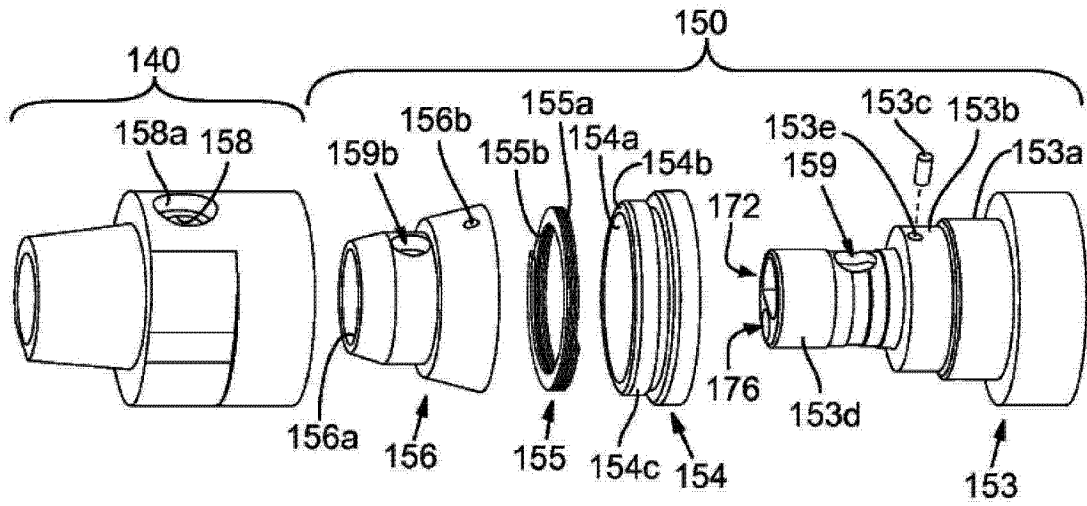


图 11

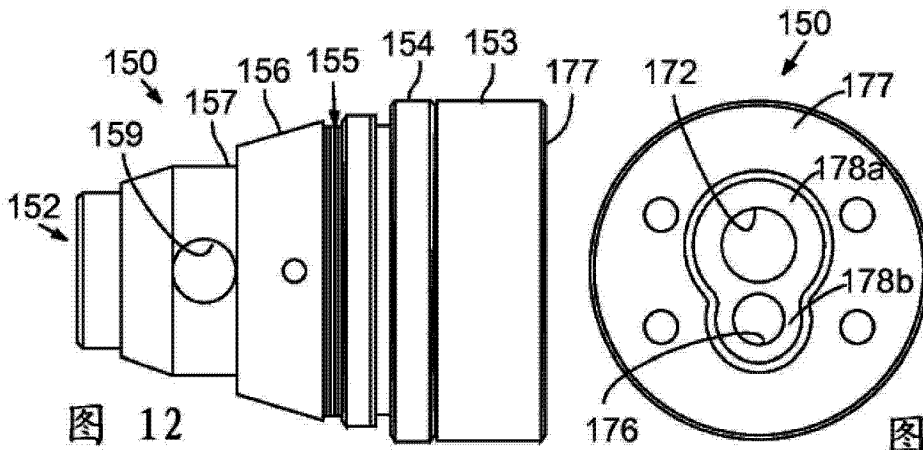


图 12

图 13

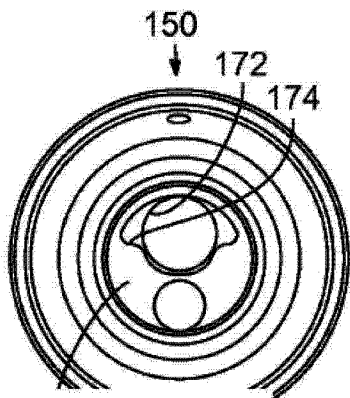


图 14

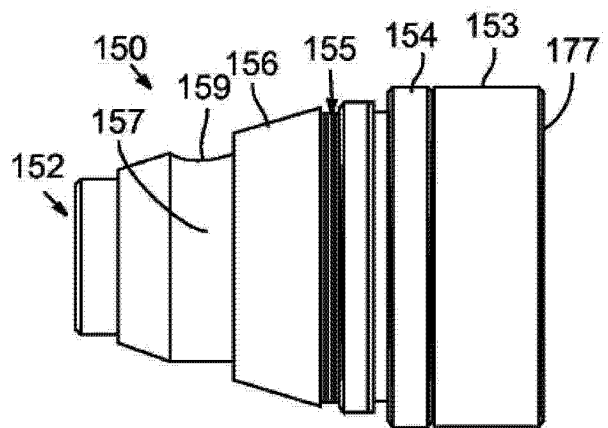


图 15

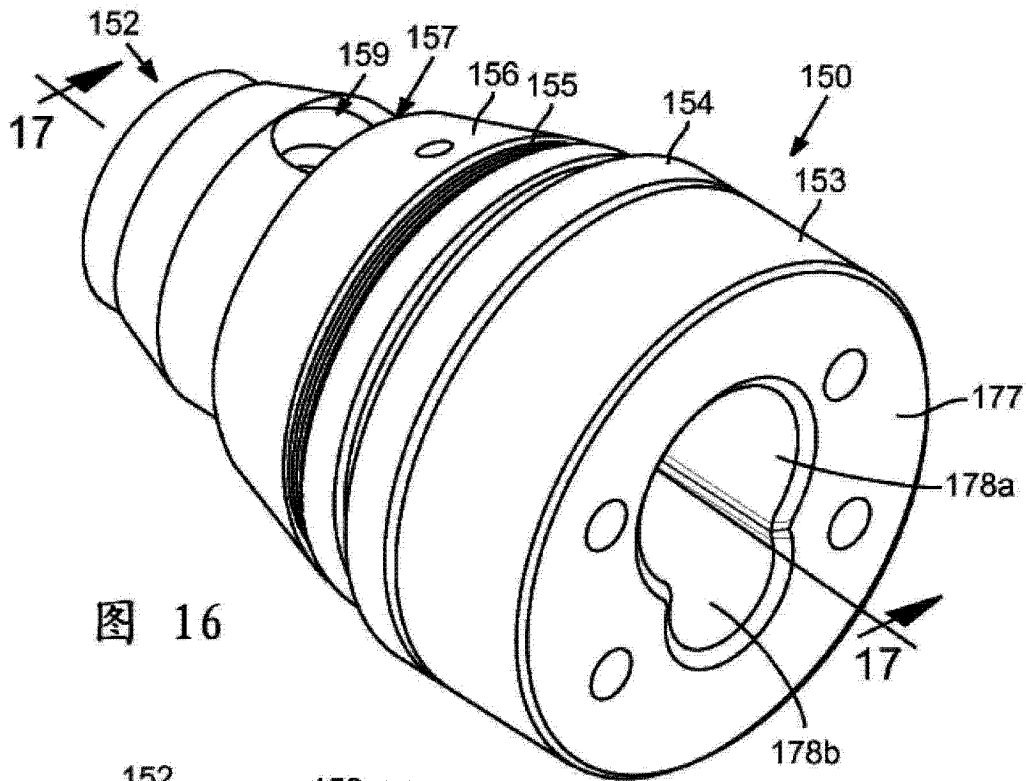


图 16

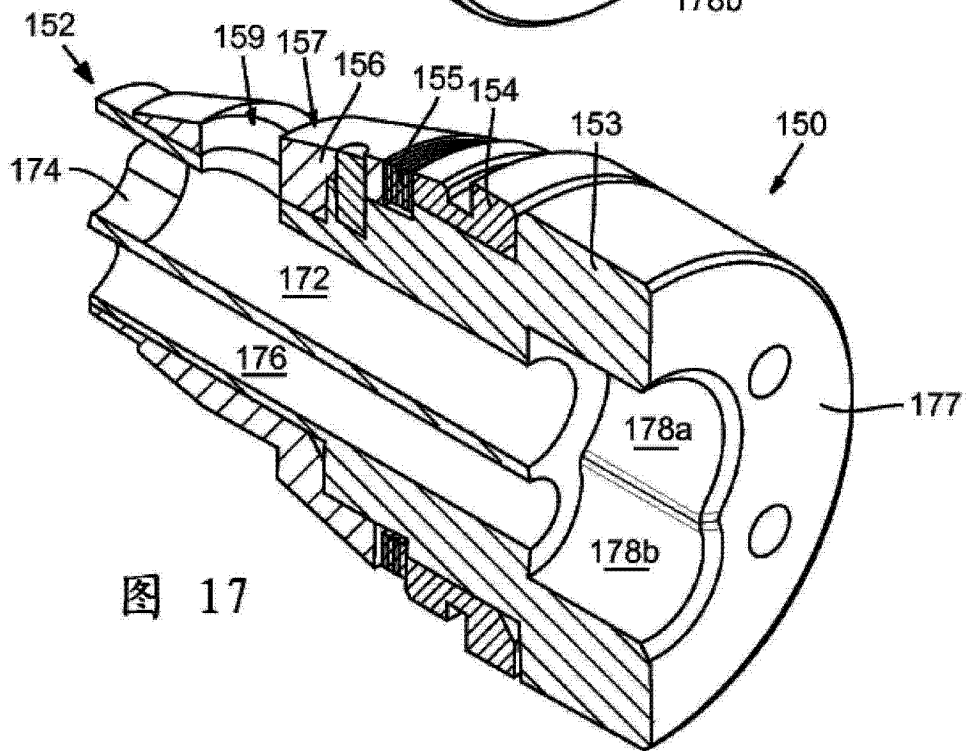


图 17

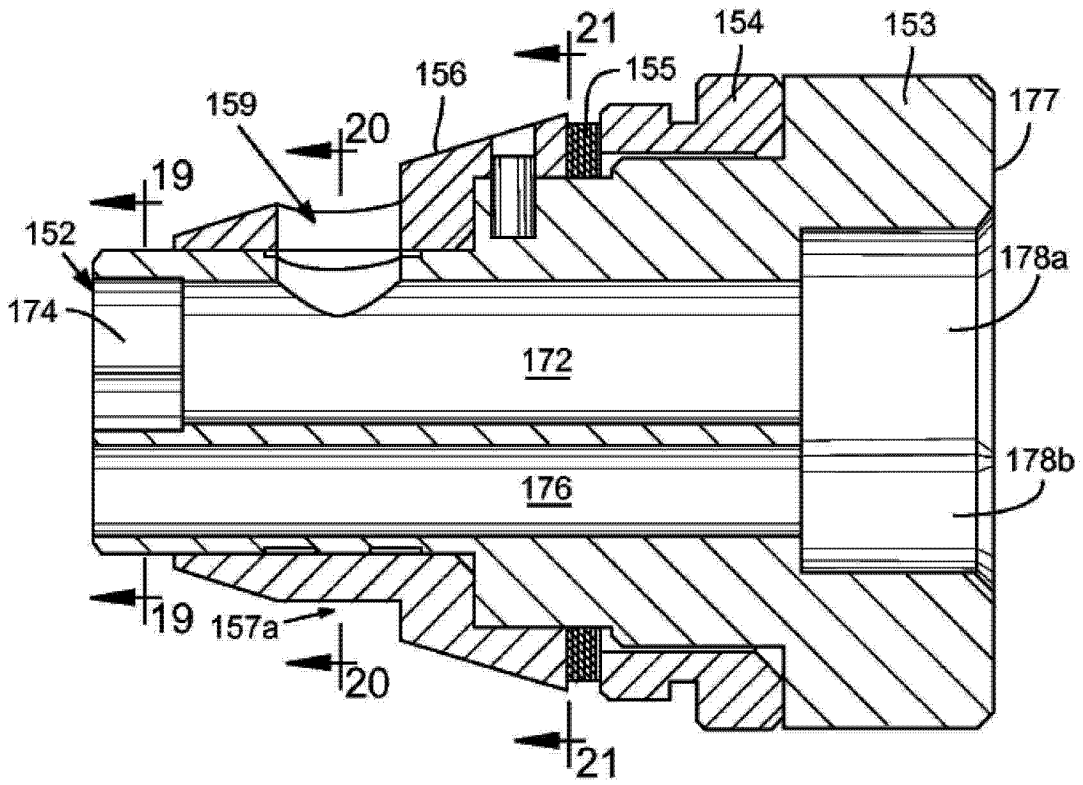


图 18

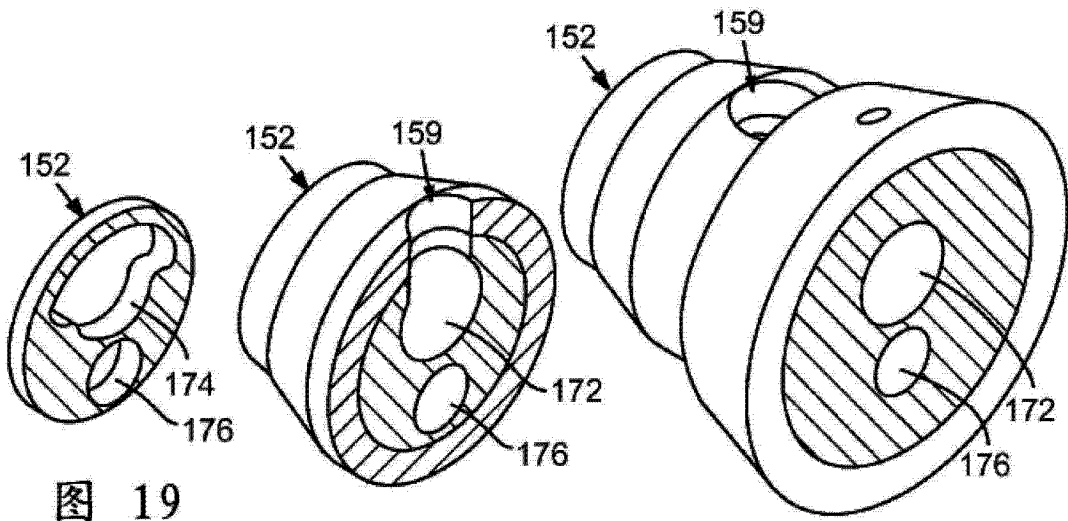


图 19

图 20

图 21

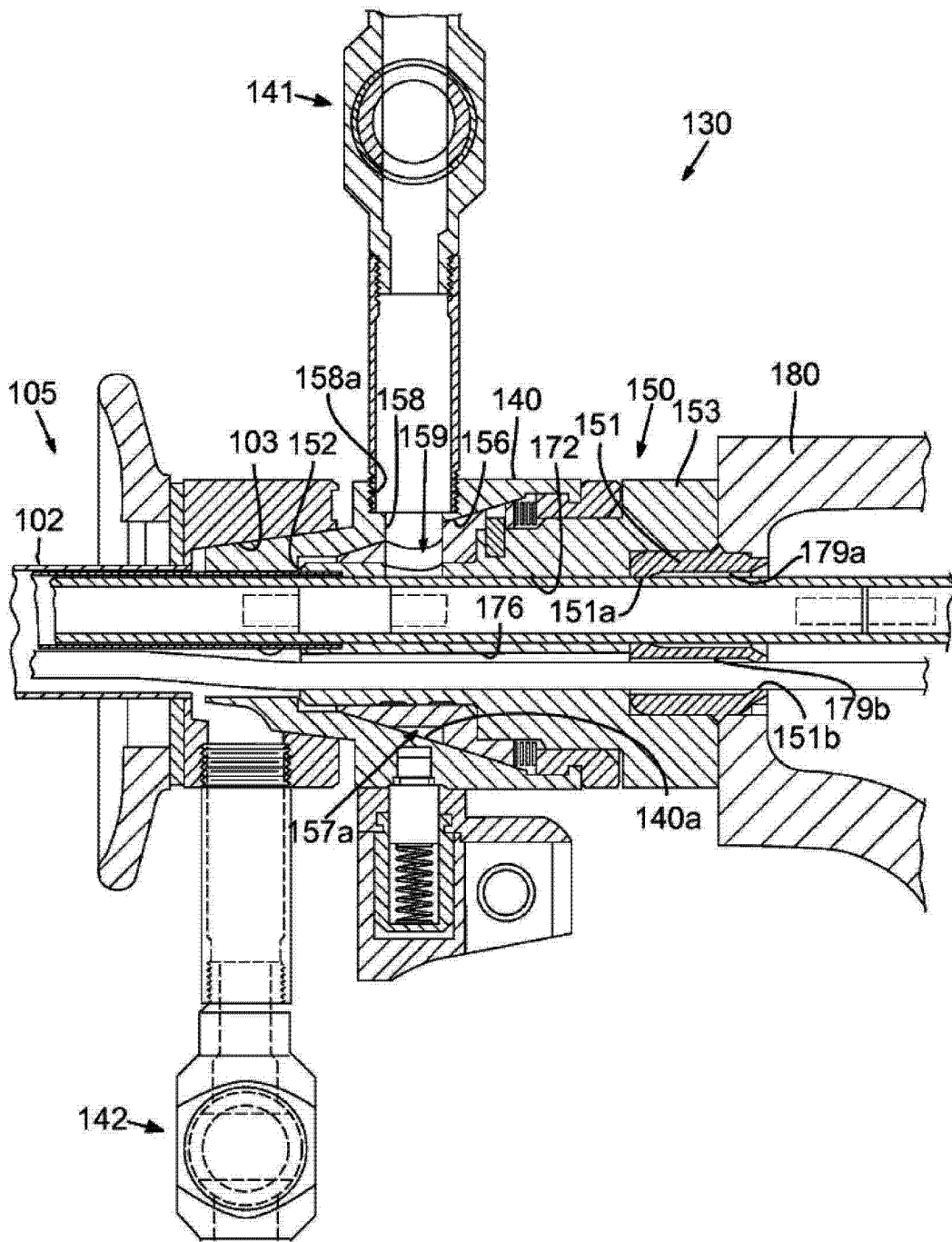


图 22

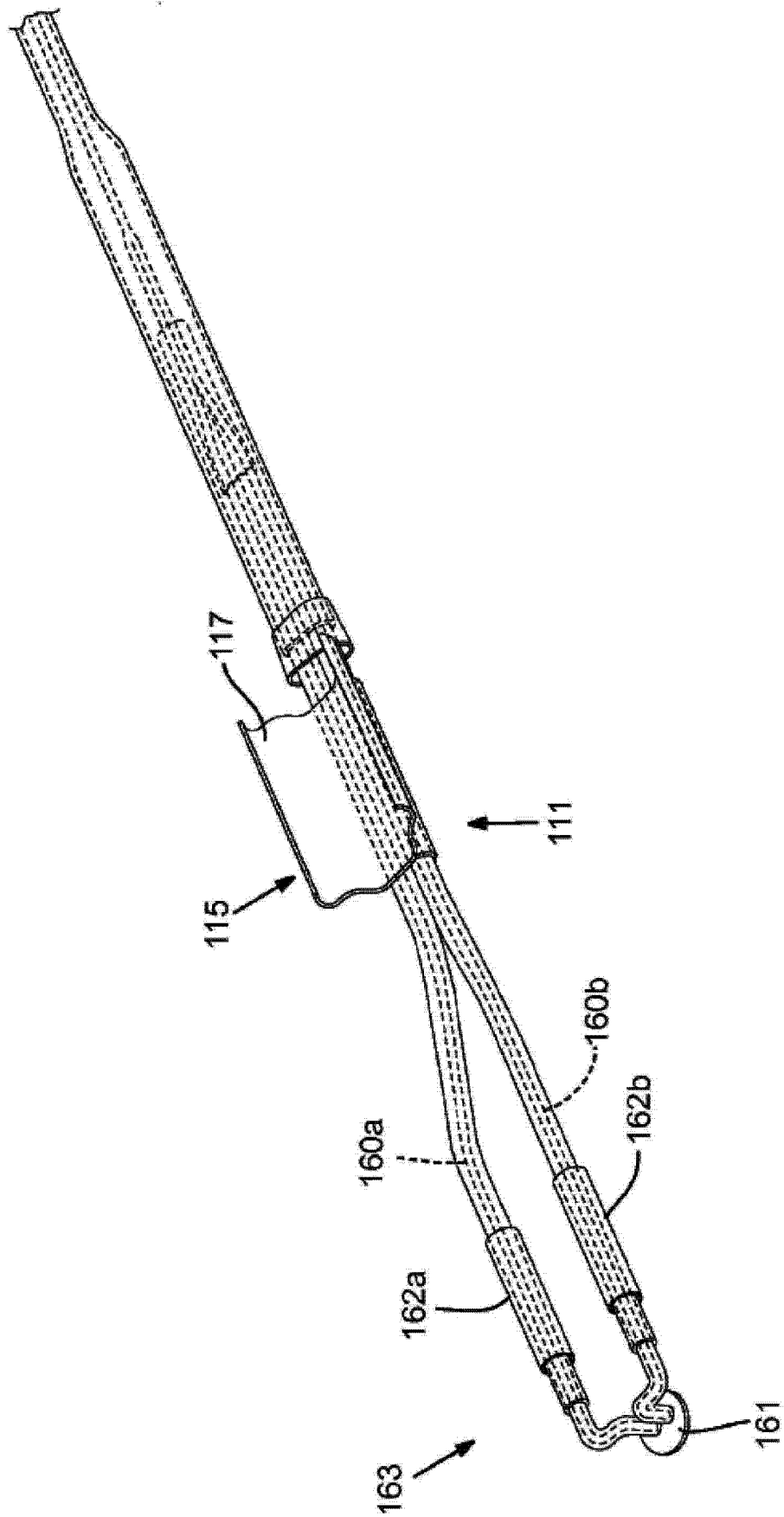


图 23

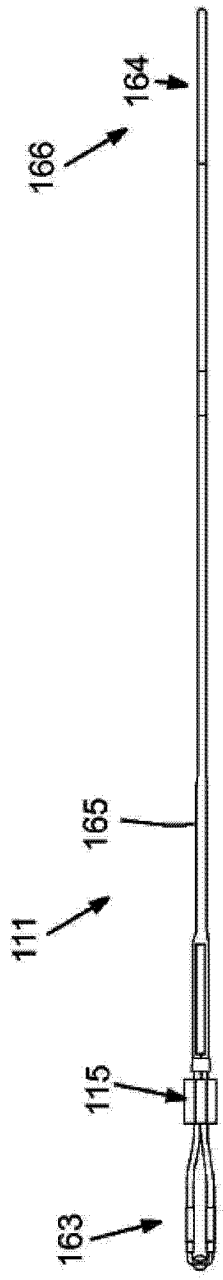


图 24

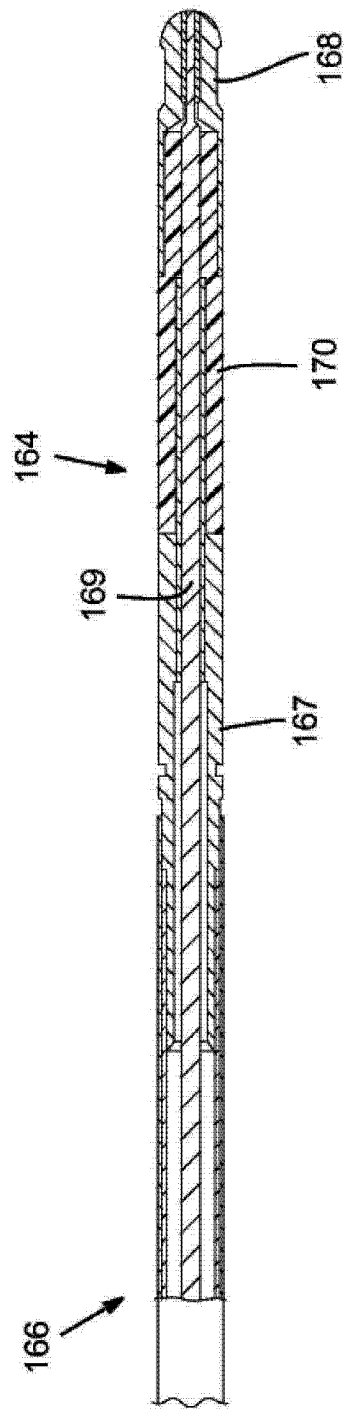


图 24A

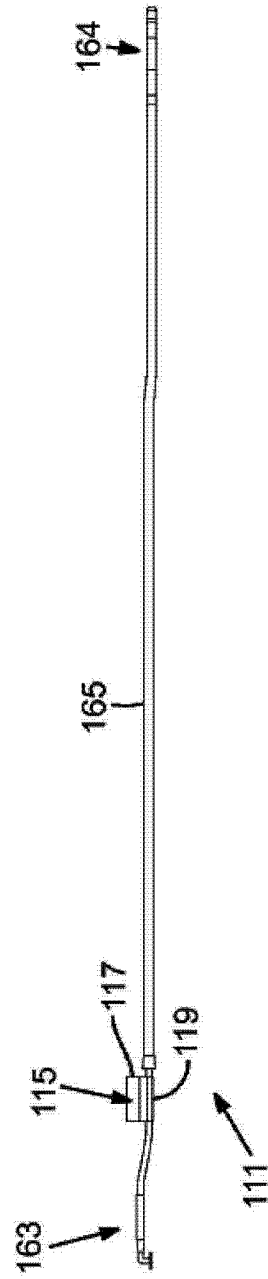


图 25

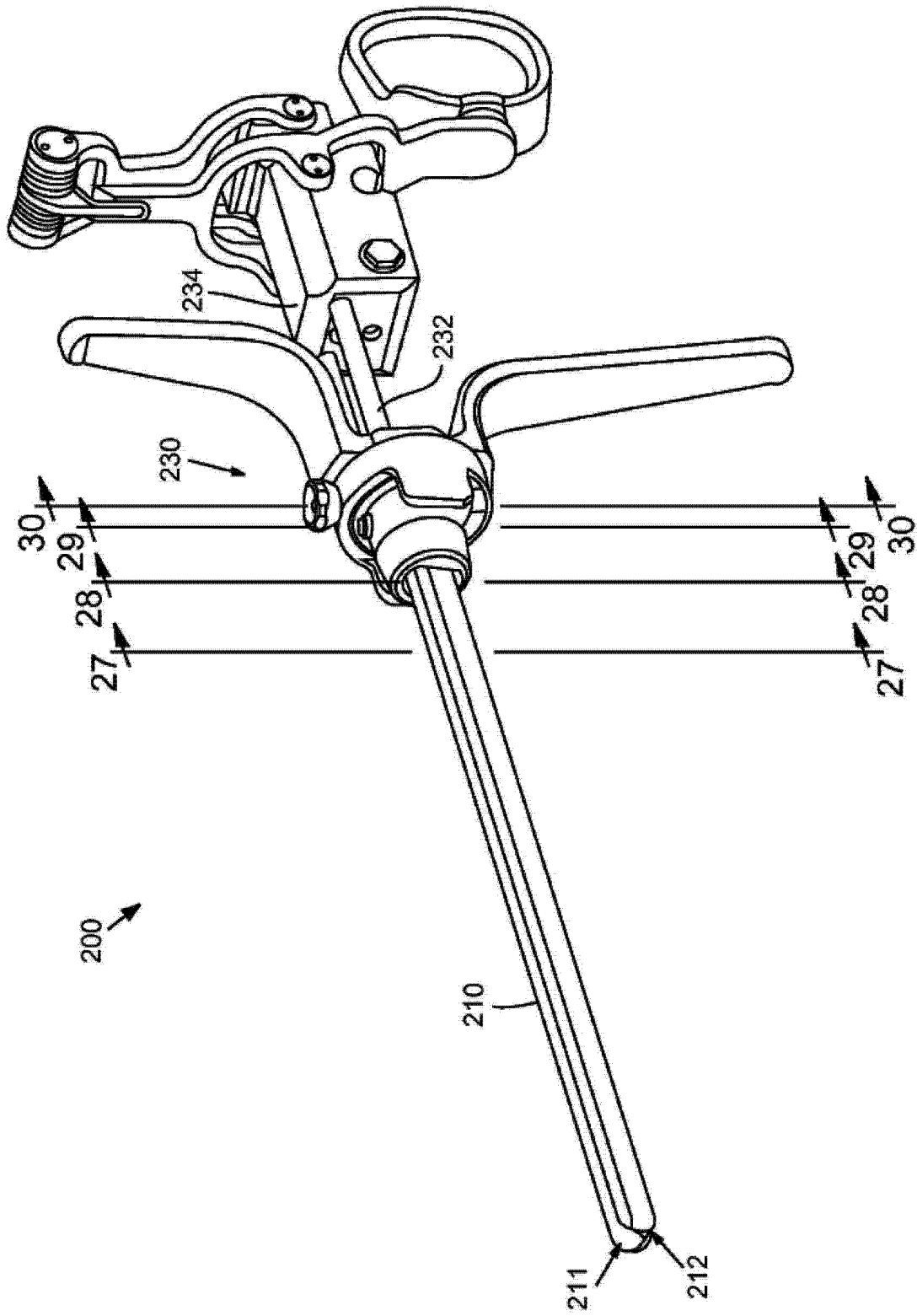


图 26

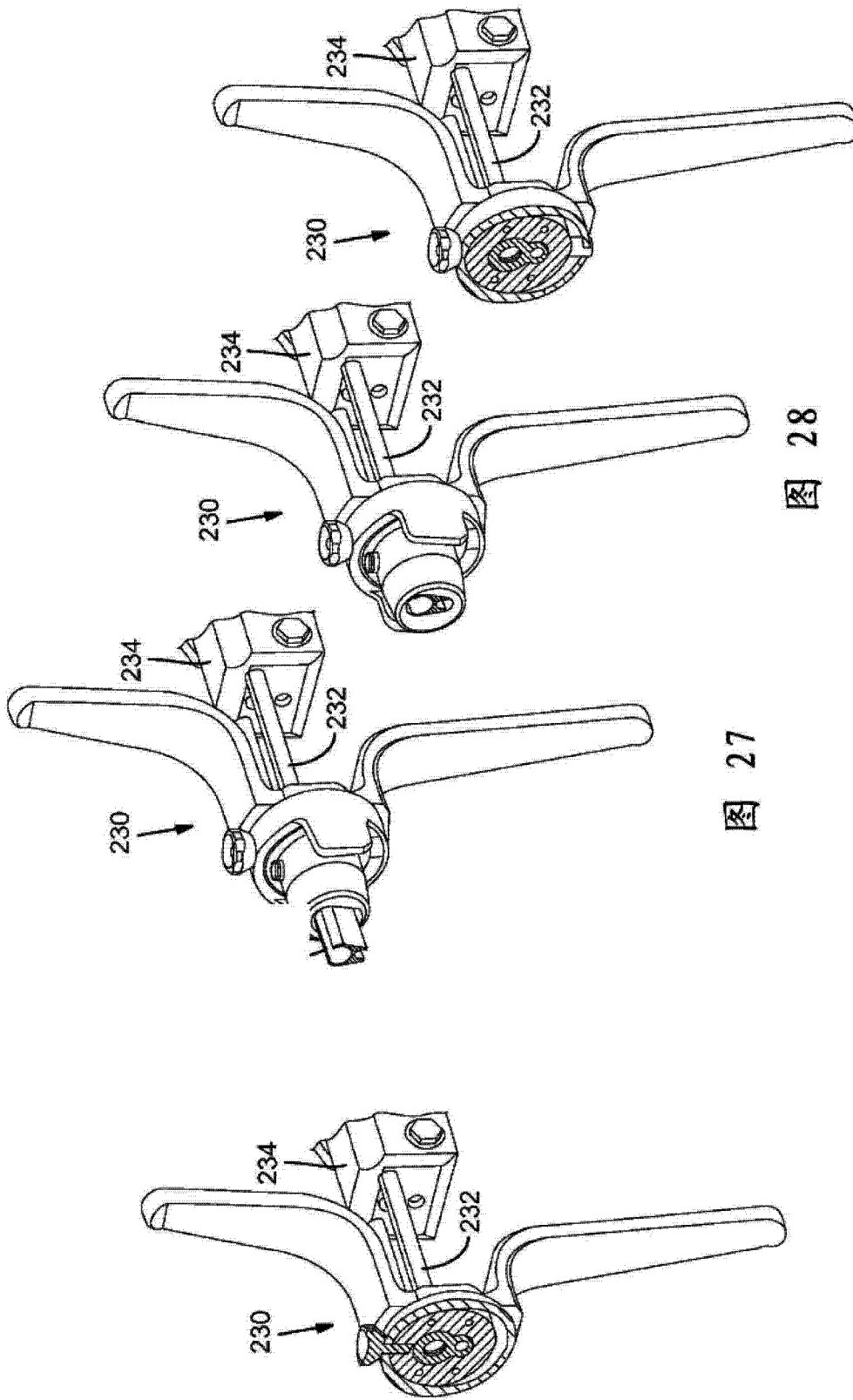


图 29

图 28

图 27

图 30

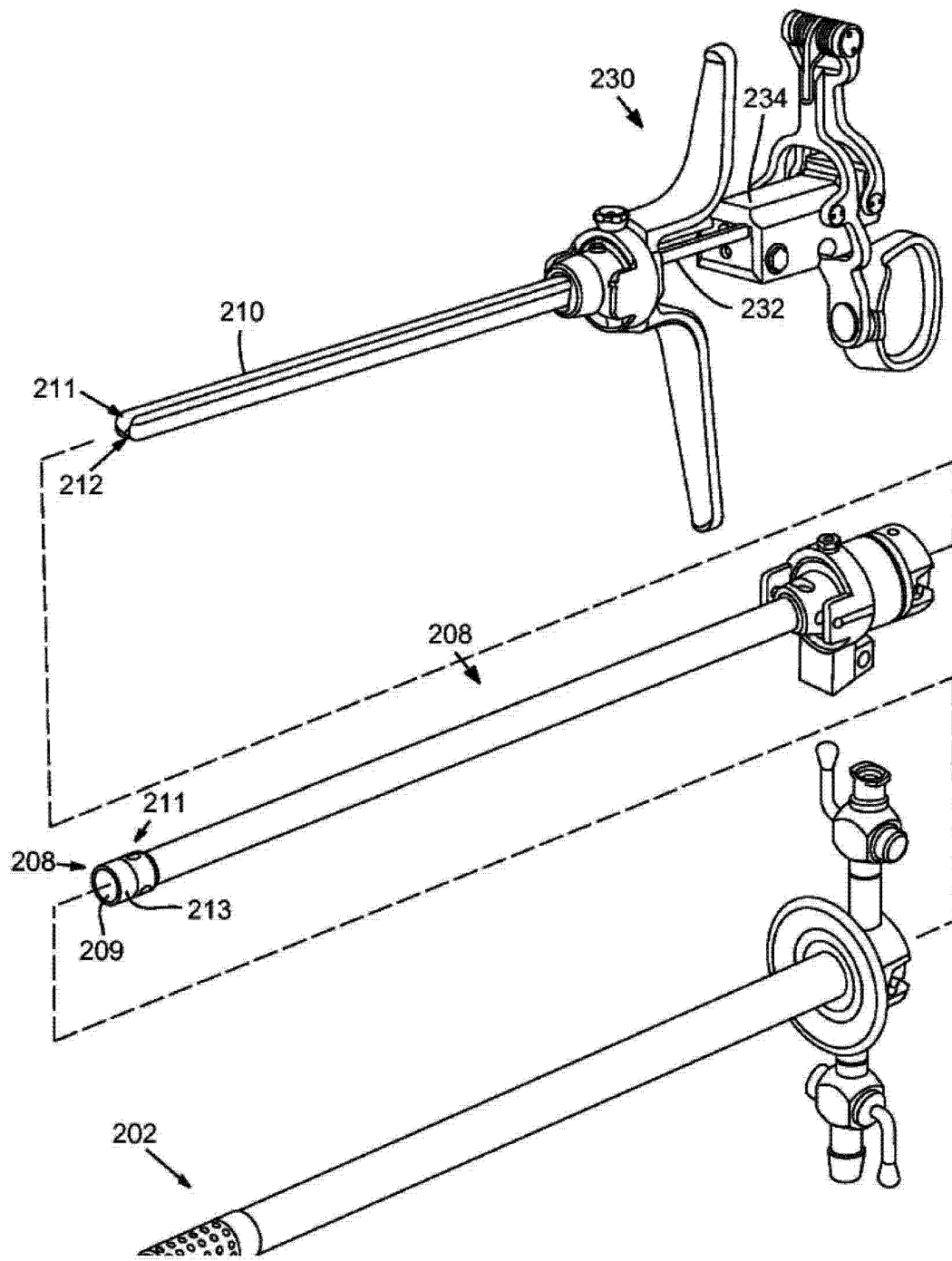


图 31

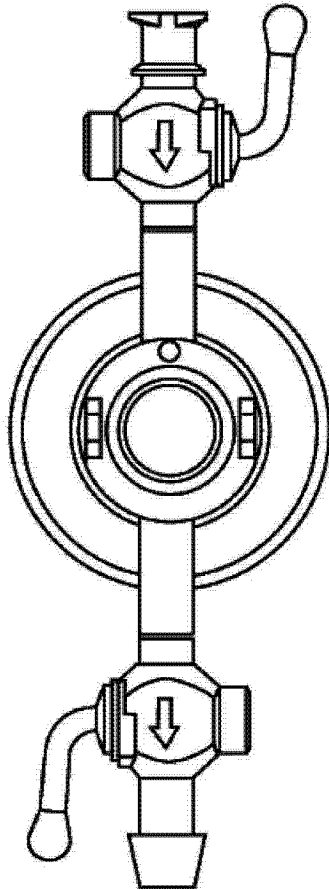


图 32

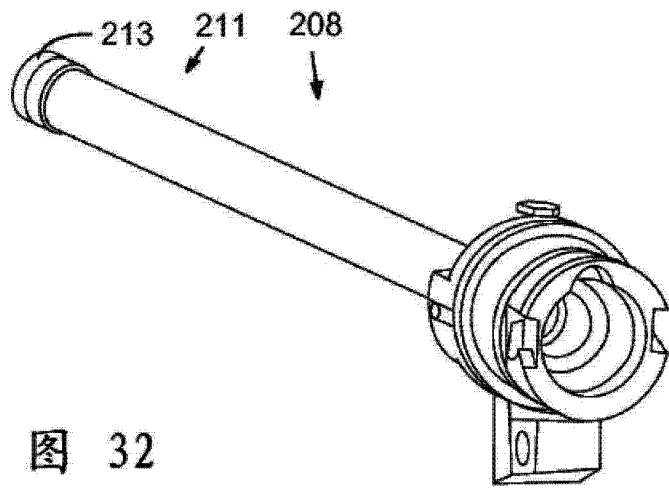


图 33

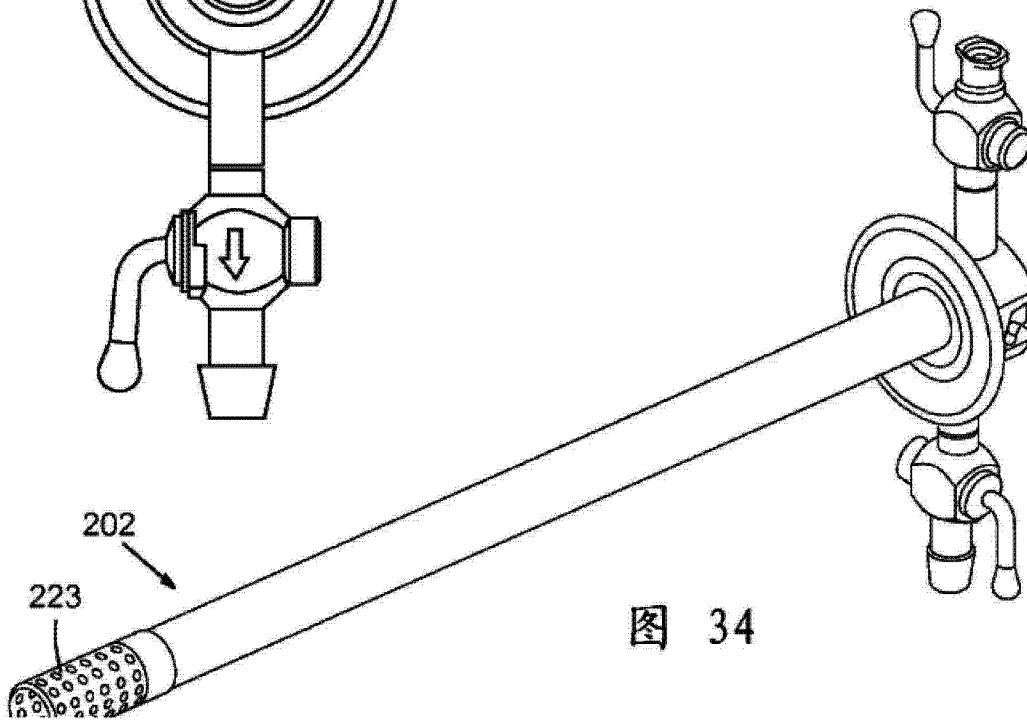


图 34

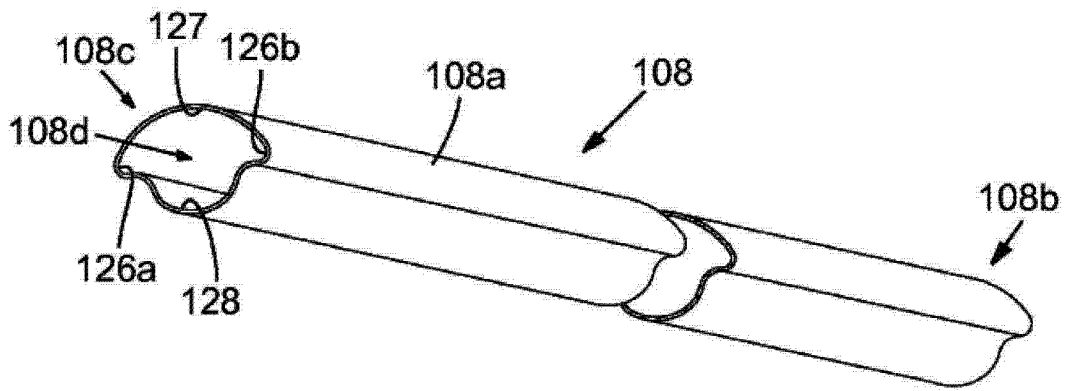


图 35

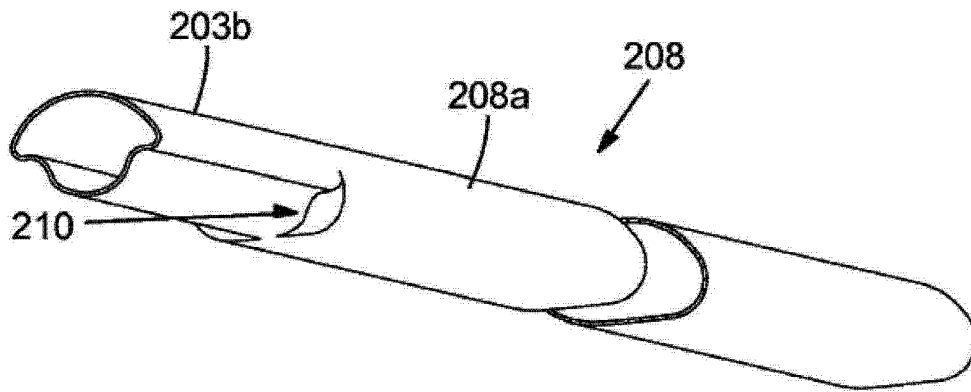


图 36

专利名称(译)	连续流动式内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN102905635B</a>	公开(公告)日	2015-09-09
申请号	CN201180025395.5	申请日	2011-05-25
[标]申请(专利权)人(译)	捷锐士阿希迈公司(以奥林巴斯美国外科技术名义)		
申请(专利权)人(译)	捷锐士阿希迈公司		
当前申请(专利权)人(译)	捷锐士阿希迈公司		
[标]发明人	T范		
发明人	T·范		
IPC分类号	A61B17/34 A61B1/018 A61B1/015 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/015 A61B2018/00196 A61B2218/002 A61B2018/1213 A61B1/018 A61B1/00128 A61B18/1482 A61B18/149 A61B2018/00029 A61B2218/007 A61B1/00119 A61B2217/005		
代理人(译)	王小东		
优先权	61/349805 2010-05-28 US		
其他公开文献	CN102905635A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了具有被构造用于插入患者体内的中空外部套管的内窥镜。中空内部套管可接纳在所述外部套管内，并且被构造可滑动地接纳第一内部器械。工作元件可被构造可旋转地支承至少第一内部器械和第二内部器械，使得至少所述第一内部器械和所述第二内部器械可绕共同的旋转轴线旋转，所述共同的旋转轴线与所述外部套管的纵向轴线大致共延。所述工作元件可具有沿所述旋转轴线纵向延伸的至少一个导轨，并且致动器块可滑动地安装至所述至少一个导轨，并因此可固定至所述器械中的至少一个，以便能够促使所述内部器械中的所述至少一个沿着所述外部套管纵向移动。

